

Schlussbericht vom 31.12.2022

zu IGF-Vorhaben Nr. 21117 BR

Thema

iTex-4-MoRe - Intelligente Textilien für Physiotherapie in der mobilen Rehabilitation

Berichtszeitraum

01.04.2020 bis 30.09.2022

Forschungsvereinigung

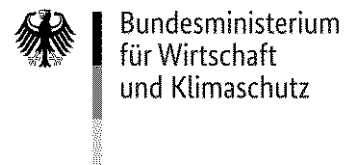
DECHEMA Deutsche Gesellschaft für Chemische Technik und Biotechnologie e.V.

Forschungseinrichtung(en)

FE 1: Technische Universität Dresden, Institut für Biomedizinische Technik

FE 2: Textilforschungsinstitut Thüringen-Vogtland e.V.

Gefördert durch:



aufgrund eines Beschlusses
des Deutschen Bundestages

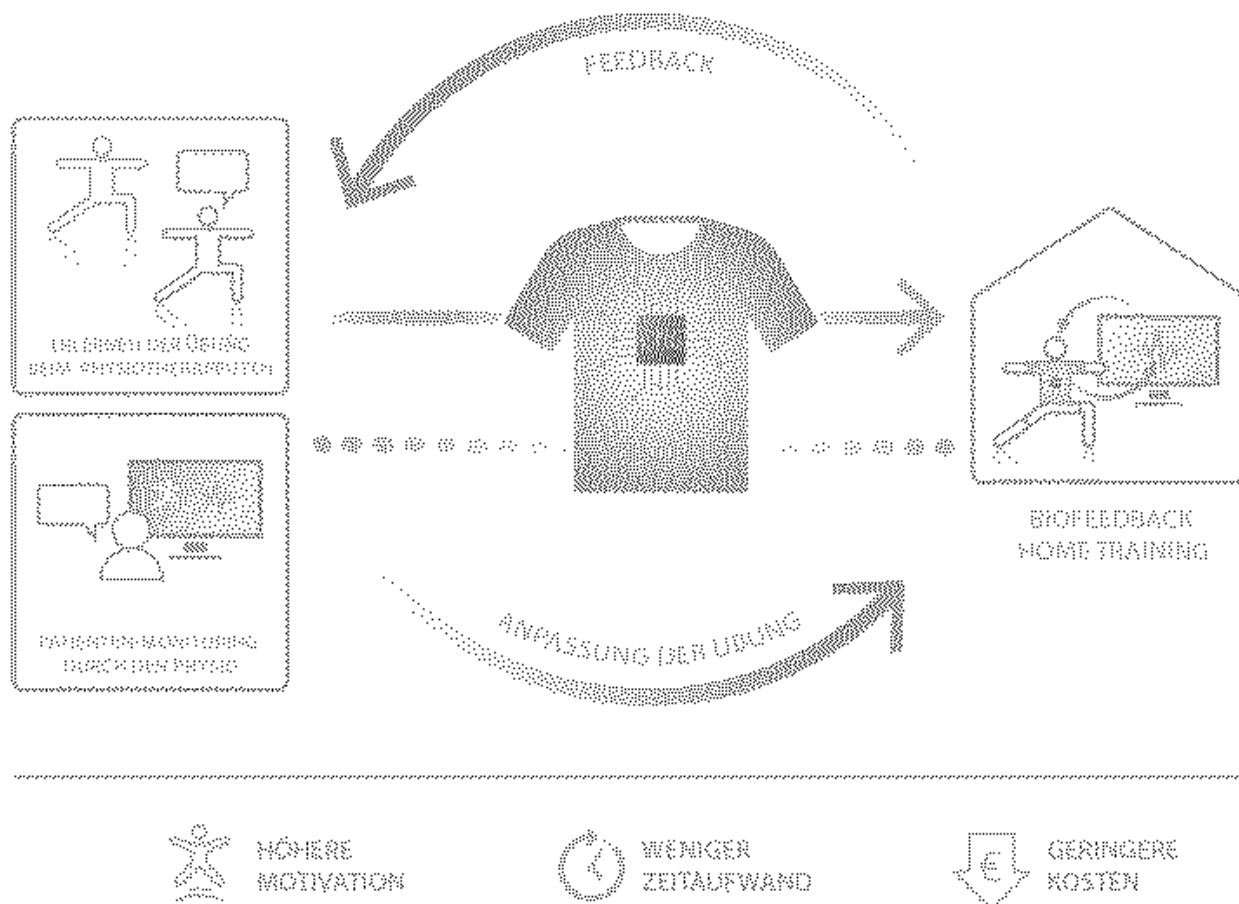


Abb. 1: Integration des EMG-Shirts in die mobile Rehabilitation.

1. Gegenüberstellung der Zielsetzung des ursprünglichen Forschungsantrages und der Ergebnisse im Projekt

AP-1: Benutzeranalyse und Spezifikation der Anforderungen (FE 1 und FE 2)

Ziel: Entwurf eines funktionalen und ergonomischen Gesamtkonzept als Rahmen für die Forschung an Detaillösungen. Festlegen der medizinischen Anforderungen aus dem antizipierten Anwendungsszenario als Medizinprodukt für das individuelle Training zu Hause und der drei Nutzergruppen: Kinder mit Haltungsdefiziten, Erwachsene mit idiopathischen Rückschmerzen und Senioren mit altersbedingtem Muskelschwund. Ableiten des Anforderungsprofile für die textilen Elektroden, die permanente ionisch leitfähige Beauflagen zur Elektrodenoptimierung, die Lösungen zur Integration des Elektroden-Arrays ins Textil.	
Durchgeführte Arbeiten	Ergebnisse
Gestaltung eines funktionalen und ergonomischen Gesamtkonzept	Das EMG-Shirt im häuslichen Gebrauch als Feedback-Sensor für den Patienten und Trainingsmonitor für den Physiotherapeuten. Acht Rumpfmuskeln als spezifisch für die gängigsten Heimübungen identifiziert. Ableitpunkte für die EMG-Messung definiert. <ul style="list-style-type: none"> - bipolare Ableitung - Mittenabstand 2 cm - Durchmesser 1 cm - Impedanz unter 10 kΩ - Standardabweichung von 2,5 % des Mittelwerts

Erstellung des Anforderungsprofils für textile Elektroden	Anforderungsprofil erstellt: <ul style="list-style-type: none"> • Anbindung des Polyelektrolyten über eine CVD-Haftvermittlerschicht als Entwicklungsweg festgelegt, • Festlegung von Randbedingungen zur Evaluierung der Polyelektrolyten • Fäden werden vor Herstellung der Elektroden mit Polyelektrolyten funktionalisiert
Entwicklung des Layouts der Stickelektroden und Herstellung erster Muster	Elektroden bestehen aus mehreren Komponenten, leitfähiger Stickfaden ist Silver texh 120 (Amann & Söhne GmbH & Co. KG) Sticklayout und Sticktechnik sind festgelegt

AP-2: Erforschung eines elektrodennahen Biosignalaufnehmers (FE 1)

Ziel: Miniaturisieren der Funktionsstrukturen eines Mehrkanal-Biosignalaufnehmers für die Integration in ein EMG-Shirt als tragbarer Biosignalaufnehmer als dezentrales Sensornetzwerk.	
Durchgeführte Arbeiten	Ergebnisse
Aufbau eines Messplatzes zum Evaluieren von Sensorkonzepten. Anschaffung eines Referenzmesssystems	Prüfstands in Anlehnung an die DIN SPEC 60029 aufgebaut. Anbindung des Referenzmesssystems
Überprüfung marktüblicher Lösungen auf ihre Eignung.	Kein marktübliches System ist für die direkte Integration geeignet gewesen, da die Signalkonditionierung unzureichend war.
Entwicklung eines Sensorkonzeptes mit reduzierter und auf das EMG-Shirt optimierter Elektronik.	16 Kanal EMG-Aufnehmer mit dezentralen analogen Front-Ends konzipiert. - Analog Front End: ADS1298 - Mikrocontroller: STM32L475RGT - Filter-Ordnung: 4 - Spannungskonditionierung: LM2665 und LT3042 - Verstärker: AD8422 Alle Komponenten sind für den Einsatz in medizinischen Geräten konzipiert und aus EMV-sicht unbedenklich.

AP-3: Erforschung eines leitfähigen Fadens mit Polyelektrolytbeschichtung (FE 2)

Ziel: Ein ionisch leitfähiges Polymer soll an ein metallisch leitendes Garn durch Aufdampfen einer nanoskaligen SiO _x -Haftvermittlerschicht angebracht werden. Die Modifikation soll den Hautübergangswiderstand der textilen Elektroden um den Faktor 3 reduzieren. gestickte Trockenelektroden mit stark verbessertem Hautkontakt entwickelt. Die markt-taugliche Skalierung des Funktionalisierungsprozesses ist nachzuweisen.	
Durchgeführte Arbeiten	Ergebnisse
Entwicklung des Funktionalisierungsverfahrens an einem nicht-leitfähigen Garn: - Ermittlung der Auflagerungen und Begleitstoffe	0,84 % Auflagerungen/Begleitstoffe (Wachs) auf PA-Garn durch Abflammen (CVD) auf 0,56 % reduziert. Vorbehandlung Waschen erforderlich, reduziert Auflagerungen auf 0,1 %.

- Vorbehandlung - Versuche zur Abscheidung von SiO _x mittels CVD	Mechanische Festigkeit des Garns verringert sich mit steigender Behandlungsintensität des CVD-Prozesses, optimale Parameter für CVD-Behandlung sind ermittelt.
Parametervariation zur Funktionalisierung CVD-behandelter Garne mit drei Polyelektrolyten im Glaskolben	Mit Polyelektrolyt beschichtete Muster liegen vor.
Beschaffung Sputteranlage für Anfertigung von REM/EDX-Aufnahmen der funktionalisierten Garne	Die Sputteranlage wurde in Betrieb genommen.
Charakterisierung der Garne nach Funktionalisierung mittels REM/EDX	REM/EDX-Aufnahmen belegen die Notwendigkeit einer Wäsche nach Funktionalisierung der Garne (Ablagerung von Kochsalz) Keine Abhängigkeiten zwischen Ausbildung der Polyelektrolytschicht und Behandlungszeit zur Funktionalisierung erkennbar
C-CVD-Behandlung und Funktionalisierung leitfähiger Garne im Glaskolben	Parameter aus den vorherigen Versuchen erfolgreich übertragen, wie REM/EDX-Aufnahmen bestätigen
Funktionalisierung leitfähiger Garne an Fadenbeschichtungsanlage	Leitfähiges Fadenmaterial mit allen drei Polyelektrolyten erfolgreich ausgerüstet liegt in ausreichender Menge für Anfertigung von Elektroden vor
Sticken von Elektroden und Charakterisierung am Hautmodell	Anhand der ermittelten Ergebnisse aus den Impedanzmessungen werden weitere Versuche mit Polyacrylsäure als Polyelektrolyt durchgeführt. Doppelt beschichtetes Garn bringt keine Vorteile für die Kontaktimpedanz
Prüfungen zur Gebrauchsbeanspruchung (Waschen in der Waschmaschine, Abriebfestigkeit, Behandlung in künstlicher Schweißlösung)	Zweifach beschichtetes Garn in Waschprozessen und bei Abrieb stabiler. In saurer Schweißlösung ist Polyacrylbeschichtung stabil, in alkalischer Schweißlösung kommt es zu langsamem Abbau und damit Anstieg der Impedanz.

AP-4: Erforschung eines selbstkalibrierenden Elektrodenarrays (FE 1)

Ziel: Störeinflüsse sind zu identifizieren, die bei der EMG-Messung über ein Funktionstextil während des rehabilitativen Trainings im klinischen und häuslichen Umfeld auftreten. Maßnahmen zu deren Reduktion oder Kompensation sind zu erforschen. Der Einfluss von dermatologischen Gegebenheiten am Phantom ist zu klären.	
Durchgeführte Arbeiten	Ergebnisse
Für die neuen textilen Elektroden wurden die Signalparameter und der Einfluss von Störquellen quantifiziert.	Die gemessene Kontaktimpedanz liegt zwischen 193 Ω und 1,43 kΩ. Die Standardabweichung beträgt 3,5 %. Das SNR beträgt 39,6 dB. Anpressdruck und Bewegung wurden als größte Störquellen identifiziert.

Ein Maßnahmenkatalog mit Methoden zur Reduktion von Störeinflüssen wurde erstellt.	KI-Modell zur qualitativen Beurteilung von EMG-Signalen trainiert. Die Deep-Learning Methoden zeigten die besten Ergebnisse beim Erkennen von Bewegungsartefakten. Durch eine Fensterlänge von 100 ms und Hyperparameteroptimierung konnte die Klassifikationsgüte des CNN nochmals verbessert werden.
Die Dermatologischen Gegebenheiten wurden am Knie als Analog-Modell untersucht.	Verschiebungen der lokalen Maxima des EMG-Signals, zwischen zwei benachbarten Elektroden mit einem Mittenabstand von 2 cm registriert.

AP-5: Erforschung leitfähiger Textilstrukturen hoher dynamischer Festigkeit (FE 2)

Ziel: Erforschung der Methoden und Richtlinien zur Integration textiler Elektroden in ein Sportshirt, so dass es mechanischer Beanspruchung des täglichen Trainings standhält und sich durch die Bewegung nur geringe Artefakte ergeben	
Durchgeführte Arbeiten	Ergebnisse
Stickversuche zum Aufbau geeigneter Elektroden	Elektrodenfläche wird auf formstabilen Vliesstoff gestickt. Leitfähiges Garn = Silver tech 120, C-CVD-behandelt und beschichtet mit Polyacrylsäure Unterpolsterung mit Abstandsgewirke sorgt für besseren Hautkontakt. Zuleitungen zur Elektrode werden in einem Arbeitsschritt sticktechnisch per Soutage-Technik realisiert. Befestigung der Elektrode auf dem Funktionstextil mittels Klett. Funktionsmuster in Form eines Gurtes in drei Größen liegt vor.

AP-6: Erforschung eines Klassifikators für die Trainingsbewertung (FE 1)

Ziel: Das diagnostische Leistungsvermögen des EMG soll genutzt werden, indem es mit einem biomechanischen Modell verknüpft wird, so dass ein Expertensystem zur Bewertung der Bewegungsausführung anhand der Muskelkoordination entsteht.	
Durchgeführte Arbeiten	Ergebnisse
Konzeption eines zweistufigen Bewegungsmodells.	Ein etabliertes Bewegungsmodell für OpenSim wurde als Basis integriert. Eine Schnittstelle für die EMG-Signale wurde geschaffen.
Experimentelle Bestimmung der Modellparameter, Schwellwerte und Zeitkonstanten bei den typischen Rumpfbewegungen Flexion, Extension, Lateralflexion und Rotation	Wirbelsäulenbeweglichkeit und Koordination der Rumpfmuskulatur wurde durch neuentwickelte Zwangsbedingungen der realen Physiologie angeglichen.
Evaluierung mit Hilfe des Referenzsystems.	Das Modell zeigt bei Bewegungen in der Sagittalebene die beste Übereinstimmung mit den Motion Capture Daten. Der Klassifikator unterscheidet modellbasiert die Qualität der

	<p>Übungsausführung anhand des Aktivierungsmusters der Muskeln, die vom EMG-Shirt gemessen werden. Die Auswertung hat gezeigt, dass das Modell für Flexion/Extension die besten Ergebnisse erzielt. Für Bewegungen in der Transversal- und Frontalebene liegen die Abweichungen bei bis zu 30 % zwischen tatsächliche Kraft und EMG-basierter Qualifizierung.</p>
--	---

AP-7: Bewertung des EMG-Shirts aus physiotherapeutischer Sicht (FE 1 und FE 2)

<p>Ziel: Nachweis der Funktion aller Einzelkomponenten gemäß ihrer Spezifikation unter realen Bedingungen.</p>	
Durchgeführte Arbeiten	Ergebnisse
Entwurf und Aufbau eines Shirts	<p>hochelastisches Gestrick als Grundsubstrat für das Shirt ist geeignet für die Integration der Elektroden und bietet einen angenehmen Tragekomfort. Shirt an Schneiderbüste in Konfektionsgröße 38 – 75 B konstruiert. Die Positionierung der Elektroden wurde unter Beachtung der Materialdehnung in einer Prinzipskizze festgehalten. Konfektion erster Testmuster des Shirts und Festlegung der Positionen der textilen Elektroden ist erfolgt. Drei Bereiche zur individuellen Befestigung der mit Klett ausgestatteten Elektroden festgelegt und mit elastischen Flauschband versehen, das zur Positionierung der Elektroden mit einem entsprechenden Muster ausgerüstet ist. Flexible (dehnfähige) Verlegung der Kabel durch mäanderförmiges Anbringen realisiert.</p>
Praxistest der Elektroden, Ableitungen, Signalkonditioniere und Klassifikatoren während der Rumpfflexion als exemplarische physiotherapeutische Übung an 17 Probanden.	<p>Die Textilelektroden sind in der Signalqualität gleichwertig zu marktüblichem Silber/Silberchlorid-Gel-Elektroden. Es wurde ein SNR zwischen 30 dB und 60 dB erreicht. Die KI-basierten Algorithmen können direkt auf dem Mikrocontroller implementiert werden. Die KI-basierte Elektrodenauswahl und Artefaktbehandlung kann Artefakte durch Bewegung erkennen und autonom die bestmögliche Ableitung zur Bewertung heranziehen.</p>

2. Detaillierte Beschreibung der durchgeführten Arbeiten und Ergebnisse im Berichtszeitraum

AP-1: Benutzeranalyse und Spezifikation der Anforderungen (FE 1 und FE 2)

Das Projekt iTex-4-MoRe erforscht ein EMG-Shirt, das in Zukunft die mobile Therapie z. B. im häuslichen Umfeld unterstützen soll. Ausgangspunkt für das Produktdesign ist die Analyse des Anwendungsszenarios gestützt von einer Anwenderbefragung. Die Nutzeranalyse erfolgt in Zusammenarbeit mit den klinischen Partnern im PA (FE 1) in Form von vier Experteninterviews. Die Experten kamen aus den Bereichen: Sportwissenschaft, Physiotherapie und Fitness. Die medizinischen Anforderungen wurden aus Sicht des Physiotherapeuten und die therapiespezifischen Anforderungen aus Sicht des Patienten konkretisiert. Die gewonnenen Erkenntnisse wurden in technische Anforderungen und Zielkriterien überführt. Mit den Vertretern der Textil- und Gesundheitsbranche wurden die Priorität der jeweiligen Anforderung für ein marktfähiges Gesamtkonzept festgelegt (FE 2). Für die drei Anwendungsszenarien: Häusliche Übungen ohne Physiotherapeuten, ambulante Übungen mit Physiotherapeuten und Langzeit-EMG wurde ein Gesamtkonzept aus Tragesystem (FE 2), Biosignalaufnehmer (FE 1) und Benutzerinterface (FE 1) gestaltet. Die Randbedingungen der Teilaufgaben wurden definiert und terminiert, um die FuE-Arbeiten beider Partner während der Projektlaufzeit zu koordinieren.

Ergebnisse FE 1:

Die drei Nutzergruppen sind Kinder mit Haltungsdefiziten, Erwachsene mit idiopathischen Rückenschmerzen und Senioren mit altersbedingtem Muskelschwund. Alle drei Benutzergruppen sind mit den gleichen Problemen im Alltags-/Schul-/Berufsleben konfrontiert, die vor allem Schmerzsyndrome im oberen bzw, unteren Rücken verursachen: Häufiges Sitzen, verringerte Bewegung und falsche Kopf-/Körperhaltung durch Bildschirmposition („Handynacken“).

Folgendes Anwendungsszenario ergibt sich für eine marktattraktive Lösung. Der Patient erhält ein individuell an ihn angepasstes EMG-Shirt und einen Katalog mit den passenden Übungen für seine Problemstellung. Die Übungen werden mit dem Physiotherapeuten ausgeführt. Dabei hat der Therapeut die Möglichkeit, das EMG-Shirt den patientenindividuellen Beschwerden entsprechend zu konfigurieren. Der Therapeut charakterisiert die Qualität der Übungsausführung (gut/schlecht) und korrigiert ggf. die Ausführungsform des Patienten. Die Feedback-Software hinter dem EMG-Shirt lernt daran, die EMG-Signale individuell zu bewerten. Bei Bedarf kann der Therapeut die automatischen Schwellwerte hinauf und herabsetzen, um die Qualität der Übungsausführung zu verbessern.

Nachdem der Physiotherapeut die korrekte Übungsausführung mit dem Patienten durchgegangen ist und das EMG-Shirt individuell eingestellt hat, kann der Patient mit dem EMG-Shirt zuhause trainieren. Die Aufgabe des EMG-Shirts im häuslichen Gebrauch ist das Feedback für den Patienten. Durch das EMG-Array erfolgt eine qualitative Bewertung zur Ausführung der Übung. Der Patient bekommt die Bewertung visuell dargestellt, sodass er sich selbst bei der Übung korrigieren kann. Die Messdaten werden aufbereitet, damit der Physiotherapeut telemedizinisch die Aktivität des Patienten mitverfolgen und eventuelle Anpassungen an Übungskatalog und/oder EMG-Shirt vornehmen kann.

Anforderungen an Übungen für eine gesunde Körperhaltung im Rückenbereich sind vor allem:

- Kräftigungsübungen für Füße/Beinachse, Gesäß, Bauch und Rücken
- Mobilität/Gelenkmobilisation, Flexibilität der Wirbelsäule, durch Seitneigung, Flexion-Extension und Rotation
- Koordination und Körperwahrnehmung

- Verringerung psychischer Anstrengung durch Entspannung und Atmung
- Vielseitige Beanspruchung über den ganzen Tag verteilt: Sitzen, Stehen, Bewegung

Es steht eine Vielzahl von Übungen zur Verfügung. Für den ersten Demonstrator werden Bodenübungen ausgeschlossen, für die der Kontakt des Rumpfes mit dem Boden notwendig ist. Medizinisch relevante Übungen sind in Abb. 2 aufgelistet. Durch diese Einschränkung wird die Entstehung von Signalartefakten vermieden, wenn sich der Anpressdruck der Elektrode auf die Haut verändert oder die Elektrode über der Haut verrutscht. Aus den Übungen wurden jene Muskeln abgeleitet, die zur Bewegungsausführung genutzt werden. Dabei wurden nur jene Muskeln berücksichtigt, die sich nachweislich mit dem Oberflächen-EMG messen lassen.

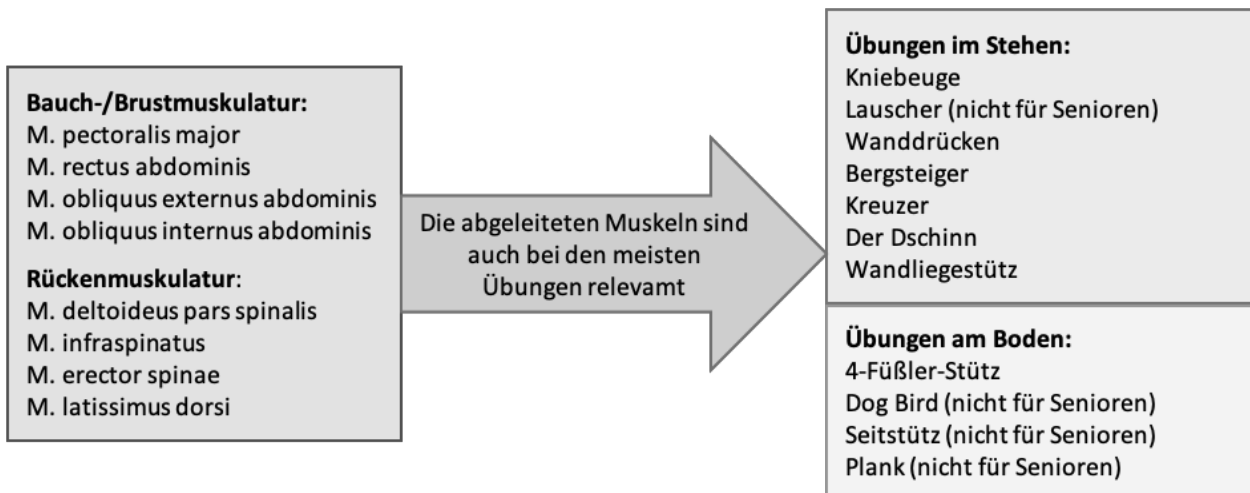


Abb. 2: Schema der Muskeln und der möglichen Übungen für eine Physiotherapie mit dem EMG-Shirt

Die FE 1 verfügt über das DIERS Myoline zur Muskelfunktionsdiagnose. Um das Funktionsmuster eines T-Shirts zum Projektende unter reproduzierbaren Bedingungen evaluieren zu können, wird die Auswahl der Muskeln im Weiteren auf jene beschränkt, die sowohl für die Übungen relevant als auch mit dem Myoline messbar sind.

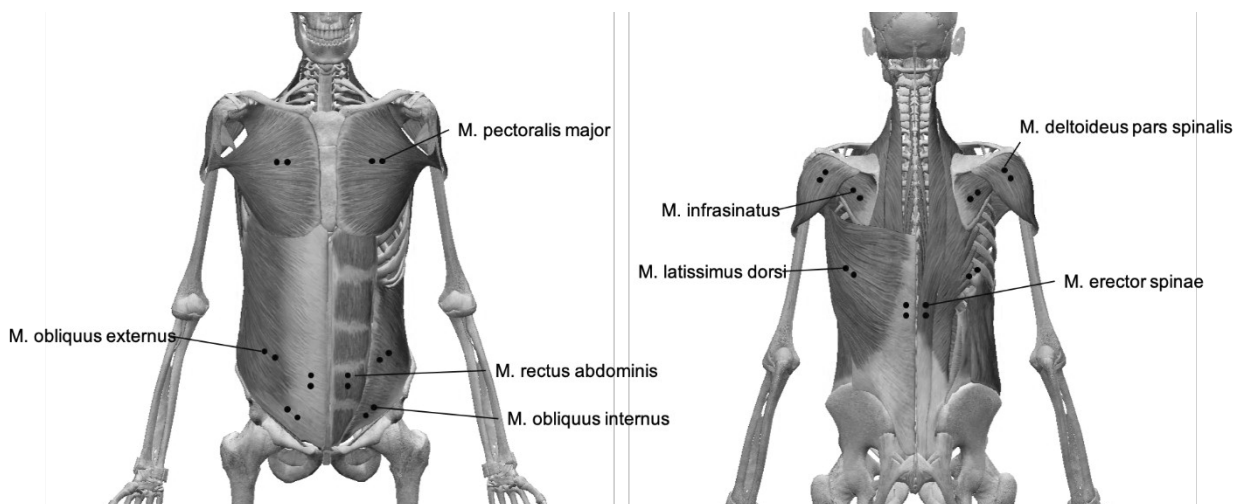


Abb. 3: Relevante Messpunkte für das EMG-Shirt: Einzelne Muskeln wurden ausgeblendet für die übersichtliche Darstellung

Die Auswahl ist in Abb. 3 dargestellt. Im einfachsten Fall gelingt an den markierten Stellen die Ableitung des EMG über eine bipolare Ableitung (2 leitfähige Flächen, Mittenabstand 2 cm, Durchmesser 1 cm). Um in der Dynamik messen zu können, wird es notwendig sein, um den Punkt der Ableitung herum, parallel zur Ausrichtung, eine Matrix von mindestens 4x3 Elektroden (12 leitfähige Flächen, Mittenabstand 2 cm, Durchmesser 1 cm) aufzuspannen. Stehen Funktionsmuster einer solchen 4x3 Elektrode zur Verfügung, kann am Probandenversuch evaluiert werden, ob die Anzahl der Elektroden ausreicht.

Als Gütekriterien für die Charakterisierung der EMG-Elektroden wird die Kontaktimpedanz festgelegt, da die Kontaktimpedanz im direkten Zusammenhang mit dem SNR und damit der Qualität des EMG-Rohsignals steht. Die Polarisation der Elektroden wird nicht gemessen, da sich diese auch auf die Kontaktimpedanz auswirkt und somit durch die Impedanzmessung indirekt erfasst wird. Die Impedanz zwischen den Elektroden sollte bei max. 10 k Ω liegen, um gute Messbedingungen sicherzustellen. Der Mittelwert einer Messreihe sollte daher 10 k Ω nicht überschreiten. Als Referenzwert für die Kontaktimpedanz von Trockenelektroden dient die Kontaktimpedanz konventioneller Silber-Silberchlorid-Elektroden, welcher experimentell ermittelt wird. Um sicherzustellen, dass die Elektroden zuverlässige und reproduzierbare Ergebnisse liefern, wird eine maximale Standardabweichung von 2,5 % des Mittelwerts festgelegt. Damit wird erreicht, dass mindestens 95 % der Messwerte maximal 5 % vom Mittelwert abweichen.

Die Möglichkeiten zur Erzeugung von textilbasierten Trockenelektroden sind im Allgemeinen auf Gewebe, Gestricke, Gewirke, Gesticke und Drucke begrenzt, wobei jede Möglichkeit verschiedene Vor- und Nachteile aufweist. Beispielsweise ist eine vollständige Designfreiheit lediglich bei Gesticken und Drucken möglich. Bei Gestricken und Gewirken dagegen ist dies nur mit einem hohen konfektionstechnischen Aufwand realisierbar. Designfreiheit wird jedoch bei der hier vorliegenden Zielstellung grundlegend gefordert, da die Elektrodenpositionierung individuell an den Patienten angepasst werden muss. Die Erstellung von Elektroden per Digitaldruck ist möglich, allerdings sind metallhaltige, hochleitfähige Drucktinten nur bedingt verfügbar und kostenintensiv. Gesticke bieten zusätzlich die Möglichkeit, die Elektrode vom Untergrund abzuheben (3D-Struktur), was zu einem verbesserten Signal/Rausch-Verhältnis führen sollte.

Ergebnisse FE 2:

Zur Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses ist es zielführend, die Elektroden weiterhin mit Polyelektrolyten zu funktionalisieren. Dabei existieren verschiedene Applikationsmöglichkeiten. Die Beschichtung der konfektionierten Elektroden mündet in fehlender Haftung und folglich Einwegprodukten. Die lokale Beschichtung der Elektroden wird nur durch die Anwendung des Digitaldrucks möglich, was zu einer Entwicklung von druckbaren Polyelektrolyt-Tinten und des Druckprozesses führt und langwierig ist. Die Haftungsproblematik wird ebenso nicht gelöst. Einzig möglicher Entwicklungsweg führt über die Beschichtung der metallischen Garne vor Herstellung der Elektrodenarrays. Dabei geschieht die feste Anbindung des Polyelektrolyten über eine CVD-Haftvermittlerschicht, die flamm- oder plasmachemisch abgeschieden wird. Die Flamm- oder plasmachemische Abscheidung bietet gegenüber den noch recht jungen elektrochemischen Verfahren den Vorteil, grundlegend bekannt zu sein und gegenüber der Plasmaabscheidung mildere Temperaturen zu benötigen. Zur Evaluierung gängiger Polyelektrolyten sind zunächst die folgenden Randbedingungen und Eigenschaften festgelegt worden:

- funktionelle Gruppen zur Anbindung an SiO_x-Schicht tragend
- humanverträglich (medizinische Zulassung)
- kostengünstig

- stabil gegenüber Umwelteinflüssen (Licht, Feuchtigkeit, Schweiß, Sauerstoff)
- aus wässriger Lösung applizierbar

Für die innerhalb der anderen Arbeitspakete notwendigen Entwicklungen war es zunächst unabdingbar, aus den erstellten Anforderungsprofilen das Layout der Stickelektroden zu entwickeln und erste Muster herzustellen. Die Elektroden bestehen aus mehreren Komponenten. Als Stickgrund wird ein formstabiler Vliesstoff verwendet. Die leitfähigen Elektrodenflächen werden in einem Stickprozess hergestellt. Dabei kommt der leitfähige Stickfaden der Fa. Amann & Söhne GmbH & Co. KG, Silver tech 120 zum Einsatz. Um einen besseren Hautkontakt zu erreichen, wird diese gestickte Fläche mit einem Abstandsgewirke der Fa. imbut GmbH, Art. 304131/3 unterpolstert. Die Verbindung von Stickgrund, Abstandsgewirke und gestickter Elektrode kann dank der Prozessplanung sowie Optimierung direkt in einem Arbeitsschritt auf der Stickmaschine erfolgen. Um die textilen Elektroden mit der Auswerteeinheit zu verbinden, werden die Zuleitungen in einem Arbeitsschritt mit der Herstellung der Elektrodenfläche aufgestickt, wobei gleichzeitig eine elektrische Kontaktierung zwischen Zuleitung und Elektrodenfläche erzeugt wird. Für die Zuleitungen kommt ELITEX® I der Fa. imbut GmbH zur Anwendung. Aus diesen Anforderungen lassen sich drei am Markt befindliche Polyelektrolyten ermitteln, siehe Tabelle 1.

Tabelle 1: Zusammenstellung der textiltechnologischen Anforderungen

Teilkomponente	Ergebnisse
Erzeugungsmöglichkeiten textiler Trockenelektroden	Wertung der Vor- und Nachteile verschiedener Herstellungsverfahren und Festlegung der Stickerei als optimales Verfahren
Anforderungsprofil an die zu verwendenden / den zu verwendenden Polyelektrolyten; Evaluierung kommerzieller Produkte (+ Anbieter), welche diese Anforderungen erfüllen.	Diese drei verschiedenen Polyelektrolyte sollen untersucht werden: <ul style="list-style-type: none"> • Hyaluronsäure (bekannt aus Kosmetika) • Polyacrylsäure (bekannt aus Lebensmittelindustrie) • PEDOT:PSS (sogenanntes Tecticoat der Fa. Heraeus Holding GmbH, besitzt medizinische Zulassung)
Anbindungsmöglichkeiten der Polyelektrolyte an Textilelektroden	Haftfeste Anbindung gelingt nur über die Ausbildung chemischer Bindungen; Funktionalisierung des Garnmaterials vor der Erstellung der Elektrodenfläche am erfolgversprechendsten
Anforderungsprofil an die leitfähigen Garne und Evaluierung kommerzieller Produkte (+ Anbieter)	Als Hauptanforderung wurde der Ausschluss einer zellschädigenden Wirkung nach DIN EN ISO 10993-5 festgelegt.
Gestaltungskonzeptes für das Gesamtsystem	Die Individualisierbarkeit des zu entwickelnden Systems wird durch den Stickprozess garantiert. Dabei können die Elektroden auch direkt per „Ansticken“ kontaktiert werden. Die Positionierung der Einzelelektroden erfolgt für erste Versuchszwecke per Kletttechnik.
Entwicklung des Sticklayouts	Folgende Anforderungen wurden gestellt und praktisch per Mustererstellung validiert: <ul style="list-style-type: none"> • leitfähiges Garn als vollflächige Elektrode in runder Form, mit Durchmesser von 10 mm • erhabene und elastische Struktur durch Einarbeitung eines Abstandsgewirkes • direkte Kontaktierung über das Ansticken per leitfähigem und isoliertem Garnmaterial • Verlegen der Zuleitung per Soutage-Technik

AP-2: Erforschung eines elektrodennahen Biosignalaufnehmers (FE 1)

Die Funktionsstrukturen eines Mehrkanal-Biosignalaufnehmers sollten soweit miniaturisiert bzw. reduziert werden, dass sie in ein EMG-Shirt als tragbarem Biosignalaufnehmer integriert werden können. Zu einem dezentralen Netzwerk verschaltet, sollen sie ein orts aufgelöstes EMG elektrodennah mit ausreichendem SNR digitalisieren.

Kommerzielle Systeme wurden auf die Eignung als tragbarer Signalaufnehmer untersucht. Die Schaltungselektronik für die analoge Artefaktbehandlung, die Verstärkung und die Digitalisierung wurde so konzipiert, dass sie die Stärken der verglichenen Boards ergänzen und Schwächen ausgleichen. Für den Vergleich von Lösungsvarianten wurden die konkurrierenden Schaltungstopologien unter reproduzierbaren Bedingungen erprobt. Auf Grund der stochastischen Natur des EMGs waren dafür Messungen am menschlichen Probanden ungeeignet. Ausgehend vom elektrischen Hautmodell des TITV Greiz wurde ein Messplatz zur Impedanzmessung aufgebaut. Da die Referenzmesstechnik noch nicht zur Verfügung stand, wird diese im Rahmen von AP-4 eingebunden. Software zur Gerätesteuerung, zum automatischen Erfassen der Messwerte und zur Visualisierung wird derzeit realisiert.

Bei der Konzeption des Prüfstands dient die DIN SPEC 60029 als Orientierung. Das Haut- und Gewebephantom besteht aus drei Komponenten, einem Behälter, der mit einer Elektrolytlösung gefüllt und mit einer Membran bespannt wird. Die Elektrolytlösung dient der Imitation der Gewebeimpedanz, die Membran ist eine vereinfachte Abbildung der menschlichen Haut. Vor dem Entwurf des Prüfplatzes werden sowohl die Anforderungen an die Messschaltung als auch die Anforderungen an das Phantom festgelegt.

Tabelle 2: Anforderungen an den Prüfplatz

Messschaltung	Haut-/Gewebephantom
<ul style="list-style-type: none"> • Generieren eines geeigneten Messsignals (10 - 500 mV, 10 - 500 Hz) • Spannungsmessung mit einer Genauigkeit von 1 μV • geringe Störanfälligkeit • einfache Handhabung 	<ul style="list-style-type: none"> • Abbilden der elektrischen Eigenschaften von Haut und Körpergewebe • Reproduzierbarkeit der elektrischen Eigenschaften • einfache Handhabung des Phantoms und der Phantomkomponenten, geringer Wartungsaufwand • einfache Herstellung des Phantoms innerhalb maximal einer Stunde

Die Kontaktimpedanz der Textilelektrode am Prüfstand (Abb 4) ist, wie zu erwarten, etwas höher, da die Elektroden aufgrund der Oberflächenstruktur des Textils nicht so gut auf der Membran aufliegen. Die Standardabweichungen von Ag/AgCl-Elektrode und Textilelektrode sind ähnlich hoch. Aus diesen Ergebnissen lässt sich ableiten, dass die Textilelektroden bei EMG-Messungen eine ähnlich gute Signalqualität liefern wie die Ag/AgCl-Elektroden.

Zwei Samples wurden am Probanden vermessen und mit Standard-Elektroden verglichen. Die Verarbeitung der Rohdaten der beiden Elektrodenpaare erfolgt mit Matlab. Eine Impedanz von 170Ω zeigt sich bei 10 Hz. Je höher die Frequenzen, desto geringer ist die Kontaktimpedanz. Sie sinkt bei der Frequenz von 500 Hz auf ca. 20Ω (Ag/AgCl-Elektroden) bzw. ca. 30Ω (Textilelektroden) ab. Die Streuung der Messung mit der Silber-Silberchlorid-Elektrode ist gering im Vergleich zu den Messungen mit der Textilelektrode. Die Standardabweichung liegt bei ca. 10 % des Mittelwerts. Die Messungen mit der Textilelektrode haben eine Standardabweichung von ca. 20 % des Mittelwerts. Diese vorläufigen Ergebnisse werden im Projektverlauf sukzessiv durch weitere Proben ergänzt.

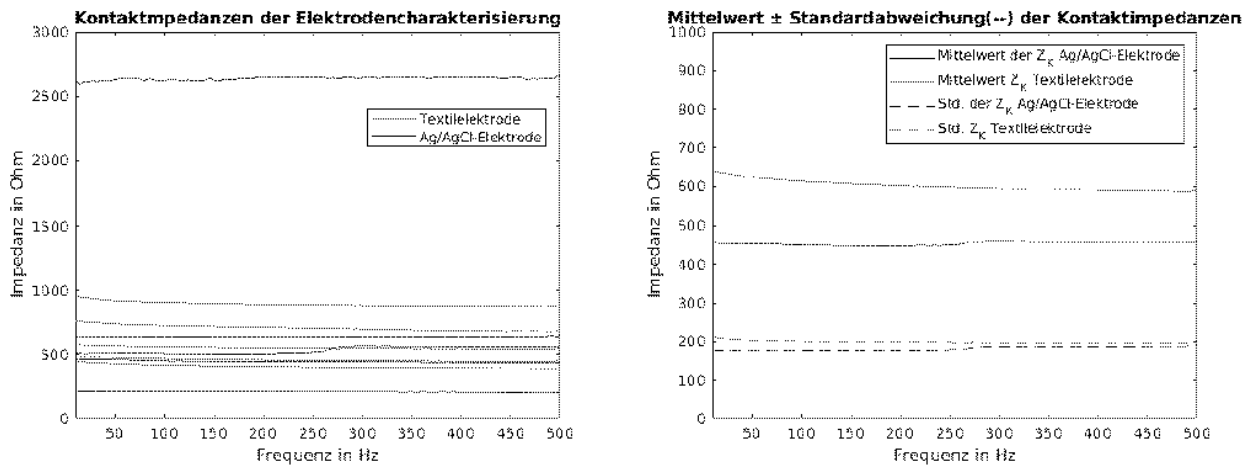


Abb. 5: Kontaktimpedanz der Silber-Silberchlorid- und Textilelektroden am Prüfstand

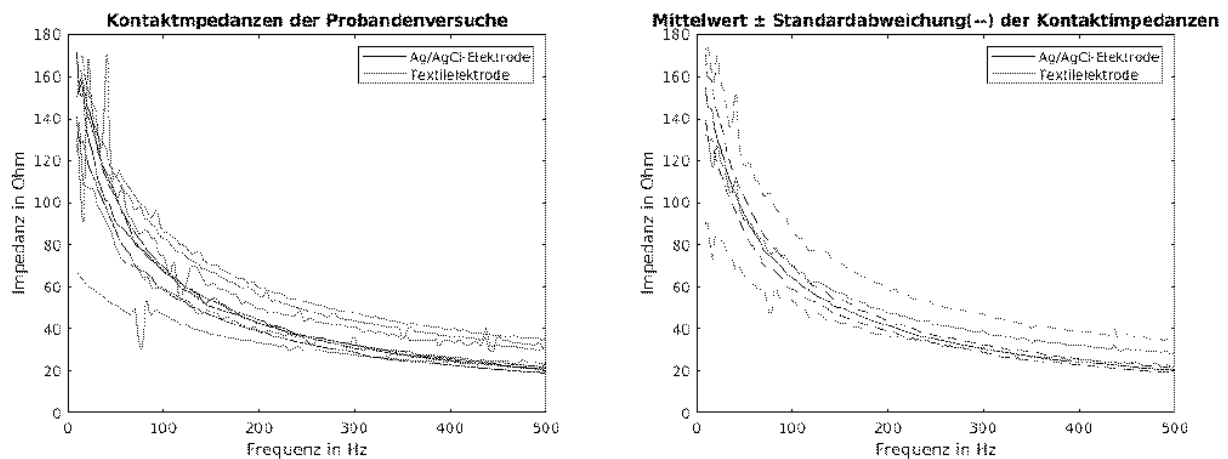


Abb. 4: Kontaktimpedanz der Silber-Silberchlorid- und Textilelektroden am Probanden

Eine gute Signalqualität wird erreicht, wenn sich Potentialdifferenz des Biosignals U_{EMG} und Eingangsspannung des Verstärkers U_{EIN} nur geringfügig unterscheiden. Damit das Verhältnis zwischen der Spannung des EMG-Signals U_{EMG} und der Eingangsspannung des Verstärkers U_{EIN} möglichst nahe 1 liegt, sollte die Kontaktimpedanz Z_K gering sein. Die gesamte Kontaktimpedanz Z_K ergibt sich aus den Kontaktimpedanzen der beiden Elektroden $Z_{K,1}$ und $Z_{K,2}$. Die Kontaktimpedanz fasst die Impedanz der Elektrode Z_E , der Haut Z_H und der des Gewebes Z_G zusammen. Es ist außerdem von Vorteil, wenn die Eingangsimpedanz des Verstärkers R_i sehr groß ist. Die gesamte Haut-Elektroden-Impedanz wird jedoch nicht nur vom Elektrodenwiderstand, sondern auch den Hauteigenschaften wie Behaarung und

Schweißproduktion und der Hautvorbereitung beeinflusst. Hier sind weitere Untersuchungen mit mehr Stichproben notwendig.

Um den Forschungsaufwand für den Biosignalaufnehmer zu reduzieren, liegt der Fokus auf der Kombination und Adaption bestehender Technologien aus artverwandten Biosignalen wie dem EKG. Berücksichtigt man die Anzahl der Kanäle der gewählten Array-Konfiguration, muss jedes Modul mit 12 EMG-Kanälen verbunden werden. Die insgesamt 16 Ableitungen bieten bei der Auslegung des EMG-Shirts die größte Flexibilität zur Übungserfassung. Direkt hinter der Buchse befindet sich für jeden Kanal ein Anti-Aliasing-Filter, um Störungen von Frequenzen über 150 Hz zu filtern. Die Filterordnung ist möglichst niedrig zu halten. Der Grund hierfür ist, dass für einen Filter höherer Ordnung mehr Bauteile benötigt werden, wodurch sich im ungünstigsten Fall die Bauteiltoleranzen addieren. Die Abweichungen von den Bauteil-Nennwerten sind jedoch möglichst niedrig zu halten, damit die Filter der einzelnen Kanäle in einem bestimmten Frequenzbereich keine unterschiedlichen Phasenverschiebungen hervorrufen. Dies könnte in der Praxis dafür sorgen, dass das 50 Hz Störsignal der Stromleitungen als Differenzsignal vorliegt und die OPVs in die Sättigung gehen. Die Filter werden auf der Platine als RC-Tiefpass erster Ordnung realisiert. Die geringere Verstärkungsabnahme von 20 dB/Dekade oberhalb der Grenzfrequenz wird dabei in Kauf genommen, um Filter zu erhalten, die ein möglichst identisches Frequenzverhalten aufweisen. Die ausgewählten Kondensatoren garantieren eine Abweichung, die nicht größer als 1 % ist. Bei den Widerständen werden Metallschichtwiderstände verwendet. Für diese gibt es im unteren Toleranzbereich Ausführungen mit 0,1 % Abweichung und mit 0,01 % Abweichung.

Als medizinisch zugelassenes Analog Front End (AFE) wurde der ADS1298 der Firma Texas Instruments gewählt. Samplerate sowie die Gleichtaktunterdrückung erfüllen die Anforderungen. Die Möglichkeit zur internen Bildung des Right-Leg-Drive-Signals ist für den Aufbau nützlich. Mit je 8 Eingängen an einem AFE werden für einen Ableitpunkt zwei AFE gekoppelt, um 12 Ableitungen des Arrays bereitzustellen. Mikrocontroller wie der STM32L475RGT der Firma STMicroelectronics N. V. bieten sich für verteilte Sensornetze an. Der Mikrocontroller übernimmt die Selektion des besten Signals im Array, so dass pro Muskel nur noch 1 Kanal statt 12 übertragen wird. Dabei ist zu beachten, dass die Verbindung mit den einzelnen Mikrocontrollern per Bluetooth oder textilbasiert erfolgen kann. Bei hochfrequenten Signalen kann es innerhalb von langen Leitungen zu Reflexionen am Leitungsende kommen, was unter Umständen zu einem Überschwingen der hochfrequenten Taktgeber-Leitungen führen kann. Synchronisationsfehler wären die Folge. Hier sind weitere Untersuchungen notwendig.

Für einen modularen Aufbau, der in späteren Ausführungen bis zu 16 EMG-Kanäle synchron verarbeiten soll, ergibt sich bei einer Auflösung von 24 Bit und einer Abtastrate von 1 kHz eine benötigte Übertragungsrate von ca. 32 kBit/s.

Mit dem Ziel der Optimierung des SNR_{Amp} soll der Einfluss der Filterfrequenzen des Hoch- und Tiefpassfilters überprüft werden. Dafür wird der im Experiment gewonnene Datensatz von EMG-

Signalen der Nacken-Schulter Region verwendet. Abbildung 6 zeigt das Frequenzspektrum an den Ableitstellen der unteren Nackenregion.

Die Amplitude wird bei den nach dem SNR_{Amp} optimalen Filterfrequenzen gedämpft. Eine klinische Diagnostik anhand des EMGs, für welche die Amplitude als Kenngröße dient, ist mit diesem Filter nicht möglich. Die Optimierung des SNR_{Amp} und der damit einhergehenden stärkeren Dämpfung des Rauschens sorgt für eine zuverlässigere Erkennung der Amplitude. Bei

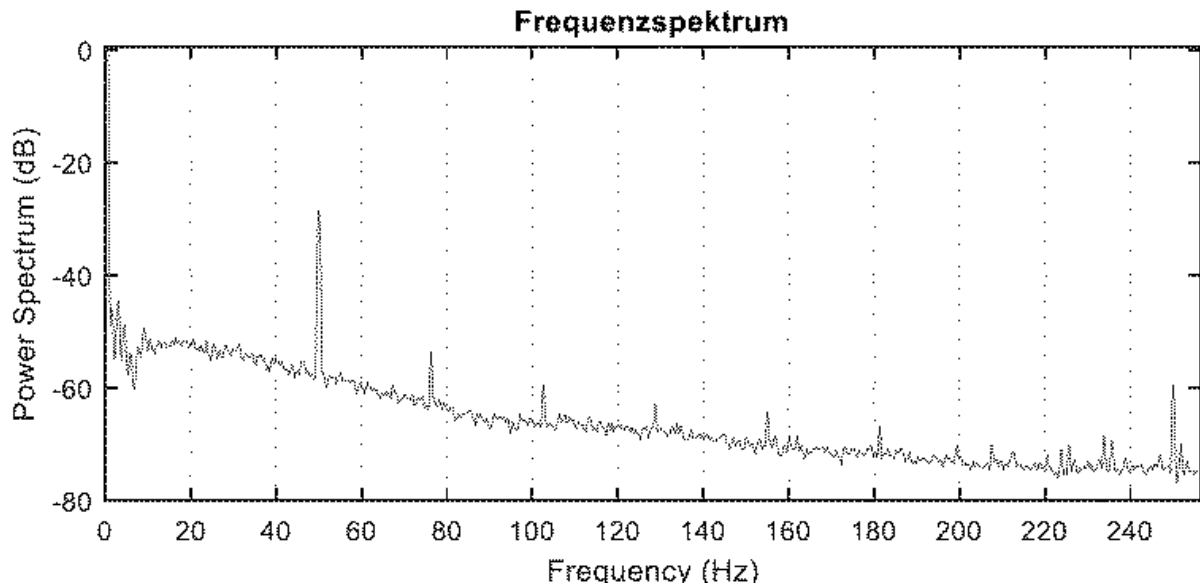


Abb. 7: Frequenzgang einer Messung im unteren Nacken; erwartete Erhebung im Frequenzbereich des starken 50 Hz-Netzbrummen erkennbar

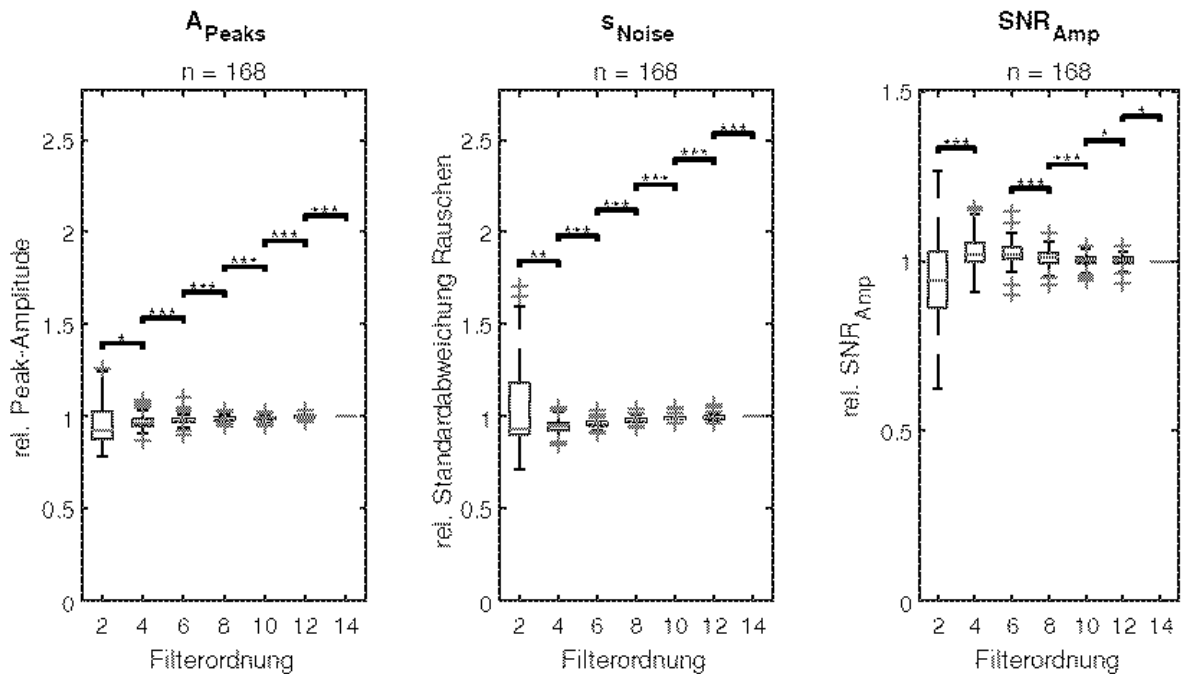


Abb. 6: Variierung der Filterordnung Relativwerte – Maximum des SNR_{Amp} zwischen 4. Und 6. Ordnung erkennbar (Relativiert gegenüber Filterordnung 14; Signifikanztest nur zwischen benachbarten Merkmalen durchgeführt; Markierung signifikanter Unterschiede mit Signifikanzniveau $\leq 5\%$; Sternchen geben p-Wert an: * $\leq 5\%$, ** $\leq 1\%$, *** $\leq 0,1\%$.)

dem Anwendungsfall eines tragbaren Gerätes ist dies der entscheidende Vorteil, da hier zahlreiche Störeinflüsse wie Bewegungen des Patienten oder elektromagnetische Einkopplungen in Patienten und Schaltung vorhanden sind und in Rauschen resultieren. Die minimal nötige Filterordnung galt es ebenfalls zu ermitteln. Dafür wird der Datensatz mit verschiedenen Filterordnungen von 2 bis 14 bei festen Filterfrequenzen gefiltert. Der in Matlab implementierte Butterworth-Filter kann nur für gerade Filterordnungen konfiguriert werden. Daher ist zwei die minimal einstellbare Filterordnung und wird als untere Grenze der zu prüfenden Ordnungen gewählt. In Abbildung 7 ist der Einfluss der Filterordnung auf die Kennwerte dargestellt. Relativiert sind diese auf die geringste Peak-Amplitudendämpfung, was hier die höchste Filterordnung 14 ist. Auch wenn zwischen fast allen benachbarten Filterordnungen ein signifikanter Unterschied vorliegt, ist der Einfluss dieser auf die Kennwerte minimal. Das SNR_{Amp} verbessert sich im Median zwischen Filterordnung 14 und dem Maximum des Signal-Rausch-Verhältnisses zwischen der vierten und sechsten Filterordnung um lediglich 5 %.

Die Versorgungsspannung des Aufnahme-Moduls von 3 V ist für die Tiefpassfilter-ICs nicht ausreichend. Diese benötigen mindestens 5 V bei einer Single-Supply Spannungsquelle oder $\pm 2,5$ V für einen Dual-Supply. Ein Aufwärtswandler ist die gängigste Variante der Spannungserhöhung. Damit könnte die Versorgungsspannung von 3 V auf 5 V angehoben werden. Der Nachteil dieser ist jedoch eine Welligkeit der Ausgangsspannung, welche selbst bei Low-Noise-Wandlern mehrere Millivolt beträgt. Die Welligkeit würde auf das Ausgangssignal des Instrumentenverstärkers einkoppeln. Bei der zu detektierenden Signalamplitude von 30 μ V würde die Welligkeit von mehreren Millivolt das Signal komplett überlagern. Alternativ kann ein Spannungs-Inverter zum Erzeugen eines ± 3 V Dual-Supplies verwendet werden. Jedoch tritt hier dasselbe Problem der Welligkeit auf. Für die gewählte Lösung werden ein Spannungsdoppler und ein Spannungsregler hintereinandergeschaltet. Die Versorgungsspannung wird zuerst von 3 V auf 6 V abzüglich geringer Verluste gewandelt und anschließend auf konstante 5 V reguliert. Für den Spannungsdoppler wird der LM2665 von Texas Instruments verwendet. Im Gegensatz zu vergleichbaren ICs benötigt dieser keine externe Induktivität, deren Magnetfeld in benachbarte Leiterzüge als Rauschen einkoppelt. Der LM2665 weist auch eine Welligkeit der Ausgangsspannung aufgrund des darin verbauten Oszillators auf. Um diese zu glätten und zudem eine von der Eingangsspannung der Platine unabhängige Versorgungsspannung aller Mess-ICs zu garantieren, wird zusätzlich der Ultralow-Noise-Spannungsregler LT3042 von Analog Devices verwendet. Dieser hat eine angegebene Welligkeit von 0,8 μ V_{RMS} in der Ausgangsspannung und eine Welligkeits-Unterdrückung von 73 dB für die Oszillatorfrequenz des Spannungsdopplers. Der Instrumentenverstärker und die Filter benötigen eine positive und eine negative Versorgungsspannung und eine mittlere Referenzspannung. Der 5-V-Single-Supply muss in einen Dual-Supply gewandelt werden. Dafür erzeugt ein Spannungsteiler in Kombination mit einem OPV-Spannungsfollower eine Referenzspannung bei 2,5 V. Der Spannungsfollower dient zur Impedanzwandlung, um eine Belastung des Spannungsteilers und damit Verschiebung dessen Gleichgewichtes zu vermeiden. Verantwortlich dafür ist die hohe Eingangs- und geringe Ausgangsimpedanz des OPVs. Der Gesamtwiderstand des Spannungsteilers soll 100 k Ω betragen für eine Strombegrenzung auf 0,05 mA und damit eine geringe Verlustleistung.

Der Instrumentenverstärker INA ist der direkte Kontakt der Messschaltung zu den EMG-Elektroden. Er wandelt das Differenzsignal in ein auf die Referenzspannung bezogenes AC-Signal und sorgt für eine starke Gleichtaktunterdrückung (Common-Mode-Rejection). Die Wahl fällt auf den AD8422 von Analog Devices, einen Rail-to-Rail Präzisions-Instrumentenverstärker. Unter allen verglichenen ICs weist er das geringste Eingangs-Spannungsrauschen im

Frequenzbereich auf. Dieses liegt für den Verstärkungsfaktor eins bei $2 \mu\text{V}_{\text{PP}}$ und für den Faktor zehn bei $0,5 \mu\text{V}_{\text{PP}}$. Für die Messschaltung wird der über einen Widerstand einstellbare Verstärkungsfaktor auf fünf gesetzt. Diese geringe Verstärkung ist aufgrund der an den Textilelektroden auftretenden Halbzellenspannung gefordert. Diese ist eine Offset-Spannung zwischen beiden Elektroden und damit zwischen den Eingängen des INAs. Für die getesteten Elektroden betrug diese bis zu 300 mV. Diese Spannung darf, multipliziert mit dem Verstärkungsfaktor den INA nicht aussteuern. Aus diesem Grund ist ebenfalls eine Bedingung bei der Auswahl eines INAs die Rail-to-Rail-Funktion. ICs mit dieser Funktion können mit Signalen einer Amplitude bis an die Versorgungsspannung arbeiten. ICs ohne den Titel „Rail-to-Rail“ haben einen beschränkten Arbeitsbereich und sind daher bereits bei kleineren Amplituden ausgesteuert.

AP-3: Erforschung eines leitfähigen Fadens mit Polyelektrolytbeschichtung (FE 2)

Ein ionisch leitfähiges Polymer sollte an ein metallisch leitendes Garn durch Aufdampfen einer nanoskaligen SiO_x -Haftvermittlerschicht angebracht werden. Die Modifikation sollte den Hautübergangswiderstand der textilen Elektroden um den Faktor 3 reduzieren. Gestickte Trockenelektroden mit stark verbessertem Hautkontakt sollten entwickelt werden. Die markttaugliche Skalierung des Funktionalisierungsprozesses war nachzuweisen.

Für erste Orientierungsversuche wird, wie in AP-1 beschrieben, ein nicht-leitfähiges Garn zur Entwicklung des Funktionalisierungsverfahrens genutzt. Zur Vorbehandlung werden innerhalb der Textilveredlung zunächst die Auflagerungen quantitativ (und qualitativ) bestimmt. Auf Garnen finden sich Spinnöle oder Schlichten zur Verringerung der Reibung beim Herstellungsprozess oder zur Vorbereitung des nächsten Prozessschrittes. Diese betragen beim ausgewählten Garn (PA-Multifilament) 0,84 % und werden als Wachs identifiziert. Es wurde versucht, die Auflagerungen direkt im CVD-Prozess „abzuflammen“. Dadurch werden die Auflagerungen vermindert, jedoch nicht in zufriedenstellender Weise. Es befinden sich nach dem CVD-Prozess am Rohmaterial immer noch 0,56 % Auflagerungen auf der Fadenoberfläche, die für eine inhomogene Flottenaufnahme und -verteilung sorgen könnten. Demnach ist ein Waschprozess unumgänglich. Nach Anpassung desselben werden lediglich noch 0,1 % Wachs gefunden, was einer sauberen Oberfläche entspricht.

In Vorversuchen zur Applikation der nanoskaligen Silikatschicht per CVD-Verfahren wurde das Fadenmaterial von einer Spule über eine Walze durch die mit einem Precursor (Silan) gespeiste Flamme geführt. Am heißesten Punkt der Flamme (ca. 1000 °C) werden die meisten und reaktivsten Spezies des verbrannten Silans abgeschieden (mehrheitlich Radikale und Diradikale des Siliziums oder Silizium in Verbindung mit Sauerstoff). Diese Temperatur liegt über dem Schmelzpunkt eines Fadens, der daher sehr schnell ($> 300 \text{ m/min}$) durch die Flamme geführt werden muss. Für eine ausreichende Abscheidung wird der Faden insgesamt 48-mal durch die Flamme geführt. Die folgenden Prozessparameter wurden untersucht:

- Fadengeschwindigkeit (m/min)
- Abstand zum Brenner (mm)
- Brennerstufe (Gas/Luft-Gemisch)
- Precursormenge (bis zu 2,1 ml/min)

Je langsamer, höher die Brennerstufe und höher die Precursormenge, desto mehr Silikat wird abgeschieden. Aber desto höher ist auch eine vermeintliche Schädigung des Fadens. Für die Vergleichbarkeit des Nylons mit den leitfähigen Äquivalenten wurde das PA-Multifilament im Einzelfaden hochgedreht und zu einem 2-fach Zwirn zusammengedreht, PA 6.6,110dtexf34*2, gezwirnt (Bezeichnung: **PA_nl**):

- Vorzwirn (Aufbringen von Drehungen im Einzelfaden): 500 Dr/m, Drehrichtung: Z
- Auszwirn (Zusammendrehen von 2 Fäden): 350 Dr/m, Drehrichtung: S

Durch die CVD-Behandlung wird, wie vermutet, das Garn leicht beschädigt, was die folgende Zusammenstellung belegt:

Tabelle 3: Zusammenstellung evaluierter CVD-Parameter

Probenbezeichnung	U /min	Brennerstufe	Precursorzugabe l/min	Feinheit [tex]	Höchstzugkraft [cN]	Höchstzugkraft-Dehnung [%]	feinheitsbezogene Höchstzugkraft [cN/tex]
PA_nl	gezwirnte Rohware			24,5	1009,5	31,8	41,2
PA_nl1	1500	3	1,1	24,4	977	30	40
PA_nl2	1500	2	1,1	24,3	990	30	40,7
PA_nl3	1000	2	1,1	24,2	832	26	34,4
PA_nl4	1000	2	2,1	24,2	812	25	33,5
PA_nl5	800	2	2,1	24,1	545	19	22,6
PA_nl6	800	2	1,1	24	571	19	23,8
PA_nl7	600	2	1,1	Fadenbruch			

Die mechanische Festigkeit des Garns kann über die Höchstzugkraft bestimmt werden, bei der der betrachtete Faden reißt. Die Höchstzugkraftdehnung spiegelt die Dehnung wider, welche der Faden bis zum Reißen aushält. Aus den ermittelten Werten wird deutlich, dass die mechanische Festigkeit des Garns mit steigender Behandlungsintensität des CVD-Prozesses abnimmt. Die Rohware weist eine Reißfestigkeit von ca. 1000 cN auf und die Variante 5 eine lediglich halb so hohe Reißkraft. Im Folgenden gelingt der Nachweis der aufgetragenen Silikatschicht über REM-Aufnahmen und ein anschließendes EDX-Mapping. Die folgende Abbildung zeigt exemplarisch die Fadenoberfläche des Fadens **PA_nl4** (nach CVD-Behandlung) und die zugehörige Elementverteilung.

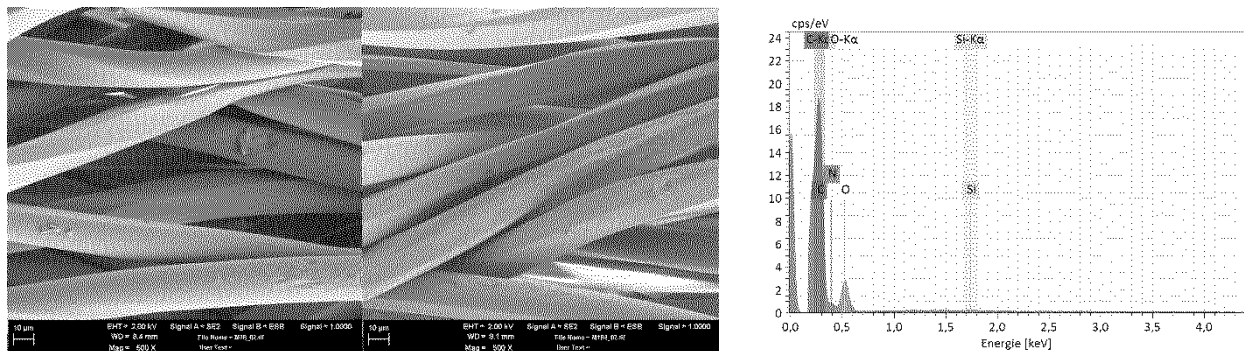


Abb. 8: links: REM-Aufnahme des Rohgarns (PA_nl); Mitte: REM-Aufnahme des CVD-behandelten Garns PA_nl4; rechts: Darstellung der erhaltenen Elemente aus dem EDX-Mapping.

Die rasterelektronenmikroskopische Aufnahme zeigt die Fadenoberfläche des modifizierten Garns. Um dieses Analyseverfahren nutzen zu können, muss ein leitfähiges Material verwendet werden. Innerhalb der Vorentwicklung wird dazu die im Rahmen des Projektes angeschaffte Sputteranlage genutzt. Diese scheidet eine nanoskalige Goldschicht (10 nm) auf der Oberfläche ab, welche sich zur Ableitung der Ladungen während der Mikroskopie eignet. Innerhalb der

exemplarischen REM-Aufnahme ist die nanoskalige Silikatschicht als Oberflächenrauheit deutlich zu erkennen (vergl. Abbildung 8).

Es werden weiterhin mikroskopische Partikel sichtbar, welche Wachsablagerungen des Grundmaterials zugeordnet werden, da sie dort in ähnlicher Art zu erkennen sind. Damit anschließend die Elementverteilung mittels EDX untersucht werden kann, wird ein weiterer Fadenabschnitt mit Kohlenstoff bedampft, um die Ladungen ableiten zu können, sowie die reale Elementverteilung zu ermitteln und nicht lediglich Gold.

Aus der Elementverteilung kann die Siliziumauflage bestimmt werden. Laut Theorie soll diese hoch sein, um viele funktionelle Gruppen auf der Oberfläche zu erzielen und somit die besten Umsetzungsergebnisse mit dem jeweiligen Polyelektrolyten zu erhalten. Neben den Elementen Kohlenstoff, Sauerstoff und Stickstoff aus dem Polyamid-Garn kann Silizium ab einer Behandlungsstärke 4 nachgewiesen werden. **PA_n14** besitzt eine Siliziumkonzentration von 0,15 %, **PA_n15** 0,2 % und **PA_n16** 0,29 %. Aus der Analyse der Elementverteilung lässt sich demnach die mit steigender Behandlungsstärke erhöhte Siliziumauflage ableiten. Die erhöhte Behandlungsstärke von **PA_n15** und **PA_n16** schlägt sich jedoch in drastisch reduzierten Festigkeiten nieder, wodurch eine spätere Verarbeitung der Garne unmöglich wird. Fadenbrüche während des Stickprozesses wären die Folge.

Daher werden die folgenden Parameter (**PA_n14**) gewählt:

- 1000 U/min,
- 2,1 l/min Precursor,
- Brennerstufe 2,
- 45 Durchläufe durch die Flamme,
- Brennerabstand 3 mm.

Hierbei wird die Fadenoberfläche hinreichend aktiviert, das heißt, es erfolgt einerseits eine Modifizierung per Flammbehandlung und andererseits die Abscheidung einer Silikatschicht. Das Garn wird dadurch nicht übermäßig geschädigt und bleibt sticktechnisch verarbeitbar.

Tabelle 4: Zusammenstellung Polyelektrolyt-Beschichtungsparameter

Polyelektrolyt	Probenbezeichnung	Behandlungzeit (bei 50 °C)	Waschen 2× warm spülen, kalt spülen	Trocknen im Trockenschrank (120 °C, 15 min)
Hyaluronsäure	PA_n14_Hy1	1 h	X	X
	PA_n14_Hy2	1 h		
	PA_n14_Hy3	3 h	X	X
	PA_n14_Hy4	24 h	X	X
Tecticoat (PEDOT:PSS)	PA_n14_Tec1	1 h	X	X
	PA_n14_Tec2	1 h		
	PA_n14_Tec3	3 h	X	X
	PA_n14_Tec4	24 h	X	X
Carbopol (Polyacrylsäure)	PA_n14_Car1	1 h	X	X
	PA_n14_Car2	1 h		
	PA_n14_Car3	3 h	X	X
	PA_n14_Car4	24 h	X	X

Nachdem der CVD-Prozess auf die Eigenschaften des Garns angepasst wurde, ist mit den gewählten Prozessparametern die Entwicklung des Funktionalisierungsverfahrens begonnen worden. Dazu wird der nicht-leitfähige Polyamidzwirn per CVD behandelt und im Labor mit den gewählten ionisch leitfähigen Polymeren umgesetzt. Aufgrund der hohen Reaktivität der

nanoskaligen Silikatschichten ist es notwendig, Fadenabschnitte sofort im Glaskolben oder Becherglas mit den gewählten Reaktionsbedingungen zu funktionalisieren. In Vorversuchen zur Ermittlung der Reaktionsparameter wurden Fadenabschnitte von ca. 2 m Länge des frisch CVD-behandelten Garns den in Tabelle 4 aufgelisteten Bedingungen ausgesetzt.

Im Anschluss werden die erhaltenen Garnabschnitte per REM-Aufnahme und EDX-Analyse charakterisiert, um die Parameterabhängigkeit der Funktionalisierung zu ermitteln und die erfolgversprechendste Methode auf die leitfähigen Garne zu übertragen.

Dazu wird die innerhalb dieses Projektes angeschaffte Sputteranlage verwendet. Zunächst wird ein Fadenabschnitt mit Gold bedampft, was eine 10 nm dicke Schicht auf der Fadenoberfläche erzeugt. Diese eignet sich zur Ableitung der Ladungen während der Mikroskopie. Zur Untersuchung der Elementverteilung mittels EDX wird anschließend ein weiterer Fadenabschnitt mit Kohlenstoff bedampft.

Aus den REM-Aufnahmen werden bei den nicht gespülten Garnen großflächige, nicht anhaftende Ablagerungen sichtbar, die hauptsächlich aus Natrium bestehen. Dabei handelt es sich um Kochsalz, das zum besseren Lösungsvermögen beim Ansetzen der Polyelektrolyt-Lösung eingesetzt wird. Somit wird klar, dass nach der Beschichtung eine Wäsche erfolgen muss oder auf ein anderes Lösungsmittel zurückgegriffen werden muss.

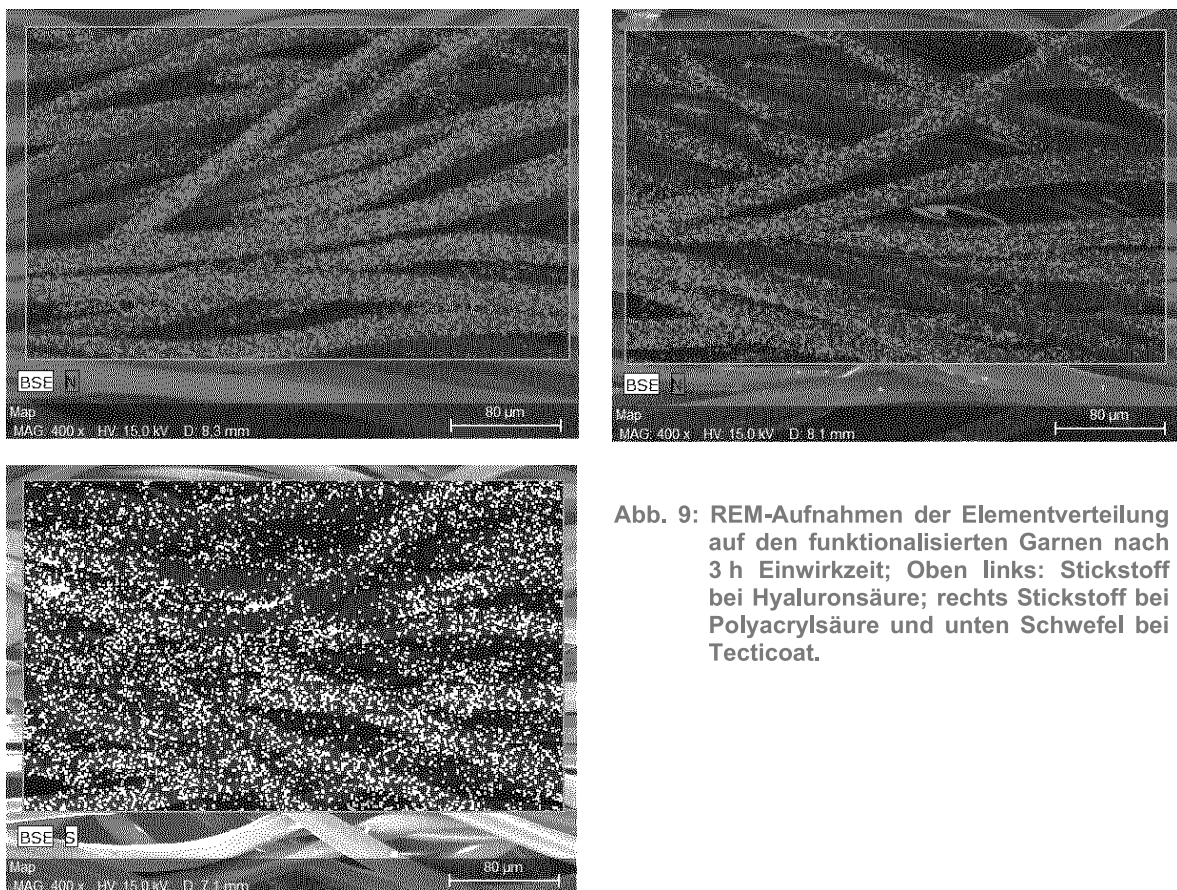


Abb. 9: REM-Aufnahmen der Elementverteilung auf den funktionalisierten Garnen nach 3 h Einwirkzeit; Oben links: Stickstoff bei Hyaluronsäure; rechts Stickstoff bei Polyacrylsäure und unten Schwefel bei Tecticoat.

Zur Einschätzung der verschiedenen Polyelektrolyten wird bei der Analyse unter anderem bei den Garnproben mit Hyaluron- und Polyacrylsäure auf Auffälligkeiten beim Stickoxid und bei den Proben mit Tecticoat auf Schwefel geachtet. Die gewaschenen Proben zeigen trotz unterschiedlicher Behandlungszeit keine wesentlichen Unterschiede in der Elementverteilung auf. Tabelle 5 zeigt den Elementgehalt der Beschichtungen auf den Garnabschnitten.

Tabelle 5: Elementverteilung auf Polyelektrolyt-beschichteten Garnabschnitten

Behandlungszeit	Hyaluronsäure		Polyacrylsäure		Tecticoat
	Stickstoff %	Sauerstoff %	Stickstoff %	Sauerstoff %	Schwefel %
1 h	11,3	13,37	12,05	16,36	-
3 h	13,49	14,10	12,51	16,05	0,52
24 h	12,44	13,55	13,06	16,63	0,56

Nennenswerte Unterschiede zeigen sich hier im höheren Sauerstoffgehalt beim Garn mit Polyacrylsäure und in dessen gleichmäßigeren Elementverteilung trotz unterschiedlicher Einwirkzeit. Beim Garn mit Tecticoat ist bei 1 h Behandlungszeit kein Schwefel nachweisbar, bei den längeren Behandlungszeiten von 3 h und 24 h ist der Schwefelgehalt mit 0,52 % und 0,56 % sehr gering. Stickstoff, Sauerstoff bzw. Schwefel sind bei allen Polyelektrolyt-Beschichtungen gleichmäßig auf den Fasern verteilt, in Abbildung 9 dazu ein Vergleich bei 3 h Einwirkzeit.

Übertragung des Funktionalisierungsverfahrens auf die gewählten leitfähigen Fadenmaterialien

Nach den ersten Versuchen der Polyelektrolyt-Beschichtung mit einem nicht-leitfähigen Garn erfolgt die Beschichtung im Glaskolben auf dem im AP 1 ausgewählten leitfähigen und mit C-CVD-behandelten Stickfaden der Fa. Amann & Söhne GmbH & Co. KG, Bönningheim, Silver tech 120. Aufgrund der gewonnenen Erkenntnisse im vorangegangenen Versuch werden die Garne bei 3 und 24 h Einwirkzeit behandelt und nach der Entnahme aus dem Glaskolben gespült.

Zur Untersuchung der Polyelektrolyt-Beschichtung werden REM-Aufnahmen und eine EDX-Analyse durchgeführt. Bei allen Polyelektrolyt Varianten liegt der Stickstoff- bzw. Schwefelgehalt deutlich unter dem vom nicht-leitfähigen Polyamidzwirn. Beim Garn mit der Polyacrylsäure-Beschichtung kann auf dem untersuchten Fadenabschnitt kein Stickstoff nachgewiesen werden. In Tabelle 6 ist zur Übersicht die Elementverteilung von Stickstoff, Sauerstoff und Schwefel aufgeführt. Auf den REM-Aufnahmen ist im Vergleich zu den Vorversuchen eine gleichmäßigere Elementverteilung zu erkennen, siehe Abbildung 10.

Tabelle 6: Elementverteilung auf Polyelektrolyt-beschichteten Garnabschnitten des leitfähigen Garns

Behandlungszeit	Hyaluronsäure		Polyacrylsäure		Tecticoat
	Stickstoff %	Sauerstoff %	Stickstoff %	Sauerstoff %	Schwefel %
3 h	1,12	19,09	-	18,66	-
24 h	2,36	23,51	-	18,79	0,23

Nach den Beschichtungsversuchen im Glaskolben findet nun die Funktionalisierung des leitfähigen Fadenmaterials auf einer Fadenbeschichtungsanlage statt. Wie gehabt wird das Silver tech 120 Garn zuerst C-CVD-behandelt, um anschließend in der Fadenbeschichtungsanlage durch einen Flottenauftrag mit einer Galette funktionalisiert zu werden. Bei dieser Laboranlage wird das Fadenmaterial kontinuierlich von der Spule abgezogen und über eine Galette geführt, die während des gesamten Vorgangs in die Flotte eingetaucht wird. Nach dem Galettenauftrag, der ohne Spülvorgang stattfindet, wird der Faden durch einen IR-Trockner vorgetrocknet und anschließend durch Heißluft getrocknet. Abschließend wird das Fadenmaterial am Ende der Anlage wieder auf eine Spule gewickelt. Folgende Parameter werden bei den Fadenbeschichtungsversuchen mit Galette gewählt:

- Viskosität der Flotte max. 300 mPas
- Fadengeschwindigkeit 10 m/min

- Galettengeschwindigkeit 12 U/min
- IR-Trockner 100 %
- Heißlufttrockner 130 °C

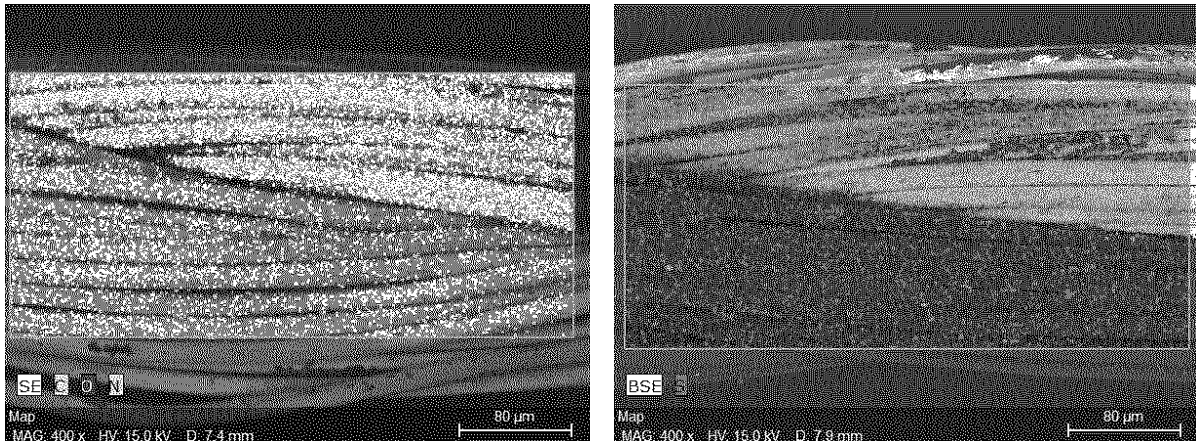


Abb. 10: REM-Aufnahme der Kohlenstoff-, Sauerstoff- und Stickstoffverteilung auf dem Silver tech 120 Garn mit Hyaluronsäure; rechts: REM-Aufnahme der Schwefelverteilung auf dem Silver tech 120 Garn mit Tecticoat.

Es werden alle drei Polyelektrolyten (Hyaluronsäuren, Polyacrylsäure und Tecticoat) auf dem Silver tech 120 Garn auf der Fadenbeschichtungsanlage eingesetzt. Da die Bewertung der unterschiedlichen Polyelektrolyt-Beschichtungen über das elektrische Hautmodell stattfindet, werden die beschichteten Garne zu Elektrodenflächen gestickt. Am elektrischen Hautmodell wird die Anpressfläche untersucht und der Anpressdruck der leitfähigen Elektrodenfläche simuliert. Dabei wird der frequenzabhängige Widerstand der zu untersuchenden Elektroden bei trockener bis feuchter künstlicher Haut gemessen. Diese Übergangsimpedanzwerte sind Qualitätskriterien für die Anwendung der Elektroden.

Die zu untersuchenden Elektroden sind unter jeweils der Öffnung des Rohrs zu positionieren und per höhenverstellbarem Objektträger an die Membranen mit vorgegebenem Druck anzupressen. Anschließend wird über ein Impedanzspektrometer mit Hilfe einer PC-Software, welche notwendigerweise bei einer fest eingestellten Frequenz (hier: 750 Hz) den Widerstand gegen die Zeit bestimmt, die Messung gestartet. Nach dem Start der Impedanzmessung bei festgelegter Frequenz gegen die Zeit wird nach Erhalt des ersten Messpunktes die Kochsalzlösung (0,1 M) in die Vorrichtung gegossen. Somit bestimmt der erste Messpunkt den Start zum Durchweichen der Membranen und der Versuch verläuft gänzlich unabhängig von der jeweiligen Rechenleistung des verwendeten PCs. Die Impedanz muss bei einem Potential von 0 V und einem Messbereich von bis zu 100 nA bestimmt werden. Nach 30 Messpunkten wird die Messung beendet.

Es werden jeweils drei gestickte Elektroden je Beschichtung untersucht, nach Aufbereitung der erhaltenen Rohdaten (Entfernung erster Messpunkt, Normierung auf Startzeit und Darstellung im Diagramm) erhält man folgende Abbildung 11.

Abbildung SEQ Abbildung * ARABIC 5:

Anhand der aus den Mittelwerten gebildeten Kurven ergibt sich eine Verbesserung des Hautübergangswiderstands durch die Beschichtung mit Polyelektrolyten gegenüber den Elektroden aus dem unbehandelten Silver tech 120 Rohmaterial. Eine Beschichtung ist mit Hyaluronsäure nach 200 s Messzeit 5,8-mal besser als das Rohmaterial, nach 300 s 2,4-mal. Mit einer Tecticoat-Beschichtung ist nach 200 s das Garn 3,2-mal besser, nach 300 s 1.7-mal. Das beste Ergebnis wird mit der Polyacrylsäure-Beschichtung erreicht, hier ist das Garn nach 200 s 5,8-mal besser mit einem Mittelwert des Widerstandes von 439 kΩ und nach 300 s 2,4-mal besser mit einem Mittelwert des Widerstandes von 366 kΩ. Zum Vergleich, der Mittelwert des Widerstandes vom unbehandelten Silver tech 120 beträgt nach 200 s Messzeit 2561 kΩ und nach 300 s 866 kΩ. Zur Übersicht enthält Tabelle 7 alle dazugehörigen Mittelwerte aus den gemessenen Widerständen der Elektroden aus dem unbehandelten Garn und der Elektroden aus beschichteten Garnen.

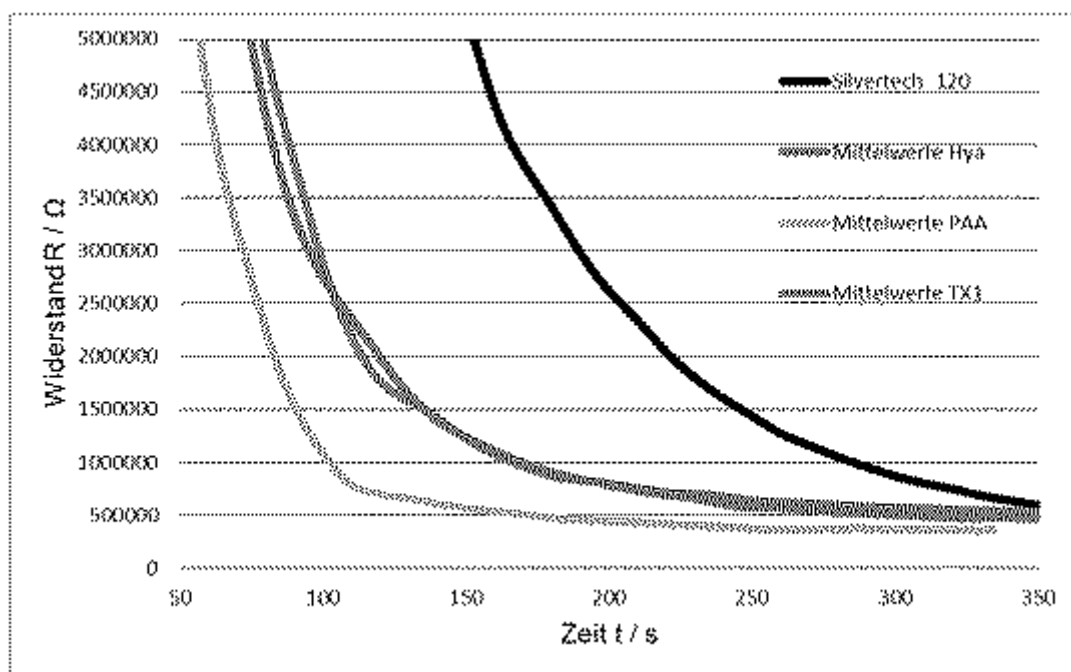


Abb. 11: Darstellung der erhaltenen Daten aus der Impedanzmessung der beschichteten Elektroden

Tabelle 7: Übersicht der ermittelten Mittelwerte der Widerstände von Elektroden bei Hautimpedanzmessung

Messzeit	Elektrode/Fadenmaterial	Mittelwert der Widerstände in kΩ
200 s	Silver tech 120	2561
	Hyaluronsäure	767
	Polyacrylsäure	439
	Tecticoat	795
300 s	Silver tech 120	866
	Hyaluronsäure	575
	Polyacrylsäure	366
	Tecticoat	505

Anhand der Ergebnisse der Hautimpedanzmessung werden weitere Versuche mit dem Polyelektrolyt Polyacrylsäure durchgeführt. So wird untersucht, ob eine zweifache Beschichtung in der Fadenbeschichtungsanlage zu einer weiteren Verbesserung des Hautübergangswiderstandes führt.

Zu diesem Zweck wird das C-CVD-behandelte Filamentmaterial nach dem Trocknen in der Anlage ein zweites Mal beschichtet. Um die beiden Beschichtungsverfahren zu vergleichen, werden die Elektroden ebenfalls gefertigt und einer Impedanzmessung unterzogen (Abbildung 12). Insgesamt werden 15 Elektroden von einmalig und zweimalig beschichteten Garnen geprüft und verglichen, indem ein Graph aus dem Mittelwert der Impedanzwerte von 5 Elektroden jedes Typs über die verstrichene Zeit erstellt wird.

Der Impedanzwert der Elektroden aus doppelt beschichtetem Silver-tech 120 Garn mit Polyacrylsäure (PAA) ist höher als bei den einmal beschichteten Garnen. Bei den doppelt beschichteten Elektroden nimmt der durchschnittliche Widerstandswert mit der Dicke der Elektrolytschicht zu, was auf die geringere Leitfähigkeit des elektrischen Signals zwischen der Silbermetallbeschichtung des Silver-tech 120 Garns und der Hautmembran zurückzuführen ist. Abbildung 12 zeigt auch, dass die einmal mit PAA beschichteten Garne nach 400 Sekunden einen signifikant stabileren Impedanzwert bei circa 500 kΩ aufweisen, während die Impedanz der

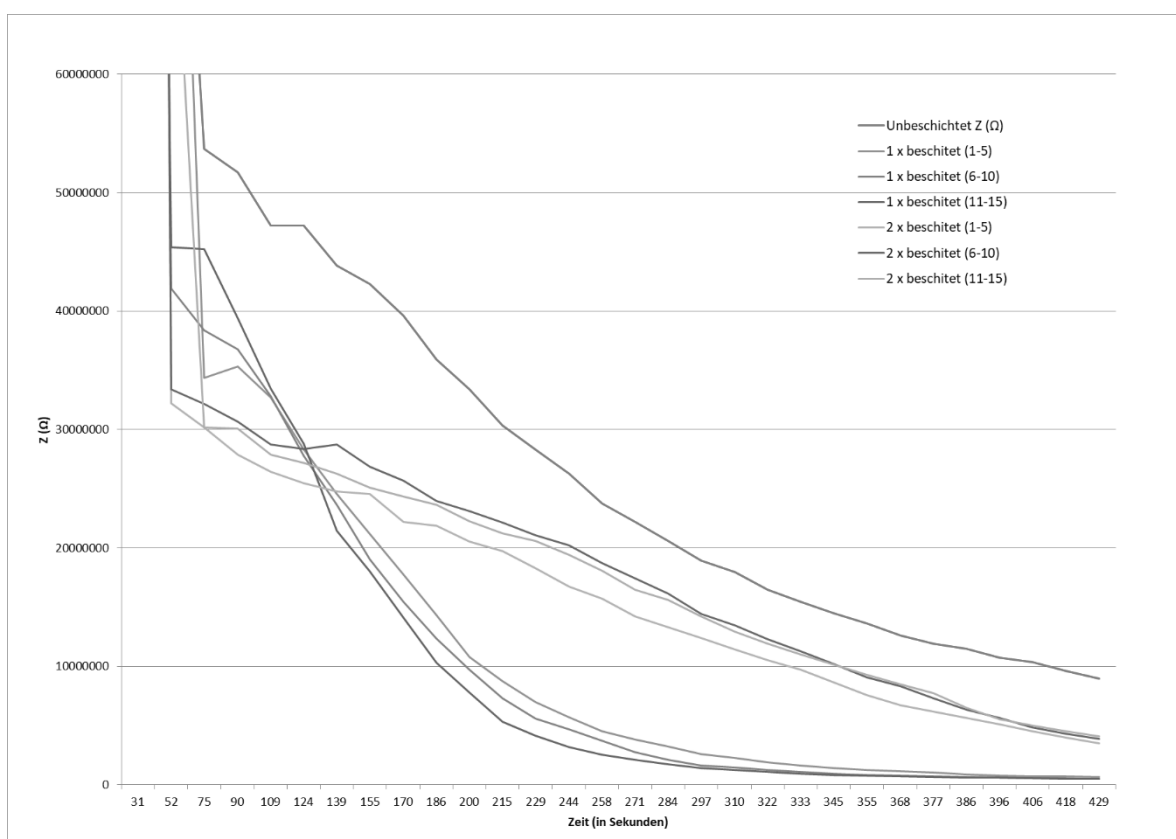


Abb. 12: Darstellung der erhaltenen Daten aus der Impedanzmessung der einmal bzw. zweimal beschichteten Elektroden

zweimal beschichteten Garne mit höherer Geschwindigkeit weiter abnimmt.

Um das spätere Verhalten unter Gebrauchsbeanspruchung zu beurteilen, werden beide Varianten textilphysikalischen Prüfungen unterzogen, u.a. dem Einfluss von Waschprozessen;

DIN EN ISO 6330, der Bestimmung der Scheuerfestigkeit nach der Martindale-Methode (Beurteilung der Oberflächenveränderung); DIN EN ISO 12947-4, und der Schweißechtheit sauer/alkalisch; DIN EN ISO 105-04.

In den Diagrammen unter Abbildung 13 bis 14 sind die gemessenen Hautimpedanzwerte der Proben für "itex-4-more" dargestellt. Der Einfluss der täglichen physischen Belastung durch das Tragen der Elektroden am Körper wird durch Messung des Impedanzwerts nach einem standardisierten Zyklus der physischen Belastung der Elektroden durch Waschen in der Waschmaschine bei 30°C für 1-mal in Abbildung 13 (a), für 3-mal in Abbildung 13 (b) und für 5-mal in Abbildung 13 (c) bestimmt. Weiterhin wurde die Abriebfestigkeit für 100, 200 und 300 Abriebzyklen nach der Martindale-Methode an einmal und zweimal beschichteten Elektroden in Abbildung 13 (d) bzw. (e) ermittelt und die Behandlung der Elektroden mit alkalischen oder sauren Schweißlösungen in Abbildung 14 (a) bzw. (b). Dabei wurden pro Prüfling 30 Messungen über die verstrichene Zeit am zuvor verwendeten Hautmodell aufgebaut durchgeführt, wobei der erste Messwert zur Kalibrierung trocken aufgezeichnet wurde und daher nicht aussagekräftig ist.

Aus den Testergebnissen geht hervor, dass die physikalische Belastung der Elektroden die Gesamtimpedanz der Elektroden aufgrund des Verlusts von Elektrolyt und leitfähiger Schicht erhöht. Bei den Waschversuchen verhindern die zweimal beschichteten Elektrolytgarn-Elektroden den Verlust der Leitfähigkeit auch nach fünfmaligem Waschen besser als die einmal mit Elektrolyt beschichteten Elektroden. Ähnlich verhält es sich mit dem Abrieb: je höher der Abrieb nach jedem Durchlauf von 100 Reibezyklen auf der Martindale-Anlage, desto höher ist die Impedanz des Hautkontakts der Elektroden. Wenn der Schweiß einen niedrigeren pH-Wert hat und von Natur aus sauer ist, dann ist die Polyacrylsäure-Beschichtung als Elektrolyt auf den Garnen von Natur aus stabiler, während der höhere pH-Wert von alkalischem Schweiß langsam mit der Polyacrylsäure-Elektrolyt-Beschichtung reagiert und somit den Impedanzwert erhöht.

Untersuchung der Verarbeitbarkeit, des Abriebs und der Funktion nach Verarbeitung

Zur Untersuchung der Verarbeitbarkeit der beschichteten Fadenmaterialien werden Stickversuche durchgeführt. Dafür werden einfache Fadenbahnen und flächige Punkte in der Größe von den bereits entwickelten Elektroden aufgestickt. Während der Verarbeitung wird kein Fadenbruch beobachtet und es kommt zu keiner Zeit zu Schwierigkeiten beim Stickprozess.

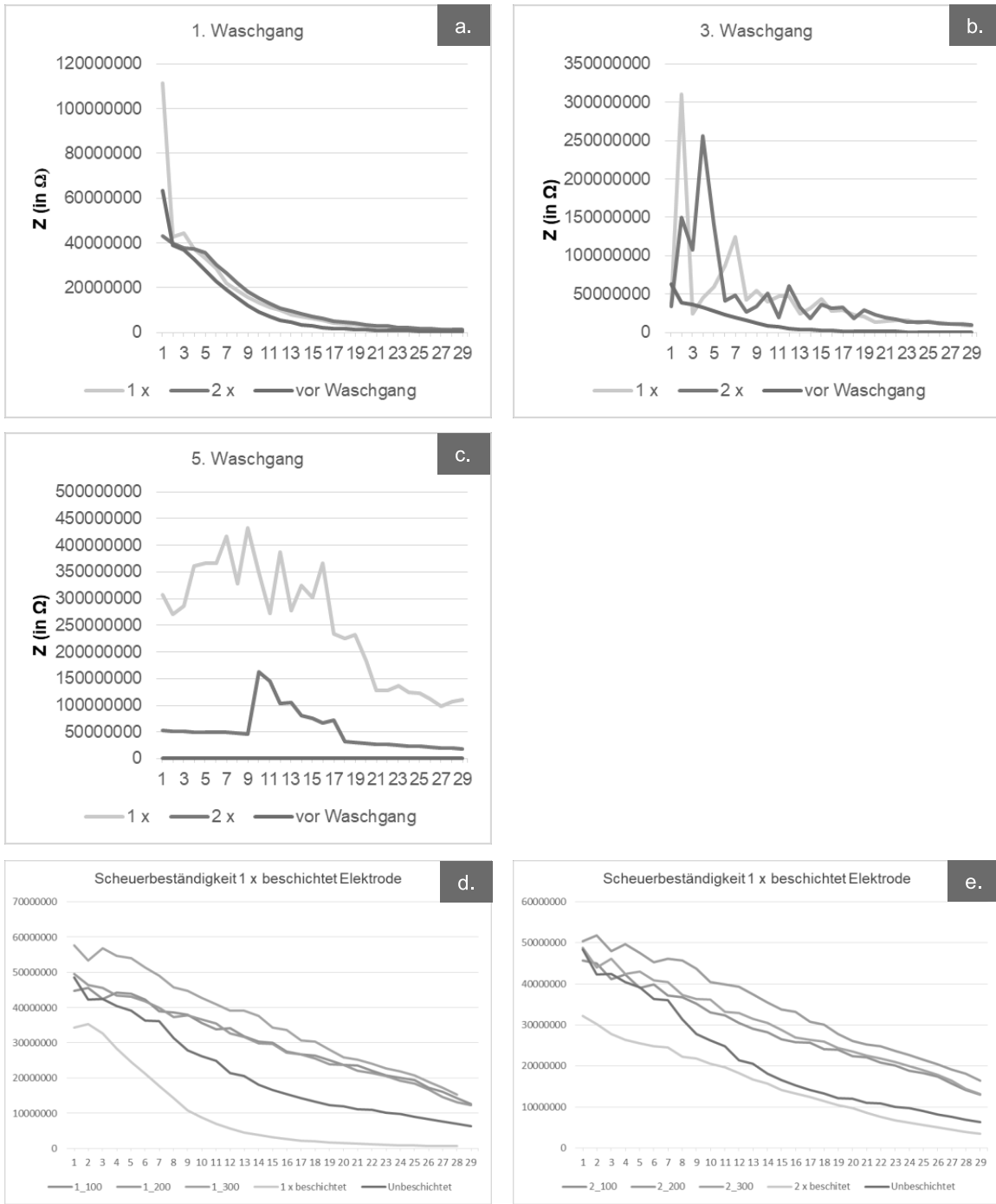


Abb. 13: Elektrodenimpedanz nach mechanischer Beanspruchung

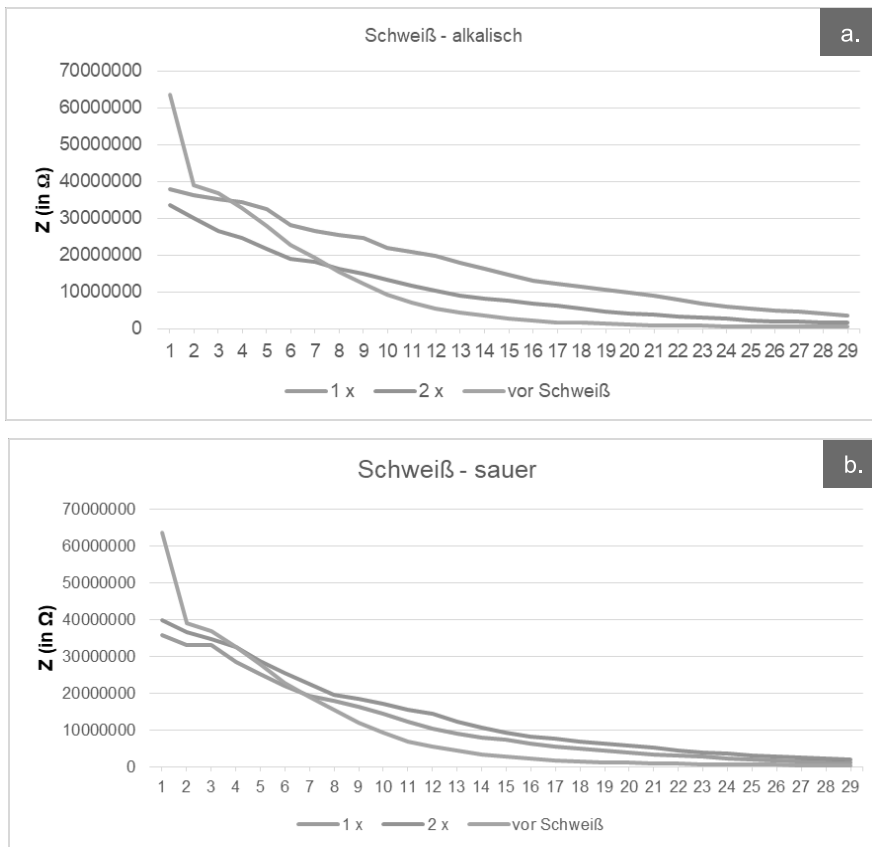


Abb. 14: Elektrodenimpedanz nach chemischer Beanspruchung

AP-4: Erforschung eines selbstkalibrierenden Elektrodenarrays (FE 1)

Aufgabe war es, Störeinflüsse zu identifizieren und Maßnahmen zu deren Reduktion oder Kompensation zu erforschen, die bei der EMG-Messung über ein Funktionstextil während des rehabilitativen Trainings im klinischen und häuslichen Umfeld auftreten. Der Einfluss von dermatologischen Gegebenheiten ist am Phantom zu klären.

Erfolgreiche Ansätze zu selbstkalibrierenden Elektrodenarrays finden sich sowohl in der Prothetik als auch in der Rehabilitationsmedizin und der Muskelüberwachung beim Sport. Insbesondere die Forschung an Handprothesen spezialisiert sich in jüngster Zeit auf Elektrodenarrays, um die exakte Palpierung der Muskeln zu umgehen und ein einfaches und somit lebensnahes Anlegen der Prothese sowie ihrer Auswerteelektronik zu ermöglichen. Die stochastische Natur des EMGs, die komplexe Muskulatur im Rumpf und denkbaren Störeinflüsse bieten beträchtlichen Variationsspielraum. Dies wird in der Prothetik überwunden, in dem eine patientenindividuelle Anlernphase genutzt wird.

Im Kontext der Physiotherapie soll das T-Shirt bereits während der Trainingsphase mit dem Therapeuten vom Patienten getragen werden. In dieser Phase können patientenindividuelle Signalparameter erhoben und das Klassifikationsergebnis überprüft werden.

Ziel der Arbeit war es daher, ein allgemeines Klassifikationsmodell zu finden, das patientenindividuell parametrisiert werden kann. Dieses muss die Güte des EMG-Signals erkennen und beurteilen, ob ein Signalabschnitt zur Beurteilung einer Übung herangezogen werden kann. Der Schwerpunkt der Arbeit lag in der Identifikation und Beschreibung von Störeinflüssen und Entwicklung von Algorithmen zur Eliminierung oder Kompensation der Bewegungsartefakte. Dafür wurden für die neuen textilen Elektroden die Signalparameter und der Einfluss von Störquellen quantifiziert. In der Bewegung verschieben sich die textilen Elektroden über der Haut und die Haut über den Muskelfasern. Es wurde untersucht, welche örtlichen Verschiebungen bei den physiotherapeutischen Übungen auftreten. Für den prinzipiellen Nachweis wurde das Experiment am Kniegelenk durchgeführt (Abbildung 15), da sich hier ähnliche Muskelverschiebungen zeigen. Der Vorteil einer Messung am Knie war zudem die einfache Zugänglichkeit und die bessere Kontrolle der Bewegung, womit sich der Anteil der Synergisten besser einschränken ließ und somit von gleicher Amplitude bei gleicher Kraft ausgegangen werden konnte.

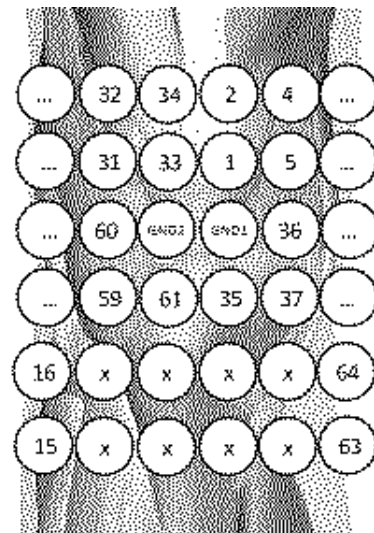
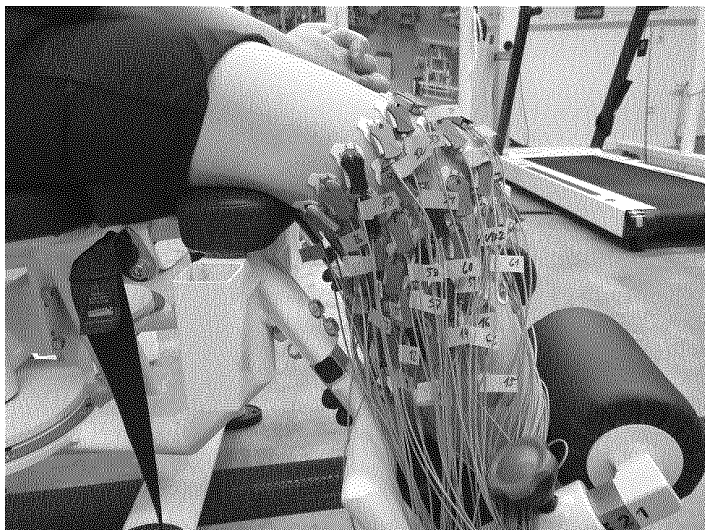


Abb. 15: Modellversuch am Knie mit dem 80 Kanal EMG zur Untersuchung des Signaldriftes in Folge einer Muskelkontraktion.

Es wurde nach Signalcharakteristika und Algorithmen des Maschinellen Lernens geforscht, die ein EMG mit hohem SNR von Bewegungs- und EKG-Artefakten unterscheiden kann.

Im Ergebnis entstand ein KI-Modell zur qualitativen Beurteilung von EMG-Signalen. Für die Deep-Learning-Methoden wurden die EMG-Signale segmentiert. Es wurden Signallängen (sog. Windows) und eine Überlappung dieser Signallängen erprobt und Hyperparameter ermittelt. Die weitere Datenvorverarbeitung beinhaltet die Aufteilung in Trainings-, Test- und Validierungsdaten sowie das Festlegen des SNR als Gütemaß.

AP-5: Erforschung leitfähiger Textilstrukturen hoher dynamischer Festigkeit (FE 2)

Es galt, Methoden und Richtlinien zur Integration von textiler Elektronik in ein Sportshirt zu erforschen, so dass es der mechanischen Beanspruchung des täglichen Trainings standhält und sich durch die Bewegung nur geringe Artefakte ergeben.

Die im AP 1 entwickelten Stickelektroden bestehen aus mehreren Komponenten. Die Elektrodenfläche wird auf einen formstabilen Vliesstoff gestickt. Als Fadenmaterial wird das leitfähige Silver tech 120 Garn verwendet, das zur Verringerung des Hautübergangswiderstandes mit einem Polyelektrolyt beschichtet wird. Wie in den vorherigen Arbeitspaketen beschrieben, hat sich dazu die Polyacrylsäure als am besten geeignet erwiesen. Eine Unterpolsterung mit Abstandsgewirken sorgt für einen besseren Hautkontakt. Um die textilen Elektroden mit der Auswerteeinheit zu verbinden, werden bei der Herstellung der Elektrodenflächen die Zuleitungen

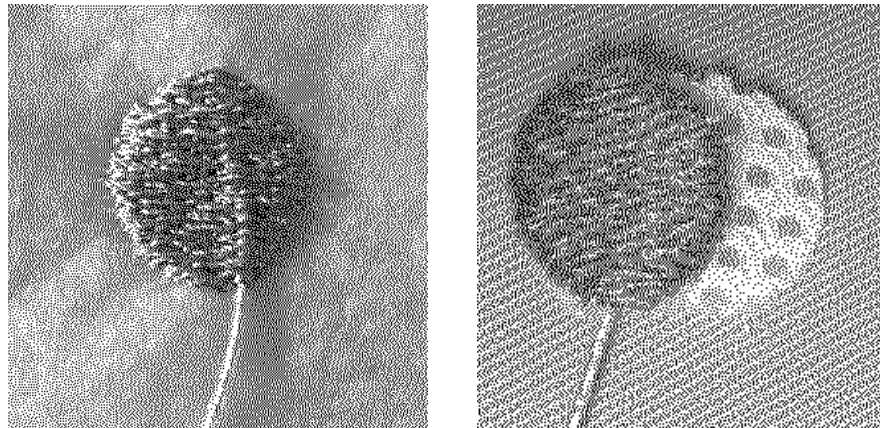


Abb. 17: links: Gestickte Elektrodenfläche mit Zuleitung; rechts: Gestickte Elektrodenfläche mit Zuleitung und Unterpolsterung

in einem Arbeitsschritt aufgestickt. Dabei wird gleichzeitig eine elektrische Kontaktierung zwischen Zuleitung und Elektrodenfläche erzeugt. Für die Zuleitung wird das leitfähige Garn ELITEX® per Soutage-Technik aufgelegt. Zur Befestigung der Elektrode auf dem Funktionstextil

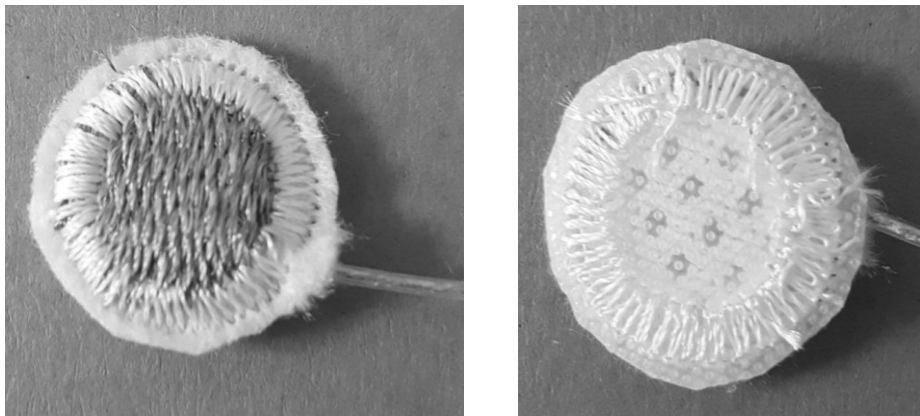


Abb. 16: Textile Elektrode auf Klett gestickt

wird diese auf Klett gestickt. Als Funktionsmuster wird ein Elektroden-Gurt in 3 Größen hergestellt, siehe Abbildung 18. Zur Positionierung der Elektroden befindet sich auf dem Gurt ein Elektrodenraster als Orientierungshilfe, was den späteren selbstständigen Gebrauch vom Patienten erleichtert. Zum flexiblen Einstellen und einfachen Befestigen und Öffnen des Elektroden-Gurtes wird ein Klettverschluss gewählt.

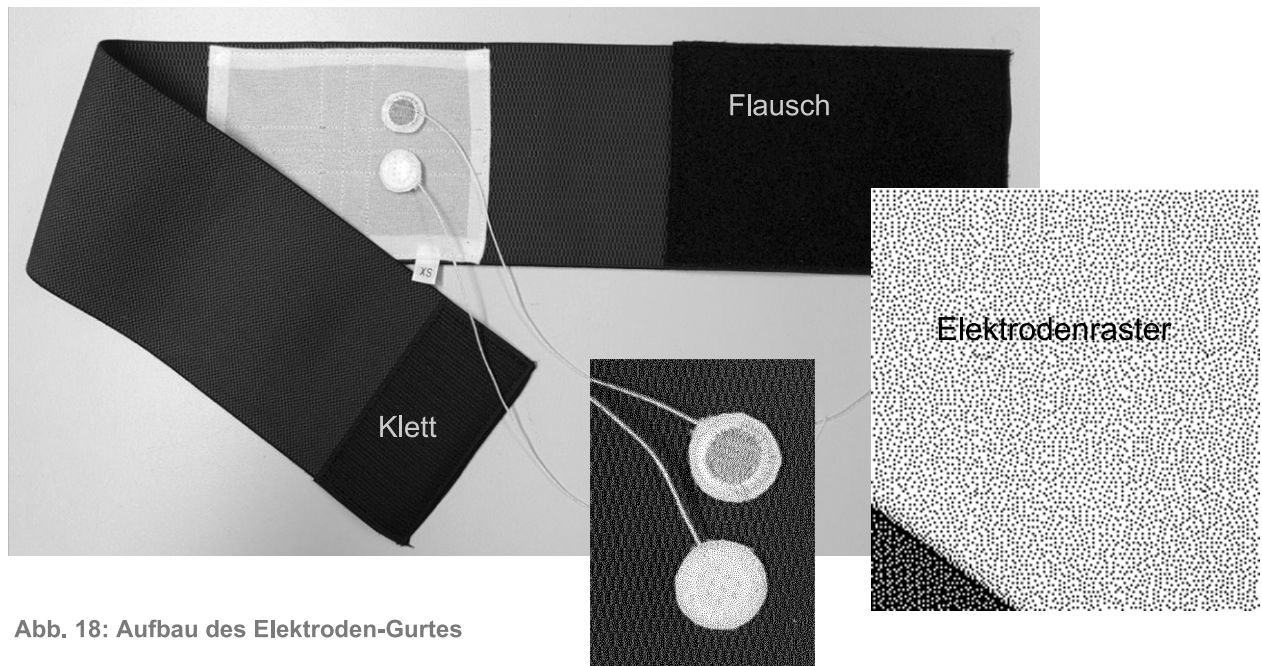


Abb. 18: Aufbau des Elektroden-Gurtes

AP-6: Erforschung eines Klassifikators für die Trainingsbewertung (FE 1)

Das diagnostische Leistungsvermögen des EMG sollte genutzt werden, indem es mit einem biomechanischen Modell verknüpft wird, so dass ein Expertensystem zur Bewertung der Bewegungsausführung anhand der Muskelkoordination entsteht.

Der Klassifikator unterscheidet modellbasiert die Qualität der Übungsausführung anhand des Aktivierungsmusters der Muskeln, die vom EMG-Shirt gemessen werden. Das biomechanische Modell wird zweistufig aufgebaut. Die erste Stufe ist ein Mehrkörpermodell des Bewegungsapparates, welches das Zusammenwirken der Muskeln bei den unterschiedlichen Bewegungsaufgaben mathematisch beschreibt. Die zweite Stufe verknüpft das EMG-Signal der gemessenen Muskeln mit der resultierenden Bewegung.

Die Arbeiten im Projekt widmeten sich der Integration von EMG-Signalen in die Bewegungsmodelle. Es wurde deshalb untersucht, welche EMG-Charakteristik sich für bei den typischen Rumpfbewegungen Flexion, Extension, Lateralflexion und Rotation messen lassen und die Ergebnisse mit der aus der Bewegungstheorie erwarteten Muskelaktivierungsmuster verglichen.

Es wurden Modellansätze recherchiert und die häufigsten Rumpfbewegungen mit OpenSim (NCSRR, Stanford) bei Flexion, Extension und Rotation modelliert. Das Modell soll EMG-Muster für verschiedene Bewegungsaufgaben vorhersagen. Es wurde untersucht, ob das Rumpfmodell bei idealisierten Rumpfbewegungen, die aus der Bewegungstheorie erwarteten Muskelaktivierungsmuster zeigt. Hierfür wurden von Proband:innen mit dem Motion-Capturing Systems der Firma Vicon Bewegungsdaten aufgenommen und in das Modell implementiert. Zur Vorbereitung der Versuche wurde eine Marker-Konfiguration entwickelt (Abb. 19).

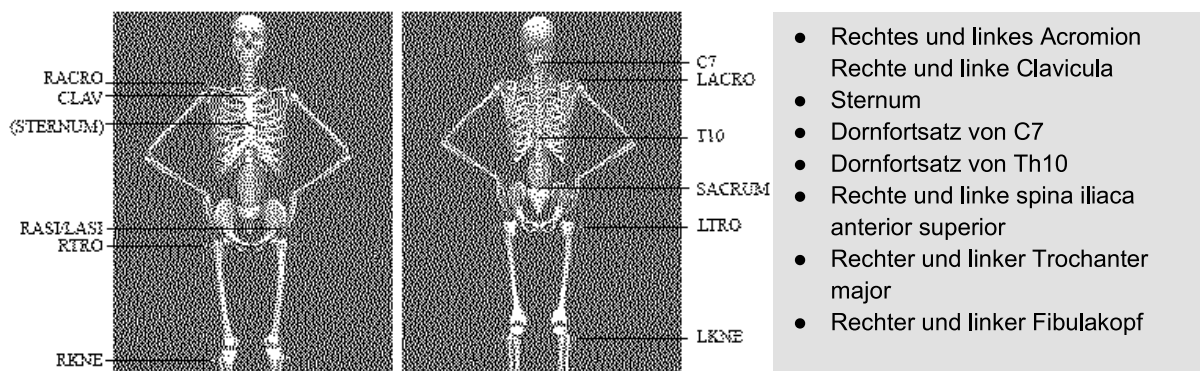


Abb. 19: Messpunkte für das Motion-Capturing.

An der Versuchsreihe haben 23 Proband:innen (13 w, 10 m, 22 ± 5 Jahre, 175 ± 6 cm, $68,0 \pm 12,2$ kg) teilgenommen. Alle Proband:innen haben nach erfolgter Aufklärung sowie vor Beginn der Messung die freiwillige Teilnahme an der Studie und die Verarbeitung der aufgenommenen Daten schriftlich bestätigt. Der Messaufbau ist in Abb. 21 visualisiert.

Hierfür wurden von 45 Proband:innen, mithilfe eines Motion-Capturing Systems der Firma Vicon, Bewegungsdaten aufgenommen und parallel das EMG-Signal mit MiniWave Sensoren der Firma Cometa von den primären Muskeln der betrachteten Bewegungen erfasst (Abbildung 19). Alle Proband:innen haben nach erfolgter Aufklärung sowie vor Beginn der Messung die freiwillige Teilnahme an der Studie und die Verarbeitung der aufgenommenen Daten schriftlich bestätigt.



Abb. 20 Applikation von Marker und EMG-Sensoren; Aufgenommen wurden die Aktivität vom m. rectus abdominis, m. obliquus internus und externus sowie dem m. erector spinea.

Aus dem Vorversuch (Abbildung 20) bestätigte die EMG-Messung dieser Muskelgruppe das vom Modell errechnete Verhalten dieser Muskelgruppe nicht. Die errechneten Muskelkraftverläufe der Rumpfrotation konnten im Vergleich zu den anderen untersuchten Bewegungen die Erwartungen am wenigstens erfüllen. Lediglich der Verlauf des M. obliquus internus stimmte mit den aufgestellten Hypothesen überein. Dies ist unter anderem mit der Definition des Starrkörpers der Rectusscheide und der Funktionsweise des Modells zu begründen. Das Modell wurde für Hebevorgänge und demnach Bewegungen in der Sagittalebene entwickelt. Die Auswertung hat gezeigt, dass das Modell für diese Bewegungen die besten Ergebnisse erzielt. Für Bewegungen in der Transversal- und Frontalebene bedarf es noch Verbesserungen.

Das Modell wurde entsprechend den Erkenntnissen überarbeitet. Durch das Hinzufügen neuer Zwangsbedingungen, welche die Funktion der Bauchmuskeln anatomisch korrekt beschreiben, konnten sich die Vorhersagen korrigieren lassen.

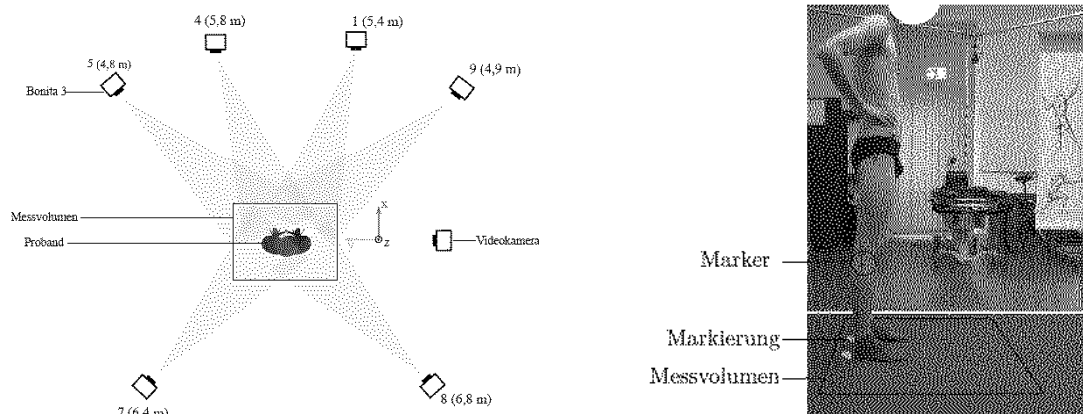


Abb. 21: Messaufbau für das Motion-Capturing.

Ein Kriterium bei der Modellauswahl war das Vorhandensein von Zwangsbedingungen aller an der Bewegung beteiligter Starrkörper. Aus zehn betrachteten Modellansätzen fiel die Wahl auf das LFB¹, ein Modell für Hebevorgänge und die Belastungen des Rumpfes.

Um Hebevorgänge von Lasten abbilden zu können, hat das Modell größere maximale isometrische Muskelkräfte sowie einen größeren Bewegungsumfang des Rumpfes als das ursprüngliche Modell. Eine weitere Modifikation sind veränderte Koeffizienten der linearen Zwangsbedingungen der Wirbelgelenke. Außerdem wurden dem Starrkörper, der die Rectusscheide darstellt, in Richtung Lateralflexion und Rumpfrotation Freiheitsgrade hinzugefügt, die im Basismodell nicht vorhanden waren.

Die Auswertung der errechneten Muskelkraftverläufe (Abb. 9) zeigt, dass das Modell in der Lage ist, die Kraftverläufe der beteiligten Muskelgruppen bei Rumpfflexion und Rumpfextension gemäß den Erwartungen zu berechnen. Sowohl die Reproduzierbarkeit zwischen einzelnen Wiederholungen einer Übung wie auch die Reproduzierbarkeit zwischen den Probanden konnte gezeigt werden. Die errechneten Kräfte der Synergisten und speziell der Antagonisten bei Rumpfflexion werden betragsmäßig allerdings als zu gering eingeschätzt. Etwaige Abweichungen zwischen den Proband:innen in der Bewegungsausführung lassen sich an den Muskelkraftverläufen erkennen. Die errechneten Kraftverläufe der Antagonisten und Agonisten bei Lateralflexion entsprechen größtenteils den aufgestellten Hypothesen. Nicht übereinstimmend mit den Erwartungen ist die gegenläufige Aktivierung der rechten und linken Seite des M. rectus abdominis.

Auch eine explorative EMG-Messung dieser Muskelgruppe bestätigt das vom Modell errechnete Verhalten dieser Muskelgruppe nicht. Die errechneten Muskelkraftverläufe der Rumpfrotation konnten im Vergleich zu den anderen untersuchten Bewegungen die Erwartungen am wenigsten erfüllen. Lediglich der Verlauf des M. obliquus internus stimmte mit den aufgestellten Hypothesen überein. Dies ist unter anderem mit der Definition des Starrkörpers der Rectusscheide und der Funktionsweise des Modells zu begründen. Das Modell wurde für Hebevorgänge und demnach

¹Erica Beaucage-Gauvreau u. a. „Validation of an OpenSim full-body model with detailed lumbar spine for estimating lower lumbar spine loads during symmetric and asymmetric lifting tasks“. In: *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 22.5 (2019), S. 451–464. doi: 10.1080/10255842.2018.1564819.

Bewegungen in der Sagittalebene entwickelt. Die Auswertung hat gezeigt, dass das Modell für diese Bewegungen die besten Ergebnisse erzielt. Für Bewegungen in der Transversal- und Frontalebene bedarf es noch Verbesserungen.

Das Modell wurde entsprechend der Erkenntnisse überarbeitet. Durch das Hinzufügen neuer Zwangsbedingungen, welche die Funktion der Bauchmuskeln anatomisch korrekt beschreiben, haben sich die Vorhersagen verbessern lassen. Mit diesen Anpassungen ist das Modell in der Lage, die in AP-1 definierten Trainingsübungen nachstellen können.

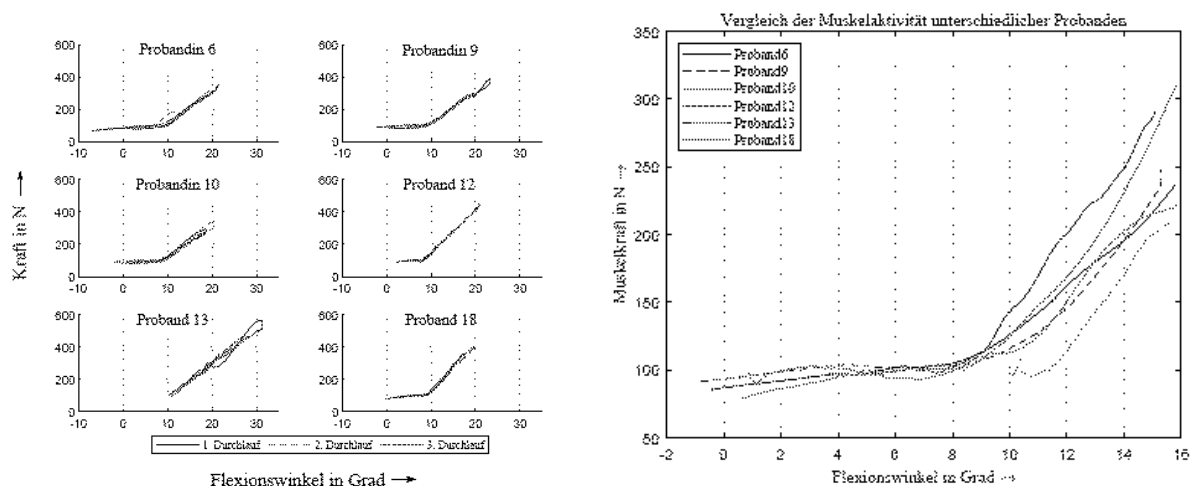


Abb. 22: Kraftverläufe der Rückenmuskulatur (links) und Bauchmuskulatur (rechts)

In der zweiten Stufe wurde erforscht, ob sich die Abbildung von Bewegungsverläufen auf Muskelkraft zuverlässig umkehren und sich so von dem EMG-Aktivierungsmuster auf die Qualität der Bewegungsausführung schließen lässt. Die Evaluierung erfolgt mit Hilfe des beantragten Referenzsystems. Es galt zu untersuchen, ob der generische Modellansatz für die patientenspezifische Analyse ausreicht. Durch Skalierung des allgemeinen Modells kann die individuelle Vorhersage verbessert werden. Die Algorithmen zur Extraktion der EMG-Parameter aus dem Rohsignal wurden erarbeitet.

Für das Expertensystem wurden typischen physiotherapeutischen Übungen Entscheidungsregeln zur computergestützten Beurteilung der Muskelaktivierung hinterlegt. Die KI interpretiert anhand dieser Regeln die Messsignale. Für die Bewertung wurden Modellparameter, Schwellwerte und Zeitkonstanten für die Bewegungsbeurteilung aus den Daten des Probandenversuchs abgeleitet. Sowohl die Qualität der Registrierungsergebnisse als auch die Haltungsbewertung wurden mit dem Root Mean Square Error als Gütemaß bewertet. Die Methode erwies sich als einheitlich auswertbar und konnte für die verschiedenen Tests konsistent angewendet werden. Dazu gehört neben dem Parametertest auch der Reliabilitätstest, mit dem die Zuverlässigkeit des Registrierungsprogramms untersucht wurde. Für die Beurteilung der Reliabilität wurde der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) berechnet. Der ICC erreichte für das Messsystem einen sehr niedrigen Wert, den es zu verbessern galt.

Um ein robusteres Maß zu finden, wurden Algorithmen des maschinellen Lernens auf die mit dem Referenzsystem gewonnene Datenbasis angewandt. Die Herausforderung lag darin, dass im Bereich der Wirbelsäule Muskeln mit unterschiedlichen Bewegungs- und Stabilisierungsaufgaben nah beieinander liegen. In Zusammenarbeit mit den Experten des Projektbegleitenden Ausschusses wurden Amplituden- und Frequenzparameter im EMG identifiziert. Deren

Validierung erfolgt mit den Arbeiten in Arbeitspaket 7: Bewertung des EMG-Shirts aus physiotherapeutischer Sicht.

AP-7: Bewertung des EMG-Shirts aus physiotherapeutischer Sicht (FE 1 und FE 2)

In einer technischen Machbarkeitsstudie sollte der Nachweis der Funktion aller Einzelkomponenten gemäß ihrer Spezifikation unter realen Bedingungen erbracht werden. Die Ergebnisse dienen als Grundlage für die zukünftige klinische Evaluierung und erste wissenschaftliche Publikationen.

Die Evaluierung von Shirt und Elektroden wurde getrennt, um die praxisnahen Versuche mit einer hohen Anzahl an Probanden durchführen zu können. Die Bewertung aus der physiotherapeutischen Praxis fügt die Erkenntnisse der Experimente an beiden Forschungsinstituten zusammen, um zu beurteilen, ob die erforschten Technologien für die Entwicklung eines marktreifen EMG-Shirts nutzbar sind.

An der FE 2 wurde dafür ein Demonstrator für das Shirt aufgebaut und in drei Schritten der potenzielle Fertigungsprozess aufgezeigt. Für die Fertigung des Shirts wurde ein hochelastisches Gestrück eingesetzt. Dies ist notwendig, um die textilen Elektroden eng an die Hautoberfläche anzudrücken. Gleichzeitig muss es aber so elastisch sein, damit es für den Probanden noch angenehm zu tragen ist. Die Fertigung des Shirts erfolgt in den aufgeführten Arbeitsschritten. Als Proband für ein erstes Muster wurde eine Schneiderbüste in der Größe 38 verwendet.

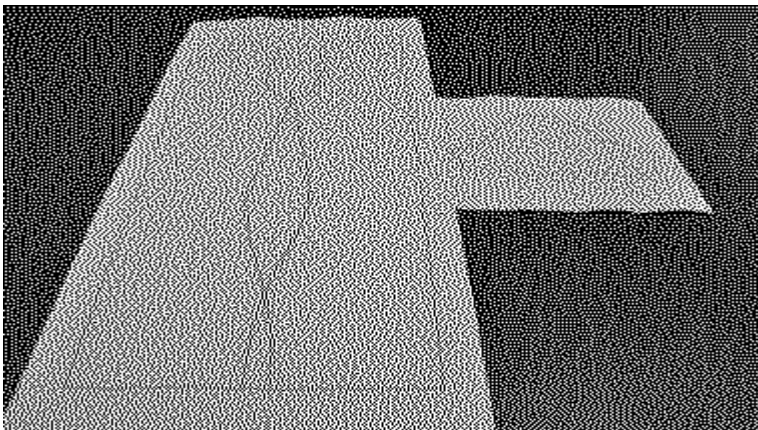
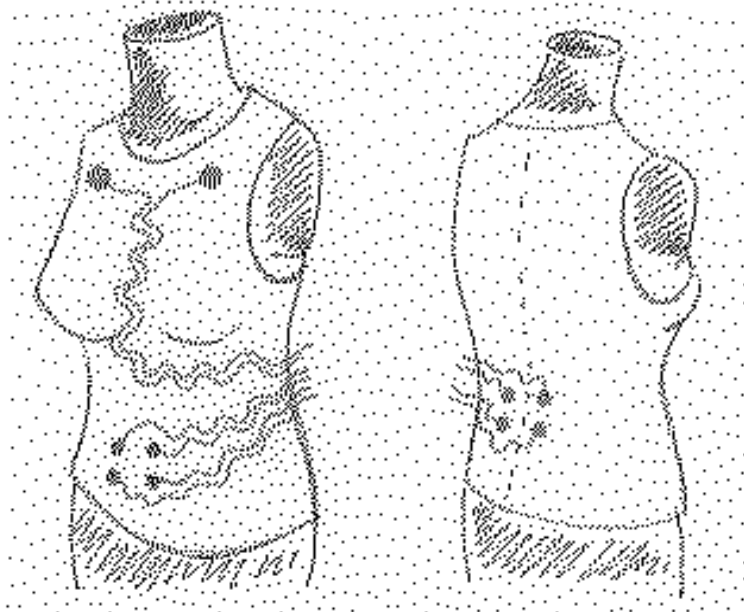


Abb. 23:

Erster Schritt im Fertigungsprozess: Konstruktion in Gr. 38 - 75/B, Schneiderbüste, -Materialdehnung mit 30%, Grundkonstruktion enganliegendes Oberteil, ohne Abnäher, mit Ärmelkonstruktion. Unten) Elektrodenpads (rot), elektrische Zuleitungen (grün).



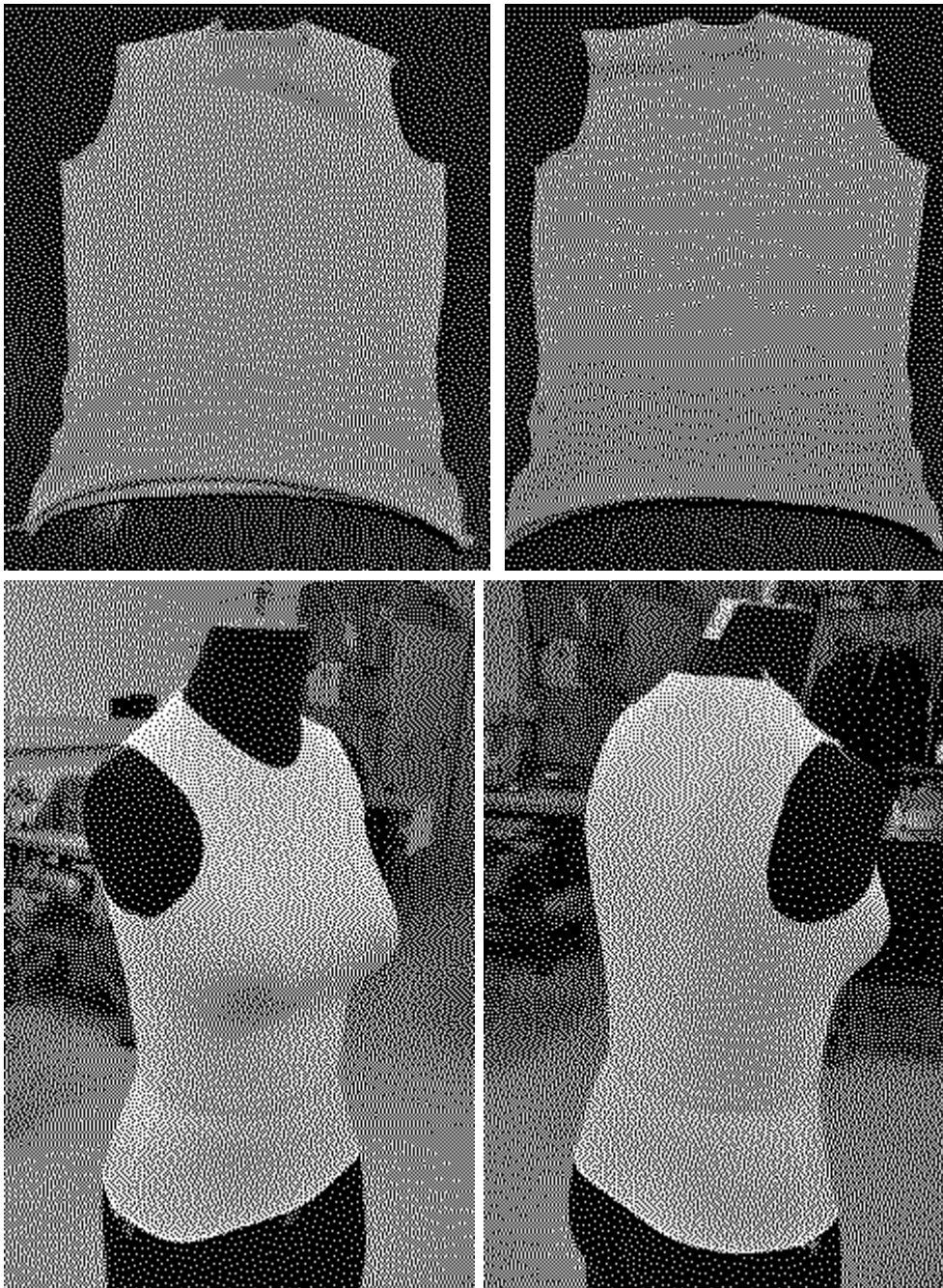


Abb. 24: Zweiter Schritt im Fertigungsprozess: Konfektion erster Testmuster – Shirt, Das Grundmaterial kann nach modischen Aspekten gefärbt oder bedruckt werden.

Der dritte Schritt ist die Integration der Elektroden. Auf Grund der dreidimensionalen Form des menschlichen Körpers und unterschiedlichen Konfektionsgrößen von Mensch zu Mensch ist es schwierig, die richtige Position für die textilen Elektroden zu finden. Es wurden 3 Positionen festgelegt.

- Vorderteil – Brustmuskulatur (Abb. a)
- Vorderteil – Bauchmuskulatur, vordere Mitte – Bauchnabel (Abb. a)
- Rückenteil – Rückenmuskulatur im Bereich der Lendenwirbelsäule (Abb. b)

Für die erfolgreiche Therapie ist eine exakte Positionierung der Elektroden auf bestimmten Bereichen der Muskulatur erforderlich. Für die individuelle Anpassung wird ein elastisches

Flaschband in das Shirt integriert und mit einem Muster zur genauen Platzierung der Elektroden ausgerüstet. Eine weitere Herausforderung stellt die Verlegung der elektrischen Zuleitungen dar. Die Flexibilität des Grundmaterials fordert eine flexible Verlegung der Kabel. Dafür werden diese mäandrierend auf die textile Fläche aufgebracht (Abb. 23.)

Die elektrische Evaluation erfolgte auf Basis des Shirt-Modells (Abb. 18) an der FE 1 im Vergleich mit marktüblichen Elektroden (*Ambu® BlueSensor N EKG-Elektrode mit Snap-Anschluss* (Ambu GmbH). Als Messaufnehmer wurde sowohl Demonstratoren der entwickelten miniaturisierten Aufnahmeelektronik sowie das Referenzmesssystem *g.HIAMP* (g.tec medical engineering GmbH) verwendet. Als physiotherapeutische Übung wurde die Rumpfflexion gewählt. Als Referenzwert für die KI gestützte Bewertung wurde die Flexionskraft herangezogen. Die Messung erfolgte isometrisch mit dem Kraftmesssystem DIERS myoline (DIERS International GmbH). 17 Probanden (12 m / 5 w), Alter 20 – 40 Jahre wurden für den Praxistest rekrutiert. Jede Übungsserie umfasste 3 Sets mit jeweils 5 Kontraktionen über 5 s mit 75 % willentlicher Maximalkraft. Jeder Proband wiederholte jede Übungsserie, einmal mit den Ag/AgCl Gel-Elektroden und einmal mit den Textilelektroden. Die Versuchsanordnung ist in Abb. 25 gezeigt.

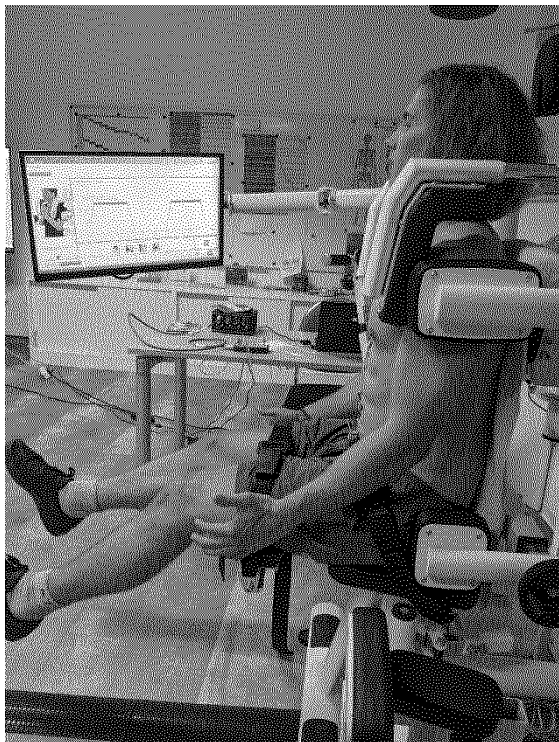
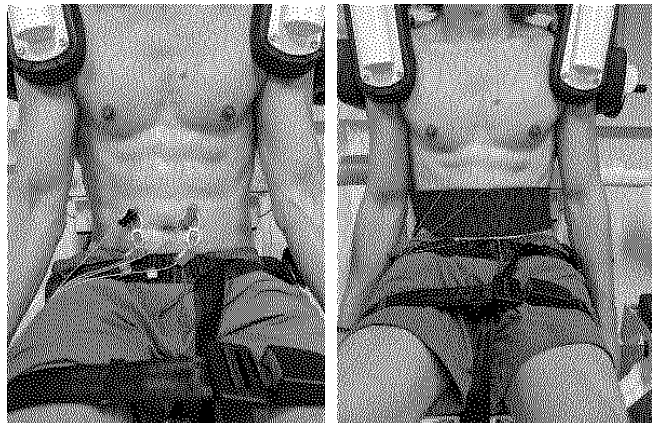


Abb. 25: Messaufbau für den Praxistest der Elektroden während er Rumpfflexion als exemplarische physiotherapeutische Übung. Die Probanden wurden für die isometrische Übung an Schultern und Becken fixiert. Die Elektroden wurden mittig auf Höhe des Nabels auf den Muskelbauch des r. abdominis platziert.



Alle EMGs wurden mit 1024 Hz gesampelt und gemäß Standardprotokoll vorverarbeitet. Artefakte und Rauschen wurden mit einem Butterworth Bandpass 6. Ordnung mit den Grenzfrequenzen 40 Hz und 400 Hz reduziert. Ausgewertet wurde die maximal messbare Amplitude gemittelt über alle 15 Wiederholungen für jeden der 17 Probanden. Exemplarisch für Proband 1 und 2 zeigt die Abb. 26 Mittelwert und Standardabweichung. Die Messungen aller Probanden wurden in Abb. 27 zusammengeführt. Es zeigt sich, dass Gel- und Textilelektroden einer vergleichbare Signalstärke erreichen. Die Unterschiede liegen innerhalb einer Zehnerpotenz, wobei die Textilelektroden über nahezu alle Messzyklen eine höhere Signalstärke erreichen. Es zeigt sich jedoch, dass das Rauschen im selben Maße zunimmt, wodurch das relative Signal-Rausch-Verhältnis vergleichbar bleibt. Die Fluktuationen in der Signalstärke haben sich bei den Textil-Elektroden als höher

gezeigt. Dies lässt vermuten, dass sie sich bei der Übungsausführung etwas mehr auf der Haut bewegen.

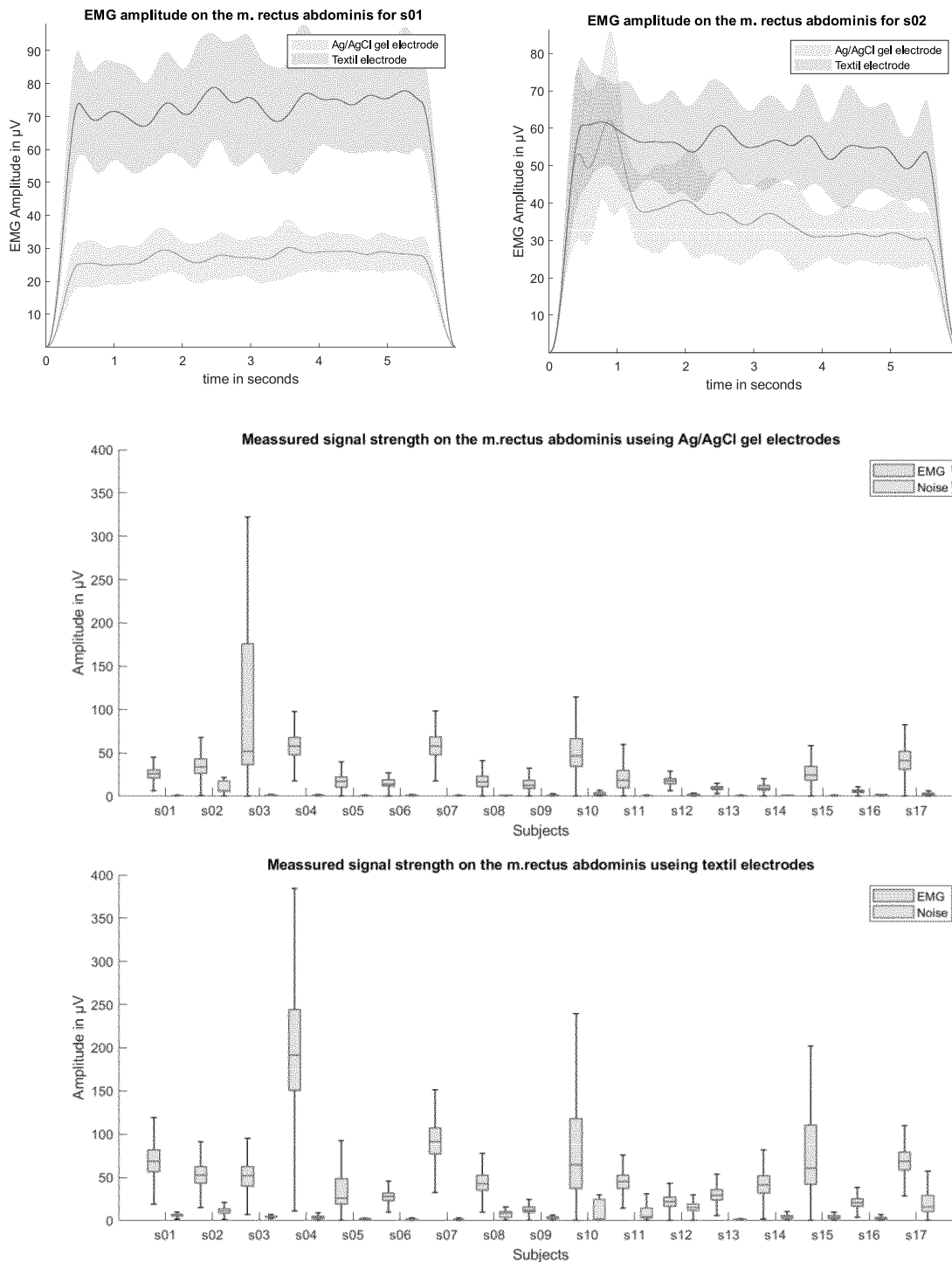


Abb. 26: Gegenüberstellung aller Einzelmessungen im Vergleich zwischen Gel-Elektroden (oben) und Textilelektroden (unten).

Für die praktische Anwendung zur EMG-Messung zeigen sich beide Elektroden damit als gleichwertig. Wobei sich die neuen Elektroden, wie von FE 1 demonstriert, in ein Shirt integrieren lassen. Die Auswertelektronik konnte so weit miniaturisiert werden, dass sie sich direkt im Shirt integrieren lässt. Die KI-basierten Algorithmen können direkt auf dem Mikrocontroller

implementiert werden. Die KI-basierte Elektrodenauswahl und Artefaktbehandlung sollten es ermöglichen, den einzig aufgezeigten Nachteil der höheren Signalfuktuation zu kompensieren.

3. Verwendung der Zuwendung

3.1 Verwendung der Zuwendung FE 1

- Im Projektzeitraum vom 01. April 2020 bis 30. September 2022 wurden finanziellen Mittel in Höhe von 179.113,74 € für wiss. techn. Personal Anspruch genommen. Die Realisierung der Projektaufgaben erfolgte durch den Einsatz von fünf Mitarbeitern der Gruppe HPA A im Gesamtumfang von 31,95 PM.
- 2021 wurde, wie geplant, ein 80-Kanal System zur Biosignalaufnahme von elektromyologischen Signalen beschafft. Die Ausgaben dafür belaufen sich auf 45.159,13 €. Konkret handelt es sich um g.Hlamp RESEARCH 80 channels (g.tec medical engineering GmbH, Schiedlberg, Österreich). Das System diene als Referenzmesssystem in AP-2, AP-4, AP-6 und AP-07.
- Leistungen Dritter (Einzelansatz C des Finanzierungsplanes) waren nicht geplant.

Tabelle 8: Zusammenstellung der Arbeitspakete (AP) in Bezug für FE 1.

AP	Zeitraum	Inhalt	IST-Realisierung
1	04/2020-07/2020	Definition Anforderungsprofile und der gemeinsamen Schnittstellen	Die Arbeiten zu den gemeinsamen Schnittstellen wurden planmäßig durchgeführt. Geplante Betrachtungen zur EMV wurden in AP 2 verlagert.
2	07/2020-08/2021	Erforschung eines elektrodennahen Biosignalaufnehmers	Die Arbeiten wurden gemäß Anpassung zum Zwischenbericht 2020 planmäßig durchgeführt.
		• Analoge Signalverarbeitung	Die Arbeiten wurden planmäßig durchgeführt.
		• Datenreduktion	Die Arbeiten wurden planmäßig durchgeführt.
		• Energieversorgung	Die Arbeiten wurden planmäßig durchgeführt.
• EMV	Die Arbeiten wurden planmäßig durchgeführt.		
4	04/2021-12/2021	Erforschung eines selbstkalibrierenden Elektrodenarrays	KI-Modell entwickelt, Validierung erfolgt im Rahmen der Datenerhebung in AP-7
6	08/2020-09/2021	Erforschung eines Klassifikators für die Trainingsbewertung	KI-Modell entwickelt, Validierung erfolgt ebenfalls im Rahmen der Datenerhebung in AP-7
7	11/2021-09/2022	Bewertung des EMG-Shirts aus physiotherapeutischer Sicht	Durch das Verlagern der Untersuchung auf 04/2022-09/2022 konnte die Praxistauglichkeit Demonstrators an 17 Probanden evaluiert

AP	Zeitraum	Inhalt	IST-Realisierung
			werden. Die Validierung aller Einzelmodule bestätigt die Performance der Textilelektroden auf gleichem Niveau wie marktübliche System ohne deren Nachteile.

3.2 Verwendung der Zuwendung FE 2

- Von den geplanten 32,25 PM HPA wurden 32,12 HPA abgerechnet, davon 14,3 PM HPA-A.
- Die Ausgaben für Gerätebeschaffung „Bedampfungsanlage: Sputter Coater und Kohlebeschichter mit Vorvakuum“ der Quantum Design GmbH beliefen sich auf 31.320,00 € (Rechnungsstellung: 01.10.2020; Zahlung: 28.10.2020).
- Leistungen Dritter (Einzelansatz C des Finanzierungsplanes) waren nicht geplant.

Tabelle 9: Zusammenstellung der Arbeitspakete (AP) in Bezug für FE 2

AP	Zeitraum	Inhalt	IST-Realisierung
1	04/2020-03/2022	Definition Anforderungsprofile und der gemeinsamen Schnittstellen	Die Arbeiten wurden planmäßig durchgeführt.
3	06/2020-08/2021	Erforschung eines leitfähigen Fadens mit Polyelektrolytbeschichtung	Die Arbeiten wurden planmäßig durchgeführt.
		• Auswahl, Testen und Bewerten leitfähiger Fadenmaterialien	Die Arbeiten wurden planmäßig durchgeführt.
		• Anpassung / Optimierung des C-CVD-Verfahrens zur schonenden Modifizierung	Die Arbeiten wurden planmäßig durchgeführt.
		• Entwicklung eines Funktionalisierungsverfahrens zur chemischen Anbindung von ionisch leitfähigen Polymeren	Die Arbeiten wurden planmäßig durchgeführt.
		• Übertragung des Funktionalisierungsverfahrens auf die gewählten leitfähigen Fadenmaterialien	Die Arbeiten wurden planmäßig durchgeführt.
		• Untersuchung der Verarbeitbarkeit, des Abriebs und der Funktion nach Verarbeitung	Die Arbeiten wurden planmäßig durchgeführt.
		• Aufbau, Test und Validierung von Funktionsmustern für den Laborversuch	Die Arbeiten wurden begonnen.
5	03/2021-11/2021	Erforschung leitfähiger Textilstrukturen hoher dynamischer Festigkeit	Die Arbeiten wurden planmäßig durchgeführt.
7	11/2021-09/2022	Bewertung des EMG-Shirts aus physiotherapeutischer Sicht	Die Arbeiten wurden planmäßig begonnen, jedoch war aufgrund der Corona-Pandemie eine fristgerechte Bearbeitung nicht möglich, so dass die

AP	Zeitraum	Inhalt	IST-Realisierung
			Arbeiten bis 09/2022 kostenneutral verlängert wurden. Dies ermöglichte eine Umfangreiche Probandenstudie zu Validierung.

4. Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Arbeit

- Forschungseinrichtung 1:

Bedingt durch die Einschränkungen des Forschungsbetriebes in Folge der SARS-Covid-19 Pandemie stand das Personal dem Projekt nicht wie im April/Mai 2020 geplant zur Verfügung. Zum 09.08.2020 wurde der Antrag in Bezug auf Anzahl der bestellten Projektmitarbeiter aktualisiert. Durch zusätzliches Personal ab Januar 2021 wurden offene Aufgaben in AP 2 und AP 6 aus 2020 aufgearbeitet. Die fristgerechte Zusammenarbeit mit der FE 2 wurde durch den Fokus auf die Arbeiten zu den gemeinsamen Schnittstellen erreicht. Mit der Restrukturierung der Aufgaben werden alle Forschungsarbeiten bis zum Ende der verlängerten Projektlaufzeit erreicht mit einem Personalaufwand von 31,195 PM erreicht. Das angeschaffte 80-Kanal System wurde zur Erfassung von Referenzsignalen in allen experimentellen Untersuchungen zur Messung von elektrischen Kenngrößen insbesondere den EMG-Signalen eingesetzt. Der Einsatz von Personal und Gerät waren notwendig und angemessen, um die Forschungsziele zu erreichen.

- Forschungseinrichtung 2:

Die im Projektantrag festgelegten Ziele wurden erfüllt. Die aufgetretenen Kosten sind Personalkosten und die Anschaffung einer Sputteranlage zur Charakterisierung der per Funktionalisierungsverfahren am nicht-leitfähigen Garn erzeugten Schichten. Diese waren notwendig und angemessen. Technische oder wirtschaftliche Änderungen waren nicht notwendig, da die geleistete Arbeit der Zielstellung des Projektes entspricht.

Die im Projektantrag festgelegten Ziele für den Berichtszeitraum wurden erfüllt. Aufgrund der Situation um COVID-19 kam es im Berichtszeitraum 2021 zu Verzögerungen und Arbeiten aus AP-3 und AP-7 konnten nicht fristgerecht durchgeführt werden. Grund dafür waren die stark eingeschränkten Personalressourcen und Hürden beim Zugang zu Probanden aufgrund von Quarantäne-Bestimmungen und Kontaktbeschränkungen in Labor- und Bürobereichen. Durch die genehmigte ausgabenneutrale Verlängerung des Projektes wurden die offenen Aufgaben insbesondere die praxisnahe experimentelle Validierung in Absprache mit dem Projektpartner bis zum 30.09.2022 durchgeführt.

5. Wissenschaftlich-technischen und wirtschaftlichen Nutzens der erzielten Ergebnisse

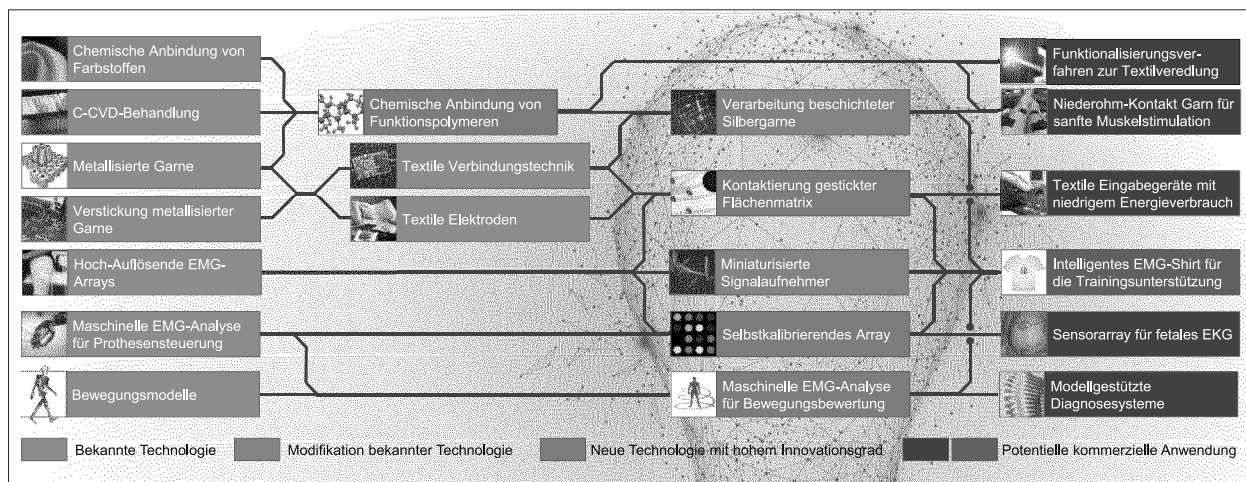


Abb. 28: Erreichter technologischer Fortschritt im Forschungsprojekt. Erprobte Technologien der Textil- und Medizintechnik wurden aufgegriffen und neu kombiniert. Durch Modifikationen bekannter Technologien (türkis) wurden durch die Forschung im Projekt die Schlüsselergebnisse (blau) erzielt. Die Ergebnisse bieten Potential für eine Reihe kommerzieller Anwendungen (Dunkelblau), wobei ein EMG-Shirt (Rot) als zentrales Projektziel alle in sich vereint.

Die fortlaufende Marktrecherche ergab, dass es auf dem europäischen Markt kein tragbares Therapieassistenzsystem mit Bewertung auf muskulärer Basis gibt. Damit stellt das EMG-Shirt ein innovatives, momentan konkurrenzloses Medizinprodukt dar. Das prinzipielle Marktpotential beweisen die Athos- und Antelope-Anzüge. Ein mittelständisches Textilunternehmen könnte in fünf Jahren ein signifikant besseres Produkt mit tatsächlicher Eignung und Zulassung für die Therapie bieten. Aus der Bewertung des EMG-Shirts aus physiotherapeutischer Sicht geht ein Verwertungskonzept für das deutsche Gesundheitssystem hervor. Mit dem Nachweis technischer Machbarkeit und dem Verwertungskonzept stehen nach Projektende die zwei wichtigsten Grundpfeiler für die Weiterentwicklung und Vermarktung durch KMU der Textil- und Orthopädietechnik.

Der leitfähige Faden mit Polyelektrolytbeschichtung kann direkt für die Entwicklung neuer Smarttextilien genutzt werden. Das erforschte Funktionalisierungsverfahren kann von Herstellern entsprechender Garne für Materialien genutzt werden, die speziell im Kontakt mit Gewebe einen geringen Übergangswiderstand erreichen sollen. Darüber hinaus sollte der entwickelte Prozess dazu motivieren, diese Art der Funktionalisierung für ähnliche Elektrolytschichten zu erproben, um auch hier einen Materialauftrag effizient und in konstanter Qualität zu erreichen. Die Ergebnisse für die untersuchten Polyelektrolyte zeigen, dass mit dem erforschten Beschichtungsverfahren abriebfeste und waschbeständige Funktionalisierungen erreicht werden können. Der erforschte Faden lässt sich ohne Schwierigkeiten beim Stickprozess einsetzen. Die erforschten leitfähigen Textilstrukturen zeigen eine hohe dynamischer Festigkeit. Die speziell für Stickelektroden entwickelte Unterpolsterung mit Abstandsgewirke sorgt für einen besseren Hautkontakt als bisher verfügbare Elektroden. Im Praxisversuch zeigen sie eine vergleichbar gute Signalqualität wie klinisch etablierte Gel-Elektroden. Sie sind daher bestens für die Integration in Smarte Textilien zum Monitoring von Muskelaktivität und bioelektrischen Vitalparametern geeignet. Das Fertigungsverfahren ist entsprechend ausgereift, dass diese mit vergleichbar wenig Aufwand in durch einen Textilhersteller in ein Produkt überführt werden können.

Mit den Forschungsergebnissen zur Miniaturisierung eines elektrodennahen Biosignalaufnehmers können Unternehmen der Mess- und Sensortechnik die Biosignalaufnehmer in ihrem Portfolio für die Anwendung mit textilen Elektroden optimieren. Damit eröffnet sich für sie der Zukunftsmarkt der „Smart Textiles“. Gleichsam steht mit den Ergebnissen zu selbstkalibrierenden Arrays ein Machine Learning Prozess zu Verfügung, der in der Lage ist, die Qualität des EMG und artverwandte Biosignale wie EKG und EEG immer dann zu verbessern, wenn diese in Bewegung gemessen werden sollen. Das macht diese Messungen robuster in Alltagssituationen, erhöht ihren diagnostischen Wert und verringert den Aufwand der Signalinterpretation beim Endanwender. Konkret könnten damit zum Beispiel Hersteller von Schlafdiagnostik ihre Algorithmen zur Signalkonditionierung robuster gestalten. In anspruchsvollen Monitoring Situationen wie Sport und Ausrüstung für Ersthelfer, können selbstkalibrierende Arrays Redundanzen schaffen, welche die Robustheit in der Praxis erhöhen werden. Davon können entsprechende Systemintegratoren für ExG-basierte Monitoringsystem direkt von den Ergebnissen des Projekts profitieren.

Speziell für das autonome physiotherapeutische Training wurden KI-basierte Algorithmen zur Trainingsbewertung entwickelt. Das entstandene biomechanische Modell kann im Vergleich zu den bisher verfügbaren Modellen die Funktion der Bauchmuskeln anatomisch korrekt beschreiben. Das biomechanische Modell und die KI zur Bewegungsqualifizierung fließt in drei aus dem Projekt hervorgegangen neue Forschungsprojekte ein. Zum einen soll die Diagnose der Korsettversorgung bei Skoliose (M-Era.net Projekt Mbrace, gefördert durch die sächsische Aufbaubank) verbessert und zum anderen die Trainingsunterstützung bei Patienten mit Rückenmarkskrebs (VeiiioSense, gefördert durch das Else-Kröner-Fresenius-Zentrum für Digitale Gesundheit) erprobt werden. Im ZIM-Projekt Ikarus werden die Ergebnisse genutzt, um zusammen mit Partnern aus dem projektbegleitenden Ausschuss den Prototypen eines Systems zur Unterstützung des physiotherapeutischen Trainings im häuslichen Umfeld zu entwickeln.

Neben der Textiltechnologie und der Sensorik ist der dritte Pfeiler für die industrielle Umsetzung der FuE-Ergebnisse die Akzeptanz der Endanwender (Physiotherapeut, Patient). Eine verbesserte Patientenversorgung, eine effizientere Behandlung und die klinische Wirksamkeit der Methode müssen dafür herausgestellt werden. Die Ergebnisse aus dem Projekt wurden sowohl im Rahmen von wissenschaftlichen Veröffentlichungen, Beiträgen auf Kongressen als auch in Präsentationen auf Messen medizinischem wie technischem Publikum bekannt gemacht. Mit dem wissenschaftlichen Diskurs wird die Planung einer klinischen Studie initiiert, in der die medizinische Relevanz untersucht und bewertet wird. Ziel muss nun nach dem Nachweis der Machbarkeit auch der Nachweis der Wirksamkeit sein.

Die enge Zusammenarbeit beider Forschungseinrichtungen mit den Mitgliedern des Projektbegleitenden Ausschusses gewährleistete über die gesamte Projektlaufzeit eine zielgerichtete Entwicklungsarbeit und den Ergebnistransfer im Sinne der KMU. Im Projekt sind zwei Sitzungen durchgeführt wurden, zu denen über den Stand der Forschungsarbeiten berichtet wird. Auf Grund der Sars-Covid-19 Pandemie wurden vermehrt kleine bilaterale Treffen mit interessierten Partnern des Projektbegleitenden Ausschusses gepflegt. Durch die Einbeziehung der KMU-Vertreter erfolgte der Transfer der Forschungsergebnisse bereits während des Projekts. Des Weiteren fanden Konsultationen mit Klinikern auf Fachmessen und Tagungen statt. Die Erkenntnisse aus diesen Expertendiskussionen ermöglichte das Einbringen wichtiger Erfahrungen der KMU in die Entwicklungsarbeiten und schärfte den Blick für den praktischen und wirtschaftlichen Nutzen der entwickelten Lösung. Weiterhin ist durch die Kooperation der Forschungsstellen mit universitären Einrichtungen eine Übernahme der Projektergebnisse in die

Lehre sichergestellt. Nach Abschluss des Vorhabens sind noch weitere Veröffentlichung in Form von Vorträgen auf nationalen und internationalen Fachtagungen sowie in der Fachpresse vorgesehen. Die schnelle Umsetzung der Ergebnisse in die Praxis wird durch den Verbund der beteiligten Institutionen und Firmen gefördert.

Im Projekt entstand ein Demonstrator, um die nutzerfreundliche Anwendbarkeit und die automatisierte Prozesssicherheit der Technologien aufzuzeigen und die Vertrauensbildung zu initiieren. Für eine erfolgreiche Platzierung des EMG-Shirts auf dem Markt ist es nach Ende der 24-monatigen Projektlaufzeit erforderlich, auf Basis des Demonstrators einen Prototyp für ein kommerzielles Produkt zu entwickeln. Hierzu sind voraussichtlich 18 Monate und zusätzliche Investitionen in Höhe von ca. 85.000 EUR erforderlich. Insbesondere das Design ist so zu gestalten, dass es die Qualität eines High-Tech Sportproduktes widerspiegelt, ohne dabei weniger technikaffine Nutzer zu überfordern. Weitere 12 Monate sind für die klinische Evaluierung und Zulassung einzuplanen. Im Rahmen einer europäischen CE-Kennzeichnung sind Investitionen von ca. 85.000 EUR zu tätigen. Darüber hinaus sind Kosten in Höhe von ca. 50.000 EUR für Marketingaktionen erforderlich. Eine mögliche Vermarktung der Ergebnisse aus iTex kann innerhalb von 36 Monaten nach dem Ende des Projektes erwartet werden. Das nötige Gesamtinvestitionsvolumen seitens Textilunternehmen und Systemintegrator beläuft sich nach Projektende auf ca. 220.000 EUR. Zur Markteinführung bietet es sich an, mit Orthopädie- und Reha-Einrichtungen Pilotprojekte zur Förderung der Wahrnehmung des neuen Trainingskonzepts zu etablieren und das Netz aus Sanitätshäusern für den Vertrieb zu nutzen.

Durch die Abdeckung der gesamten Wertschöpfungskette aus Textilizulieferer, Software-Entwickler, Systemintegratoren und Endanwender, ist eine weitreichende Ergebnisverwertung sichergestellt. Entscheidende Teilergebnisse auf dem Gebiet der Funktionalisierungsverfahren zur Textilveredlung, den Garn-Beschichtungen mit niederohmigen Übergangswiderstand und selbstkalibrierenden Arrays werden bereits projektbegleitend publiziert. Entsprechende Unternehmen wurden frühzeitig in die Projektgenese sowie Ausgestaltung der Forschungsschwerpunkte eingebunden und erwarten nun mit Spannung auf die angestrebten Ergebnisse.

6. Plan zum Ergebnistransfer in die Wirtschaft

6.1 Tabellarische Aufführung durchgeführter und geplanter Transfermaßnahmen

In den Tabellen 10 und 11 sind die durchgeführten Maßnahmen aufgelistet. Die Einschränkungen durch die Pandemie geschuldet, sind viele Konferenzteilnahmen leider nicht möglich gewesen. Daher wurde verstärkt der bilaterale Kontakt zu den Unternehmen der Textil- und Medizinbranche ausgebaut.

Tabelle 10: Transfermaßnahmen während der Projektlaufzeit

Maßnahme	Ziel	Ort/Rahmen	Datum/Zeitraum
2 Sitzungen des projektbegleitenden Ausschusses (PBA)	Ergebnistransfer, Diskussion der Ergebnisse	TITV Greiz	<ul style="list-style-type: none"> Sitzung 14.07.2020 Sitzung 04.08.2021 Danach erfolgten bilaterale online-Treffen mit allen PA-Mitgliedern
TITV Greiz Homepage	Verbreitung Forschungsthema	Vorstellung des Projektes	17.03.2021
Wissenschaftliche Publikationen	Vorträge und Poster-Präsentationen	RehaCare und Medica Düsseldorf, International Textile Conference Aachen-Dresden-Denkendorf	Veranstaltungen entfielen 2020 und 2021. Ergebnisse wurden 2022 präsentiert.
Workshop	Workshops mit 5-15 Teilnehmern zu den speziellen Herausforderungen ausgewählter Projektinhalte insb. Re-finanzierung über Krankenkassen	IBMT, BARMER Landesvertretung Sachsen	War aufgrund der COVID-19 Pandemie innerhalb der Projektlaufzeit nicht zu realisieren.
Messeauftritt	Präsentation ausgewählter Projektzwischenenergebnisse für KMU	Innovationstag des TITV Greiz / Technika des TITV Greiz, Innovationstag BMWi	Veranstaltungen entfielen
entspr. AP 7 Aufbau eines Funktionsmusters zur Darstellung der Projektergebnisse am konkreten Beispiel	Information und Akquirierung weiterer industrieller Anwender, Nutzung für Präsentationen	TITV Greiz	Projektmonat 19-24
Wiss. Publikationen	Eine technische Dissertation	IBMT	Geplante Einreichung 2023
Übernahme in die akademische Lehre	Nachhaltigkeit der Forschung	Lehrveranstaltungen am IBMT: Biomedizinische Technik, Ausschreibung von Abschlussarbeiten	Integration und Kooperation in eine Vorlesung und sechs Studentische Abschlussarbeiten
Abschlussbericht	Zusammenstellung der Forschungsergebnisse	TITV Greiz	Projektmonat 30
Wissenschaftliche Publikationen	Informationen zu den Projektergebnissen – Ergebnistransfer in die Wirtschaft	Homepages TITV Greiz und IBMT	Projektmonat 30

Tabelle 7: Geplante spezifische Transfermaßnahmen nach Abschluss des Vorhabens

Maßnahme	Ziel	Ort/Rahmen	Datum/Zeitraum
Präsentation Ergebnisse bei „TITV Innovationen“	Information industrieller Anwender	TITV Greiz	September 2023
Präsentation Ergebnisse auf nationaler Konferenz	Information industrieller Anwender	ThGOT: Thementage Grenz- und Oberflächentechnik	Frühjahr 2023
Präsentation Ergebnisse auf internationaler Konferenz (Poster)	Transfer der Projektergebnisse in Forschung und Information industrieller Anwender	Aachen-Dresden-Denkendorf International Textile Conference (ADD-ITC), Aachen	01.-02.12.2022
Publikation der Ergebnisse in den Fachzeitschriften: „Melliand“ und „Spectrum“	Information industrieller Anwender	Fachzeitschriften	2022/23
Publikation der Ergebnisse auf der Internetseite des TITV Greiz	Information industrieller Anwender	TITV Webseite	nach Projektende
Berücksichtigung der Projektergebnisse bei der Erarbeitung von Prüfvorschriften und bei der Normung von Smart Textiles	Übernahme in Normentwürfe	DIN und EU- Gremien	laufend
Beratung von Unternehmen der Textilindustrie zur Technologieumsetzung	Industrielle Umsetzung der Projektergebnisse in Industrieunternehmen	Unternehmen der Textilindustrie	laufend
Folgeprojekt in direkter Zusammenarbeit mit einem Industriepartner	Industriennahe Entwicklung eines Prototyps	ZIM KF oder Verbundnetzwerk	ZIM-Projekt Ikarus beantragt und bewilligt (FKZ: KK5126204BM2)
Abschließende Produktentwicklung	MDR-konformes Baukastensystem	KMU oder Existenzgründer	2023
CE-Kennzeichnung	Markteinführung	Deutschland	2024/25
Weiterentwicklung	Erweiterung des Sortiments auf weitere Körperregionen	FuE-KMU	2025
Markterweiterung	Roll-Out	Weltweit	2026

³Das Projekt startete mit April 2020 statt wie im Antrag geplant Januar 2020 und das Projektende verschob sich damit von Dezember 2021 auf März 2022. Alle Zeiträume wurden gegenüber dem Antrag um 3 Monate auf das geplante Projektende 2022 verschoben. Um Risiken für Mitarbeiter und Probanden während der Praxisnahen Experimente zu mitigieren, wurde eine kostenneutrale Verlängerung bis zum 31. September 2022 vorgenommen.

6.2 Einschätzung zur Realisierbarkeit des vorgeschlagenen und aktualisierten Transferkonzepts

Die im Rahmen des Projektes durchgeführten und die noch vorgesehenen Maßnahmen ermöglichen die vollständige Umsetzung des geplanten Transferkonzeptes. Konkret ist bereits für die industriennahe Entwicklung und spätere Vermarktung des innovativen Therapiemonitoring-Shirts in Zusammenarbeit mit internationalen Partnern aus Polen und Mitgliedern des projektbegleitenden Ausschusses erfolgreich das ZIM-Projekt IKARUS (FKZ: KK5126204BM2)

beantragt wurden. In diesem soll das entwickelte Sensorshirt neben kamerabasierter Messtechnik als ein Sensorkonzept für das Patientenmonitoring in physiotherapeutischen Praxen untersucht werden.

Im Weiteren fördert das Else Kröner-Fresenius-Zentrum für Digitale Gesundheit im Projekt *veioSense - Proof-of-Concept for a digital physiotherapy assistant enabling body posture correction through vibrotactile feedback* die Erprobung des dezentralen Sensorkonzeptes als Teil einer robusten vibrotaktilen Rückkopplungsschleife. Diese soll die physiotherapeutische Fähigkeit digitalisieren, den Patienten in die richtige Bewegung führen diese digitale Unterstützung für das Hands-Off-Training in den drei anspruchsvollsten klinischen Anwendungsfällen bewertet.

Beide Vorhaben sind ein entscheidender Schritt für die Etablierung der Methode im deutschen Gesundheitswesen. In beiden sind Endanwender aus Praxis und Klinik direkt involviert. Zudem wurden Vertreter der Kostenträger AOK und Techniker Krankenkasse als Unterstützer gewonnen.

Auch wird das noch offene Thema Bedieninterface und medizinische Zulassung von KI-basierten Systemen mit den Folgeprojekten fokussiert. Bei den nachfolgenden Arbeiten wird das Augenmerk auf die Risikoanalyse und Umsetzung dieser Verordnung auf das Therapiemonitoring gesetzt. Damit wird die MDR-konforme Entwicklung realisiert. Die Ergebnisse fließen damit direkt in den internationalen Stand der Technik ein und bieten die Basis für die weitere Entwicklung bis hin zur finalen Anwendung. Das Transferkonzept wird zusammenfassend als realisierbar eingeschätzt.