

Bernburg
Dessau
Köthen



Hochschule Anhalt
Anhalt University of Applied Sciences

emw

Fachbereich
Elektrotechnik, Maschinenbau
und Wirtschaftsingenieurwesen

Bachelorarbeit

zur Erlangung des akademischen Grades
Bachelor of Engineering (B. Eng.)

Lena Süberkrüb

Vorname Nachname

Biomedizinische Technik, 2011, 4054360

Studiengang, Matrikel, Matrikelnummer

Thema:

**Entwicklung eines Konzeptes zur mobilen
Aktivitätsmessung in der TSLO-Versorgung**

Prof. Dr. Wolfgang Weinert

Vorsitzende(r) der Bachelorprüfungskommission/1. Prüfer(in)

Prof. Dr. Michael Brutscheck

2. Prüfer(in)

31. 07. 2015

Abgabe am

Kurzfassung

Die konservative Behandlung von Skoliosen mit TLSO ist noch immer umstritten [1]–[9]. Im Rahmen dieser Bachelorarbeit wird daher ein Konzept zur mobilen Aktivitätsmessung in der TLSO-Versorgung entwickelt, welches zur Klärung dieser Kontroverse mit beitragen könnte. Ziel soll die Messung von täglichen Aktivitäten wie Laufen, Stehen und Rennen mit einer möglichst hohen Erkennungsgenauigkeit der einzelnen Aktivitäten sein. Die Sensorkombination soll dabei in oder an der Orthese angebracht sein und von dem Patienten während der vorgeschriebenen Tragezeit getragen werden.

Um einen Lösungsansatz für das Problem zu generieren, wird auf der Grundlage von Pahl und Beitz eine Anforderungsliste und die Beschreibung eines Zielsystems erstellt und gewählte Lösungskombinationen bewertet [10], [11].

Der Vergleich gängiger Methoden zur Aktivitätsmessung wird zeigen, dass Methoden wie Druck, EMG und EKG zur Aktivitätsmessung in der TLSO-Versorgung nicht geeignet sind, Temperatur und Gyroskope als Ergänzung eingesetzt werden können und Akzelerometer am Besten zur Aktivitätsmessung geeignet sind. Abhängig ist ihre Leistung allerdings stark von den zur Auswertung genutzten Algorithmen. Mit Fuzzy C und schwellwertbasierten Algorithmen konnten Erkennungsgenauigkeiten von mehr als 98% erreicht werden [12]–[14].

Diese Ergebnisse basieren auf Angaben aus einschlägiger Literatur und müssen durch praktische Tests untermauert werden.

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass die Arbeit selbständig verfasst, in gleicher oder ähnlicher Fassung noch nicht in einem anderen Studiengang als Prüfungsleistung vorgelegt wurde und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel und Quellen, einschließlich der angegebenen oder beschriebenen Software, verwendet wurden.

Berlin, 28.07.2015

Ort, Datum

Lena Süberkrüß

Unterschrift des Studierenden

Sperrvermerk

Sperrvermerk: ja nein

wenn ja: Der Inhalt der Arbeit darf Dritten ohne Genehmigung der/des (Bezeichnung des Unternehmens) nicht zugänglich gemacht werden. Dieser Sperrvermerk gilt für die Dauer von X Jahren.

Berlin, 28.07.2015

Ort, Datum

Lena Süberkrüß

Unterschrift des Studierenden

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung	i
Selbstständigkeitserklärung	ii
Sperrvermerk	ii
Abbildungsverzeichnis	iv
Tabellenverzeichnis	iv
Abkürzungsverzeichnis	v
Symbol- und Indexverzeichnis	vi
1 Motivation und Zielsetzung	1
1.1 <i>Einleitung in die Thematik</i>	1
1.2 <i>Zielsetzung der Arbeit</i>	2
2 Stand von Wissenschaft und Technik	4
2.1 <i>TLSO (Thorako-Lumbo-Sakral-Orthese)</i>	4
2.2 <i>Aktivitätsmonitoring</i>	5
2.2.1 <i>Datensammlung</i>	5
2.2.2 <i>Daten Weiterleitung und Speicherung</i>	11
2.2.3 <i>Datenvorverarbeitung und Merkmalsextraktion</i>	14
2.2.4 <i>Klassifizierung</i>	16
3 Erarbeitung des Lösungskonzepts	18
3.1 <i>Anforderungsliste</i>	18
3.2 <i>Lösungssuche</i>	23
3.3 <i>Zielsystem</i>	25
3.4 <i>Bewertungskriterien und Lösungskombinationen</i>	27
3.5 <i>Bewertung</i>	31
4 Ergebnisse und Diskussion	43
5 Zusammenfassung und Ausblick	45
Literaturverzeichnis	I
Angaben zum Unternehmen	VIII
Anlagen	IX

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Anbringung der Sensoren an der Orthese und drahtlose Weiterleitung.....	2
Abb. 2: Bestandteile des Monitoring-Systems.....	2
Abb. 3: Zielsystem zur mobile Aktivitätsmessung in der TLSO-Versorgung	26
Abb. 4: Datenblatt Temperatursensor [81].....	IX
Abb. 5: Datenblatt Triachsal Akzelerometer [82, p. 1].....	XIII
Abb. 6: Datenblatt Triachsal Gyroskop [83, p. 1].....	XIV
Abb. 7: Datenblatt ZigBee-Modul [84, pp. 1–5].....	XV
Abb. 8: Datenblatt WLAN-Modul [85, p. 1; 10]	XX
Abb. 9: Datenblatt Bluetooth-Modul [86]	XXII
Abb. 10: Datenblatt Mobilfunk-Modul [87].....	XXIV

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Anforderungsliste Version 1	21
Tabelle 2: Anforderungsliste Version 2.....	22
Tabelle 3: Bewertungsmatrix.....	27
Tabelle 4: Lösungsansätze	29
Tabelle 5: Lösungsvarianten Teil 1	30
Tabelle 6: Lösungsvarianten Teil 2.....	31
Tabelle 7: Typische Datenraten verschiedener Sensoren (vgl. [78])	32
Tabelle 8: Zuteilung der Werte	35
Tabelle 9: Bewertung Teil 1	40
Tabelle 10: Bewertung Teil 2	41
Tabelle 11: Bewertung Teil 3	42
Tabelle 12: Vergleich der Lösungsvarianten	43

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Bedeutung
ANN	Artificial Neural Network
DC	Direct Current (Gleichstrom)
DFT	Discrete Fourier Transformation
DLW	Doubly Labeled Water
EKG	Elektro-Kardio-Gramm
EMG	Elektromyografie
F	Forderung
FFT	Fast Fourier Transformation
GB	Giga Byte
GMM	Gaussian Mixture Model
GPS	Global Positioning System
k-NN	k-Next Neighbour (k-Nächste Nachbarn)
KDA	Kernel-Diskriminanz-Analyse
LDA	Linear-Diskriminanz-Analyse
MB	Mega Byte
MEMS	Micro-Electro-Mechanical-System
MSL	Moisture Sensitivity Level
RMS	Root Mean Square
SD-Karte	Secure Digital Memory Karte
SDHC-Karte	Secure Digital High Capacity Karte
SDXC-Karte	Secure Digital eXtended Capacity Karte
SMA	Signal Magnitude Area
SOSORT	Society on Scoliosis Orthopaedic and Rehabilitation Treatment
SVM	Signal Vector Magnitude
TLSO	Thorako-Lumbo-Sakral Orthese
TRIZ	von russisch: Teorija Rezhenija Jzobretatelskich Zadach
TU-Berlin	Technische Universität Berlin
USB	Universal Serial Bus
W	Wunsch
WLAN	Wireless Local Area Network
WPAN	Wireless Personal Area Network

Symbol- und Indexverzeichnis

Symbol	Einheit		Bezeichnung
a	m s^{-2}		Beschleunigung
v	m s^{-1}		Geschwindigkeit
t	s	Sekunde	Zeit
x	m	Meter	Weg
F	N	Newton	Kraft
m	kg	Kilogramm	Masse
p	Pa	Pascal	Druck
A	m^2		Fläche
T	K	Kelvin	Temperatur
Hz	s^{-1}	Hertz	Frequenz

1 Motivation und Zielsetzung

1.1 Einleitung in die Thematik

Thorako-Lumbo-Sakral-Orthesen (TLSO) sind Stützorthesen, die den unteren und mittleren Rückenbereich stabilisieren. Dies wird sowohl für den Heilungsprozess nach Operationen als auch zur Prävention progressiver Krankheiten verwendet. Idiopathische Skoliose bildet als progressive Krankheit somit eine mögliche Indikation zur Verwendung einer TLSO und ist in 80% der Fällen die Hauptindikation für eine Skolioseorthese [15].

Unter Skoliose versteht man eine dreidimensionale Wirbelsäulenverkrümmung. Diagnostiziert wird eine Skoliose erst dann, wenn die Krümmung in der frontalen Bildgebung mindestens 10 Grad nach Cobb beträgt. Sind keine eindeutigen Ursachen wie Muskelschwäche für die Skoliose zu erkennen, redet man von einer idiopathischen Skoliose. In Abhängigkeit des Alters der Erstdiagnose wird die idiopathische Skoliose in infantile (<3 Jahre), juvenile (3-9 Jahre), adoleszente (10-18 Jahre) und adulte (> 18 Jahre) idiopathische Skoliose unterteilt. Weiterhin kann sie nach der Höhe der Hauptkrümmung (thorakal [Scheitelhöhe Th8-9], thorako-lumbal [Scheitelhöhe Th11-12], lumbal [Scheitelhöhe L1/2]) und der Konvexität der Hauptkrümmung (rechts-konvex, links-konvex) eingeteilt werden. [16] Die Behandlung ist sowohl von der Höhe und Ausprägung der Hauptkrümmung als auch vom Alter des Patienten abhängig [15].

Bei Diagnose in der Wachstumsphase und nur leichten Verkrümmungen bis zu 20° nach Cobb kann schon Physiotherapie alleine helfen. Bei weiter fortgeschrittenen Verkrümmungen kann die Korsettbehandlung oder auch die Wirbelsäulenklammerung angewendet werden. Bei der minimalinvasiven Wirbelsäulenklammerung wird die Wirbelsäule einseitig mit Klammern fixiert, sodass sie unilateral am Wachstum gehindert wird. Wird die Skoliose erst nach dem Wachstumsabschluss entdeckt, kann eine operative Begradigung der Wirbelsäule die Behandlungsmöglichkeit der Wahl sein. Wird eine idiopathische Skoliose nicht behandelt ist damit zu rechnen, dass sich die Verkrümmung mit der Zeit immer weiter ausprägt, was zu Rückenschmerzen, Einschränkungen der Vitalkapazität und generellem Unwohlsein führen kann. [16]

Die häufigste Form der idiopathischen Skoliose ist die adoleszente Form, welche während der Pubertät beginnt und häufiger Mädchen als Jungen betrifft [17].

Hierbei sind die Mädchen etwa 6 mal so häufig betroffen wie Jungen [16].

Die in dieser Arbeit betrachtete Behandlungsmethode ist die Behandlung mit TLSO, welche von den Patienten bis zu 23 h pro Tag getragen werden sollten [18] und bei fortschreitenden Skoliosen ab einem Cobb-Winkel von 20°, die eine Progredienz von >5° zwischen zwei Kontrollbesuchen (4-6 Monate) aufweisen [16] und während der Wachstumsphase auftreten, verschrieben wird. Komplett zu korrigieren ist die Skoliose mit dieser Methode nicht, die Progredienz kann aber reduziert werden [17].

1.2 Zielsetzung der Arbeit

Im Rahmen dieser Bachelorarbeit soll ein Konzept zur mobilen Aktivitätsmessung in der TLSO-Versorgung entwickelt werden.

Die zur Messung der Aktivität genutzten Sensoren sollen dabei in oder an der TLSO angebracht sein und physikalische Größen zur Bestimmung der Aktivität während des täglichen Lebens der Patienten aufnehmen. Die Sensorkombination soll hierzu drahtlos sein und die drahtlose Übertragung der Daten zur weiteren Verarbeitung an einen Computer ermöglichen, sodass die Messungen ohne Einschränkungen im Alltag erfolgen können. Vereinfacht dargestellt, soll die Kombination wie in Abb. 1 angebracht werden.

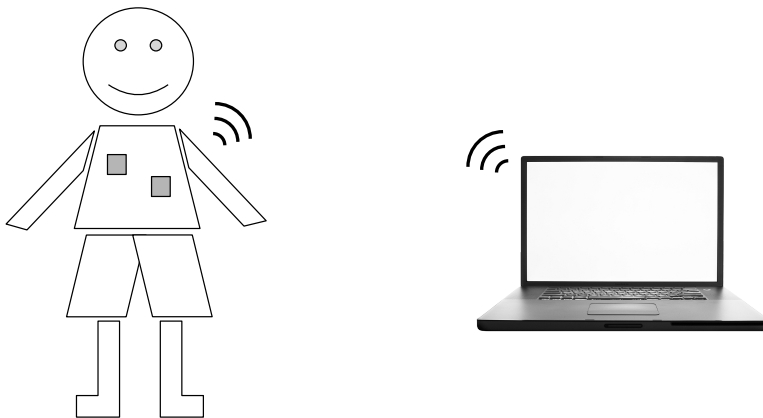


Abb. 1: Anbringung der Sensoren an der Orthese und drahtlose Weiterleitung

Die aufgenommenen Daten sollen eine Unterscheidung von Basis-Aktivitäten wie Stehen, Sitzen, Laufen und Rennen erlauben. Hierzu ist die Verwendung geeigneter Sensoren, Vorverarbeitungsmethoden und Auswertalgorithmen notwendig. Die Lösung sollte alle in Abb. 2 aufgeführten Bestandteile besitzen.

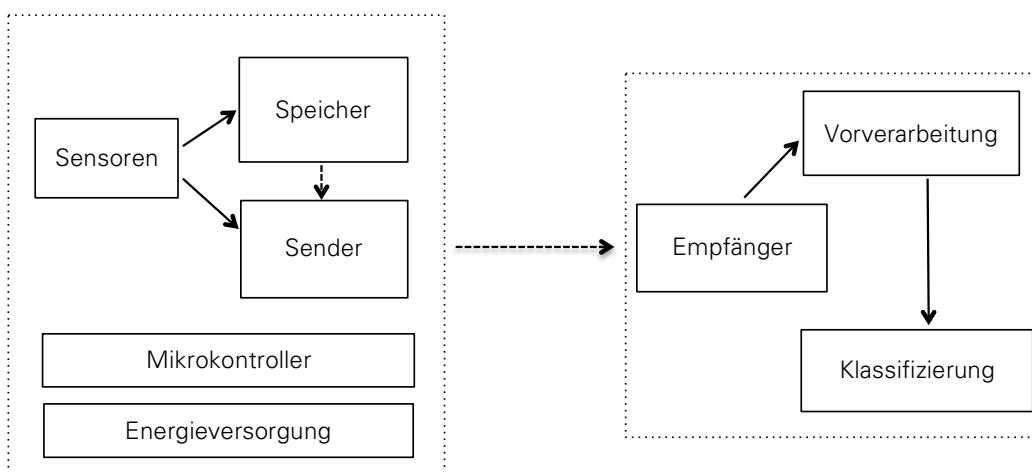


Abb. 2: Bestandteile des Monitoring-Systems

Es sollen möglichen Sensoren und Auswertalgorithmen zur Lösung des Problems gefunden werden und diese untereinander verglichen werden um die bestmögliche Lösung zu erhalten. Zur Entwicklung des Lösungskonzepts sollen Entwicklungsmethoden von G. Pahl und W. Beitz [11] angewendet werden.

Bis dato wurde die Aktivität von Skoliosepatienten hauptsächlich über Befragungen und Tagebücher ermittelt, was nur einen subjektiven Eindruck der täglichen Aktivität darstellt [19].

Die Messung mit Sensoren erlaubt objektivere Aussagen zu den Aktivitäten von den Patienten, was für spätere Anwendungen und Studien hilfreich sein kann.

2 Stand von Wissenschaft und Technik

Die Literaturrecherche wurde mit Hilfe folgender Datenbanken durchgeführt: PubMed, MedPilot, GoogleScholar, der Patentdatenbank Espacenet und der Hochschulbibliothek der TU-Berlin. Es wurde gesucht mit den Begriffen: „Skoliose“, „scoliosis“, „activity monitoring“, „daily activity“. Es wurden deutsch- und englischsprachige Ergebnisse einbezogen. Um den aktuellen Stand der Technik zu ermitteln, wurde bevorzugt Literatur aus den Jahren nach 1992 gewählt.

Nachdem klar war, dass es bis jetzt noch keine Lösungen zu dem vorliegenden Problem gibt, die abgeändert werden könnten, wurde die Suche auf die mobile Aktivitätsmessung im Allgemeinen ausgeweitet und dann beschriebene Methoden zur Aktivitätsmessung näher recherchiert.

2.1 TLSO (Thorako-Lumbo-Sakral-Orthese)

Wie oben beschrieben, werden zur Behandlung von idiopathischen Skoliosen mit fortschreitender Progredienz und einem Cobb-Winkel von mehr als 20° [15] und weniger als 40° [15] Thorako-Lumbo-Sakral-Orthesen (TLSO) verwendet. Diese Behandlung wird von der Society on Scoliosis Orthopaedic and Rehabilitation Treatment (SOSORT) in ihrem Leitfaden von 2011 beschrieben und eine Tragedauer von 23h pro Tag als am erfolgreichsten für die Behandlung angegeben [18]. Die tatsächliche Tragezeit wird allerdings von den Therapeuten - abhängig vom Schweregrad des Patienten - festgelegt und kann auch von den Vorgaben der SOSORT abweichen.

TLSO sind Orthesen, die am Rumpf angewendet werden und durch die Kombination aus Druckpelotten und Freiräumen zur aktiven und passiven Korrektur der Wirbelsäulenverkrümmung beitragen sollen.

TLSO zur Behandlung von idiopathischen Skoliosen beruhen auf dem Drei-Punkt-System. Hierbei sind drei Druckpelotten seitlich, diagonal einander gegenüberliegend in der Orthese angebracht und korrigieren so die Rotation der Wirbelsäule. Die Extension der Wirbelsäule wird durch Druckpelotten im Brustbereich erreicht. Außerdem werden in die TLSO Freiräume eingearbeitet, in welche der Patient aktiv ausweichen kann. Die TLSO werden mit Hilfe von Gipsabdrücken oder 3D-Modellierung für jeden Patienten individuell angefertigt. [15]

Die SOSORT empfiehlt zwar die konservative Behandlung, weist allerdings auch deutlich darauf hin, dass die Forschung auf diesem Gebiet noch einige Arbeit vor sich hat und die Behandlung mit TLSO noch immer kontrovers ist [18].

Auch andere Autoren weisen darauf hin, dass die Wirksamkeit der konservativen Behandlung bei idiopathischer Skoliose bis heute noch umstritten ist [1]–[9]. Da dem so ist,

sollten Methoden gefunden werden, die mittels objektiv gewonnener Daten eine weitere Untersuchung der Effektivität von TLSO erlauben.

Die mobile Messung der Aktivität im Alltag könnte gegebenenfalls in Zukunft zur weiteren Klärung beitragen.

2.2 Aktivitätsmonitoring

Die Überwachung der Bewegung von Menschen ist kein unbekanntes Terrain mehr. Sie wird sowohl im Freizeitbereich, von Sportlern als auch in der Altenpflege zur Fall-Detektion [20]–[22] verwendet. Sie kann stationär als auch mobil stattfinden. Wird die Aktivitätsmessung oder auch die Messung der Metabolischen Rate unter Laborbedingungen im Krankenhaus durchgeführt, bietet sich die Auswertung mittels indirekter Kalorimetrie oder Doubly Labeled Water (DLW) Methode als stationäres Messverfahren an. Für häusliche Anwendungen sind mobile Systeme vorzuziehen.

Mögliche mobile Anwendungsbereiche sind Ganganalysen in der Physiotherapie und der Behandlung von Patienten mit neurodegenerativen Erkrankungen. Hierbei sind Systeme bekannt, die nur ein triachsales Akzelerometer am unteren Rücken zur Detektion der Gangeigenschaften benötigen um 31 Gangeigenschaften zu extrahieren, welche für die Ganganalyse ausgewertet werden können. [23]

Im privaten Bereich sind mittlerweile Systeme vorhanden, die Daten von Sensoren in Mobiltelefonen [12], [24], [25] oder auch Armbändern [26] beziehen. Hier werden Sensoren verwendet, die in den Mobiltelefonen schon vorhanden sind. So können Daten von Akzelerometern [12], [24] und Gyroskopen [25] gewonnen werden und in Aktivitäten umgerechnet werden. Die Genauigkeit dieser Systeme hängt von der Position der Geräte und Sensoren am Körper [27], den genutzten Sensoren und den zur Auswertung der Daten verwendeten Algorithmen ab. Auch eine Auswertung mit dem Global Positioning System (GPS) wäre denkbar, dies lässt eine Ortung auf ca. 3,5 Meter [28] genau zu, wobei die Genauigkeit hier stark von äußeren Einflüssen, wie Wetterbedingungen, atmosphärischen Einflüssen und Empfängerqualität abhängt [28].

Mögliche Sensoren, Datenspeicher- und Weiterleitungsmöglichkeiten, Datenvorverarbeitungsschritte und Klassifizierungs-Algorithmen sollen im Folgenden vorgestellt werden.

2.2.1 Datensammlung

Die Literaturrecherche ergab, dass zur Aufnahme relevanter Daten zur Aktivitätsmessung verschiedene Sensoren genutzt werden können. Laut [29] kommen zur mobilen Überwachung von Aktivitäten Akzelerometer, Gyroskope, GPS-Signale, Magnetometer, Goniometer, Druck und Zug-Sensoren und Umgebungsbeobachtungen in Frage.

Stationäre Messmethoden wie die indirekte Kalorimetrie oder die Doubly Labeled Water (DLW) Methode kommen für die mobile Messung zwar nicht in Frage, wurden aber zur

Validierung [30], [31] möglicher mobiler Ansätze genutzt und wurden daher auch näher beschrieben.

Indirekte Kalorimetrie

Bei der indirekten Kalorimetrie wird die Aktivität über die Messung der Sauerstoffaufnahme und -abgabe bestimmt. Der Patient muss hierzu eine Atemmaske tragen, über welche ihm frische Atemluft zugeführt wird und die ausgeatmete Luft abgesaugt wird. So kann der Energieverbrauch sehr genau bestimmt werden. [32]

Diese Messmethode stellt durch die Notwendigkeit von Atemmasken oder Mundstücken keine Lösung für das betrachtete Problem dar, sie wurde aber durchaus schon zur Validierung [30] neuer mobiler Systeme genutzt.

Doubly-Labeled-Water Methode (DLW)

Bei der DLW wird der Gesamtenergieverbrauch über die Kohlendioxidabgabe berechnet. Hierzu nimmt der Proband eine definierte Menge Wasser oral zu sich, welches mit den stabilen Isotopen Deuterium und schwerem Sauerstoff angereichert ist. Deuterium wird als Wasser ausgeschieden (Schweiß, Urin,...) und der Sauerstoff in Form von Kohlendioxid und Wasser. Aus der Menge des ausgestoßenen Kohlendioxids lässt sich dann der Energieverbrauch berechnen. [32]

Die Verwendung der DLW-Methode zur Aktivitätsmessung ist mit einem hohen Aufwand verbunden und erlaubt keine Unterscheidung der durchgeführten Aktivitäten. Da sie allerdings den Goldstandard für die Messung des Energieverbrauchs darstellt, wird sie zur Validierung anderer Messmethoden angewendet. [31]

Akzelerometer

Akzelerometer, auch Beschleunigungsaufnehmer genannt, können die Beschleunigung eines Objektes messen.

Die Beschleunigung beschreibt die Geschwindigkeitsänderung eines Objektes und wird durch die erste Ableitung der Geschwindigkeit nach der Zeit beschrieben.

$$a(t) = \frac{dv(t)}{dt} = \frac{d^2x(t)}{dt^2} \quad (1)$$

a	Beschleunigung	m s^{-2}
dv	Änderung der Geschwindigkeit in der Zeit t	m s^{-1}
dt	Zeitraum der Geschwindigkeitsänderung s	
x	zurückgelegter Weg in der Zeit t	m

Die Beschleunigung setzt sich hierbei zusammen aus der Ableitung einer Folge von Weg-Zeit-Messungen. Für das Messprinzip wird die Formel (2) genutzt, welche zeigt, dass sich die Beschleunigung auch durch die Beziehung von Kraft F zu Masse m beschreiben lässt.

$$\mathbf{F} = \mathbf{m} \cdot \mathbf{a} \quad (2)$$

$$[F] = N = kg \cdot \frac{m}{s^2}$$

F	Kraft	N
m	Masse	kg
a	Beschleunigung	$m s^{-2}$

Die Messung der Beschleunigung in Akzelerometern basiert auf einer federnd aufgehängten seismischen Masse. Die, durch die von außen wirkende Kraft, auftretende mechanische Auslenkung der seismischen Masse kann dann über piezoelektrische oder magnetische Systeme erfasst werden. Auch kapazitive oder piezoresistive Systeme sind denkbar. Diese werden besonders im Rahmen der Miniaturisierung verwendet, da sie sehr klein gestaltet werden können. Der Weg, um den die Masse ausgelenkt wurde, kann dann Aufschluss über die von außen wirkende Kraft geben. [33]

In dieser Arbeit werden auf Grund der Einschränkungen bei der Größe der Sensorkombination wohl ausschließlich diese MEMS-Beschleunigungssensoren in Frage kommen.

Akzelerometer werden neben der Aktivitätsmessung auch zur Fall-Detektion und Ganganalyse genutzt [21].

Die Verwendung von Akzelerometern für die Aktivitätsmessung ist kosteneffizient, vielseitig und belastet die Probanden nur minimal [34]. Die Messung kann hier sowohl uniachsig z.B. in Form eines Pedometers [35] oder auch triachsig [13], [24], [27], [30], [36]–[49] erfolgen. Unter Verwendung nur eines triachsigen Akzelerometers an der Taille konnten zur mobilen Aktivitätserkennung schon Erkennungsgenauigkeiten von mehr als 99% erreicht werden [13]. Um eine eindeutige Unterscheidung zwischen den Bewegungen des Oberkörpers und des Unterkörpers zu erlangen wurden Systeme mit zwei triachsigen Akzelerometern angewendet, bei denen ein Akzelerometer am Fuß befestigt wurde und eines am Handgelenk [50].

Außerdem ist es möglich, die Erkennungsgenauigkeit durch Zuhilfenahme zusätzlicher Sensoren zu erhöhen. Eine Kombination von Akzelerometer- und Gyroskopdaten zur mobilen Aktivitätsmessung wurde mehrfach als geeignet beschrieben [23], [51].

Gyroskope

Auch Gyroskope messen die Beschleunigung eines Objektes. Sie messen allerdings im Gegensatz zu den Akzelerometern die Winkelbeschleunigung. Dies wird mit Hilfe einer rotierenden oder schwingenden Masse bewerkstelligt, die den Kern des Sensors bildet. Durch ein von außen wirkendes Drehmoment entsteht die Coriolis-Kraft, welche diese Masse seitlich auslenkt. Diese Relativbewegung wird dann als Messgröße erfasst. Anwendung finden diese Sensoren besonders in der Nahfeld-Navigation und in Spielkonsolen. [33]

Die Aktivität ist mit Hilfe dieser Sensoren nur indirekt bestimmbar, da sie nur zur Bestimmung der Orientierung eines Objektes dienen. So wurde mit Hilfe eines Gyroskops, das an der Hüfte angebracht wurde, die dreidimensionale Orientierung dieses Sensors und somit auch des Punktes der Hüfte, während des Laufens mit einer Abweichung von weniger als 1,2 Grad bestimmt. [52]

In Kombination mit anderen Sensoren lässt sich mit Gyroskopen so eine noch genauere Unterscheidung der Aktivitäten Liegen, Stehen und Sitzen bewerkstelligen.

Drucksensor

Ausgehend von der Überlegung, dass sich der Druck innerhalb der Orthese bei verschiedenen Bewegungen und Positionen ändert [7], sollen auch Drucksensoren als Lösungsansatz betrachtet werden.

Der Druck p ist definiert als:

$$p = \frac{F}{A} \quad (3)$$

$$[p] = Pa = \frac{N}{m^2} = \frac{kg \cdot m}{s^2 \cdot m \cdot m} = \frac{kg}{s^2 m}$$

p	Druck	Pa
F	Kraft	N
A	senkrecht zur Kraft stehende Fläche	m^2

Es gibt drei Arten der Druckmessung. Die Messung als Differenzdruck, als Relativdruck zum Luftdruck und als Absolutwert. Die Messung bei allen Methoden erfolgt meistens über die Verformung einer Membran, die zwei definierte Drücke auf Vorder- und Rückseite hat. Eine weitere Konstruktion eines Drucksensors ist die Verwendung von Piezokristallen. Diese erzeugen unter mechanischem Druck eine Spannung bzw. verändern unter Spannung ihre Form. Diese Spannung ist proportional zur Druckänderung. [33]

Die Messung des Drucks ist in der TLSO-Versorgung wichtig, da die TLSO nur dann den gewünschten Effekt haben kann, wenn die Orthese auch mit dem vorgeschriebenen Druck angelegt wird. Um dies zu gewährleisten wurde ein System entwickelt, welches den Druck an einer Stelle innerhalb der Orthese messen kann und ihn, wenn er nicht den Spezifikationen entspricht, anzupassen vermag. [53] [8]

Zur Aktivitätsmessung wurde dieses System allerdings nicht verwendet. Im Zusammenhang mit Bewegungen und Aktivität sind Drucksysteme in der Ganganalyse zu finden.

So gibt es z.B. ein System, das zur Ganganalyse 3 Drucksensoren in einer Schuhsohle zur Bestimmung der Drücke an drei festgelegten Punkten beim Laufen bestimmt. Um die Aktivitätserkennung genauer gestalten zu können, wurden zusätzlich zwei Akzelerometer für die Bestimmung der Orientierung und Aktivität verwendet. Ein Akzelerometer wurde dazu am Fuß befestigt und eines am Handgelenk. Die Auswertung der aus den 9 Sensoren gewonnenen Daten mittels künstlicher neuronaler Netze (artificial neural network [ANN]) ermöglichte die Klassifizierung von Haushaltsaktivitäten mit einer Genauigkeit von 89,62% und die Klassifizierung von athletischen Aktivitäten mit einer Genauigkeit von 93,13%. [50]

Die Messung von Drücken innerhalb einer TLSO wurde zudem zur Bestimmung der Compliance (Tragedauer) [6], [8], [54]–[56] genutzt.

Goniometer

Goniometer sind Messinstrumente zur Bestimmung von Winkeln. Diese können für die Aktivitätsmessung angewendet werden, wenn sie z.B. so angebracht werden, dass sie den Winkel zwischen Ober- und Unterschenkel messen, welcher sich während des Laufens ständig ändert. Dies kann dann als Aktivität gedeutet werden. Im Rahmen der TLSO-Versorgung spielt diese Methode zur Bestimmung des Cobb-Winkel eine Rolle, für die Aktivitätsmessung scheint sie allerdings in dem betrachteten Fall nicht geeignet zu sein.

Global Positioning System (GPS)

Das Global Positioning System (GPS) ist ein Ortungssystem. Es lässt somit keine direkte Bestimmung der Aktivität zu, ermöglicht aber die Verdeutlichung der Bewegung eines Objektes von einem Punkt zum Anderen. Dies ist über Satelliten möglich, die ständig ihre Position und die genaue Uhrzeit aussenden. Diese können dann von Empfängern aufgenommen werden. Aus den Daten von mehreren Satelliten lässt sich so die eigene Position auf bis zu ca. 3,5 Meter [28] genau bestimmen. Die Genauigkeit ist allerdings stark von äußeren Einflüssen, wie Wetterbedingungen, atmosphärischen Einflüssen und Empfängerqualität abhängig. [28] Befindet sich der zu ortende Mensch nicht unter freiem Himmel (z.B. in seiner Wohnung), ist die Ortung mittels GPS gegebenenfalls nicht möglich. Für die mobile Aktivitätsmessung in der TLSO-Versorgung mittels GPS wurden keine konkreten Beispiele in der Literatur gefunden.

Pedometer (Schrittzähler)

Pedometer findet man häufig für die Aktivitätsmessung im privaten Bereich. Sie sind sehr einfach zu bedienen und verhältnismäßig günstig. Pedometer bestimmen die Aktivität über die Summe der Schrittzahlen [32]. Um eine Aussage zu der zurückgelegten Strecke und der Geschwindigkeit machen zu können, muss bei Pedometern generell die durchschnittliche Schrittlänge mit eingegeben werden.

Pedometer werden an der Hüfte oder dem Fußgelenk getragen. Eine Unterscheidung der Intensitäten ist aus den Pedometer -Daten nur über die Anzahl der Schritte pro Zeiteinheit möglich und die Verwendung während des Fahrradfahrens ist nicht sinnvoll. Für den klinischen Bedarf ist die Genauigkeit der Pedometer nicht hoch genug und eine Unterscheidung zwischen einer sitzenden, liegenden und stehenden Position ist nicht möglich.

Ein Pedometer mit einem uni-achsialen Akzelerometer wurde jedoch trotzdem in Studien zur Bestimmung der Aktivitätslevel von Skoliosepatienten genutzt [9], [35].

Da der Schrittmesser allerdings am Fuß angebracht wurde, ist die Methode nicht direkt auf das zu bearbeitende Problem übertragbar, da eine Anbringung an der Orthese gegebenenfalls nicht unbedingt zielführend ist.

Thermometer

Mit Hilfe von Thermometern lässt sich die Temperatur eines Objektes bzw. Punktes bestimmen. Ausgehend von der Überlegung, dass sich der Körper durch körperliche Aktivität aufheizt, wird auch diese Methode in Erwägung gezogen. Eine alleinige Verwendung eines Thermometers ist zur Aktivitätsbestimmung nicht zielführend, da die Temperaturänderung keine Aussage zu der Art der Bewegung zulässt, sondern lediglich zu der Intensität. Die Temperatur kann auf viele Arten gemessen werden. Die zu wählende Art hängt maßgeblich von dem Einsatzort und den zu erwartenden Temperaturen ab.

In der TLSO-Versorgung wurde die Temperatur schon mehrfach als Messmethode für die Compliance (Tragedauer) [8], [9], [32], [35], [55] der Patienten genutzt, welche für eine erfolgreiche Behandlung zu 100% den Forderungen des Therapeuten entsprechen sollte.

Elektrokardiogramm (EKG)

Strengt sich ein Mensch an oder bewegt sich, dann ändert sich der Blutdruck und die Herzfrequenz. Dies kann für die Auswertung der Intensität der durchgeführten Bewegung herangezogen werden und wurde durch eine Studie mit 61 Probanden nach Anpassung des Alters und des Fitnesslevels als ein starkes Merkmal zur Bestimmung des Energieverbrauchs erkannt [57].

Messen kann man die Herzfrequenz mit Hilfe des EKG über einen Elektrokardiographen. Hierbei werden Elektroden an definierten Stellen auf der Haut des Oberkörpers angebracht. Diese können dann die elektrischen Impulse des Atrioventrikularknotens und Sinusknotens des Herzens detektieren, welche dann mit Hilfe bestimmter Algorithmen wie einem Peak-

Detektor ausgewertet werden können und so die Bestimmung der Herzfrequenz erlauben. Neben den üblichen galvanischen Silber/Silber-Chlorid (Ag/AgCl) Elektroden, die Hautkontakt verlangen, gibt es auch Ansätze für EKG Elektroden, die keinen Hautkontakt benötigen. Diese kontaktlosen, kapazitiven Elektroden wurden im Jahr 2008 von M. Scholles und A. Heinig beschrieben [58] und als eine Methode zur Ableitung eines EKG ohne Hautreizung erkannt. Auch in [59]–[62] wurden Systeme zur kontaktlosen Ableitung eines EKG beschrieben, die auch über der Kleidung angewendet werden können und es wurde zudem im Jahr 2009 von M. Ouwerkerk ein Patent für einen kontaktlosen Defibrillator angemeldet, welcher die Ableitung eines EKGs ohne vorheriges Entfernen der Kleidung erlauben soll [63]. Zudem wurde im Jahr 2014 ein Patent für ein kontaktloses EKG-System von der Universität Rochester angemeldet [64]. Die ersten Ansätze zur kapazitiven EKG-Messung gab es schon in den 1960er Jahren [59], doch wird auch heute noch mit der Anfälligkeit auf Bewegungsartefakte gekämpft, weshalb sich diese Methode noch nicht durchsetzen konnte [59].

Elektromyografie (EMG)

Der Elektromyograph kann die elektrische Aktivität von Muskeln und Nerven ableiten, verstärken und registrieren [65]. Dadurch lässt sich sowohl der Zeitpunkt als auch die Intensität der Kontraktion bestimmen. Weiß man, welche Muskeln bei welchen Bewegungen angespannt sind, lässt sich aus diesen Daten theoretisch auch die Art der Bewegung und die Intensität ableiten.

Die übliche Elektrode in der EMG ist die konzentrische Nadelelektrode. Diese besitzt eine in einem Stahlmantel isolierte Platinseele. Auch Oberflächenelektroden können zur Ableitung der Signale genutzt werden. Diese werden an den Stellen der interessierenden Muskeln auf der Haut angebracht. [65]

Eine weitere Methode wird von Olli Tikkanen beschrieben. Er benutzt zur Ableitung der elektrischen Aktivität der Muskeln in Sporthosen eingebrachte textile Elektroden. Diese sollen dann ein Erfassen der täglichen Aktivität erlauben. [66]

Zu bedenken bleibt allerdings, dass die Elektroden nur im Bereich der Beine angebracht sind. Die Übertragung des von Olli Tikkanen beschriebenen Systems auf die TLSO-Versorgung ist somit nicht unbedingt möglich.

2.2.2 Daten Weiterleitung und Speicherung

Nach der Sammlung von Daten müssen diese für eine spätere Verarbeitung gespeichert oder für eine direkte Verarbeitung an eine Datenverarbeitungssoftware weitergeleitet werden. Hierbei ist es – wie auch die Anforderungsliste zeigen wird – wichtig, dass die Weiterleitung auch kabellos vonstatten geht. Die drahtlose Weiterleitung der aufgenommenen Daten ist mit einem Problem verbunden. Bricht die Verbindung über

Mobilfunk, WLAN oder eine andere Drahtlosverbindung durch Störungen oder eine zu große Entfernung zum Gateway ab, dürfen die Daten nicht verloren gehen. Um dies zu verhindern, ist die zusätzliche Speicherung der Daten auf einem Flashspeicher nötig, sodass die Daten auch bei Abbruch der Verbindung gesichert sind und später, wenn die Verbindung wieder besteht, übertragen werden können.

Mögliche Speichermedien, die einfach entnommen werden können um die Daten auf einem externen Speicher abzulegen und die von der Größe her dem Zweck entsprechend klein sind, sind:

- USB Massenspeicher
- SD-Karten

USB-Massenspeicher

USB-Massenspeicher sind Geräte, die über einen Universal Serial Bus (USB) kommunizieren und einen integrierten Datenspeicher besitzen. Der (Stand Juni 2015) kleinste USB-Massenspeicher der Welt mit 128GB Speicherplatz hat dabei die Maße 16,8mm x 16mm x 7mm [67]. Benutzt werden sie als Wechseldatenträger, da sie neu beschrieben oder die Daten gelöscht werden können. Mit der USB-2.0-Schnittstelle kann theoretisch eine Datenübertragungsrate von bis zu 480MBit/s erreicht werden.

SD-Karte

Bei SD-Karten (Secure Digital) handelt es sich um Halbleiterspeicher, die spezielle Hardware für die Rechteverwaltung besitzen. Die SD-Karten können sowohl nach der Kapazität als auch nach den Abmaßen unterschieden werden. Normale SD-Karten haben eine Kapazität von bis zu 2GB, SDHC-Karten (Secure Digital High Capacity) haben eine Kapazität von 4GB bis 32GB und SDXC-Karten (Secure Digital eXtended Capacity) haben eine Kapazität von 32GB bis 2TB. Die kleinsten SD-Karten (microSD) sind nur 11 x 15 x 0,7 mm groß. [68]

Die Lesegeschwindigkeit kann bei bis zu ca. 280 MB/s liegen. [69]

Da die Daten manuell ausgelesen werden müssen, ist bei dieser Methode leider kein Echtzeit-Feedback für den Probanden möglich. Dieser kann die Auswertung immer erst dann einsehen, wenn die Daten eingelesen wurden. Um auch eine zusätzliche Echt-Zeit Auswertung zu ermöglichen, wurde von [13] neben einer SD-Memory Karte für die Langzeit-Speicherung ein ZigBee Modul und ein Mini-USB Anschluss für die Weiterleitung der Daten installiert.

Ist keine Echt-Zeit Auswertung notwendig, ist die Übertragung sowohl beim Arzt, als auch daheim möglich, wobei immer zu bedenken ist, dass es sich bei den Probanden meist um Kinder und Jugendliche handelt, die das Übertragen der Daten nicht unbedingt alleine bewerkstelligen können, sodass eine Weiterleitung der Daten wohl immer erst zu den Follow-up Terminen beim Arzt möglich wird. Dies bedeutet wiederum, dass die Speichermedien eine Speicherkapazität haben müssen, die das Speichern der Daten über einen Zeitraum von mindestens 3 Monaten zulässt.

Für eine Echt-Zeit Auswertung sind folgende Möglichkeiten der kabellosen und automatischen Weiterleitung möglich:

- WLAN (Wireless Local Area Network)
- WPAN (Wireless Personal Area Network)
 - o Bluetooth
 - o ZigBee
- Infrarot
- Mobilfunknetze

Wlan (wireless local area network)

Wireless Local Area Networks sind lokal gebundene Funknetze. Daten der Sensoren können über WLAN direkt in Clouds im Internet oder auf die heimische Festplatte hochgeladen werden und dort abgespeichert werden. Die Datenübertragung von WLAN kann theoretisch über Strecken von bis zu 300 Metern stattfinden und hat in Deutschland eine Übertragungsrate von mindestens 1Mbit/s bis 11Mbit/s [70].

Da WLAN, wie der Name es auch schon sagt, auf lokale Netzwerke begrenzt sind, kann man die Daten nur dann hochladen, wenn der Zugang zu einem WLAN besteht.

Dies ist zwar zur heutigen Zeit durch sogenannte Hotspots auch außerhalb des eigenen Netzwerkes möglich, der Proband/ Patient muss sich aber dann in jedem neuen Netz einloggen können.

WPAN (wireless personal area network)

Wireless Personal Area Networks sind Funknetze mit einer kurzen Reichweite von bis zu 10 Metern. Zu diesen gehört neben Bluetooth auch ZigBee. Beide senden bei einer Frequenz von 2,4GHz, was weltweit ein lizenzfreies Frequenzband ist [6].

Bluetooth

Mit Bluetooth 3.0 können theoretisch Übertragungsraten von bis zu 24Mbit/s erreicht werden [71].

Dieses Funknetz bietet sich für die drahtlose Übertragung von Daten von einem Gerät auf ein anderes an, sodass die Daten auf dem empfangenden Gerät abgespeichert werden können.

Bluetooth wurde schon erfolgreich für die Übertragung von Akzelerometerdaten [39] und Gyroskopdaten [51] und die Übertragung von Daten von kapazitiven EKG Elektroden [72] genutzt.

ZigBee

Neben Bluetooth scheint ZigBee eine einfache Methode der drahtlosen Übertragung darzustellen. In [13] wird ZigBee, wie schon erwähnt, neben einer SD-Memory Karte verwendet. In [73] wird ein ZigBee USB Dongle für die drahtlose Weiterleitung von

Rohdaten von Drucksensoren an einer Orthese an einen Laptop genutzt. ZigBee wurde auch als Übertragungsmethode der Wahl in [6] zur drahtlosen Übertragung von Drucksensordaten genutzt.

ZigBee stellt damit neben Bluetooth eine einfache und kostengünstige Methode dar, Daten über eine kurze Strecke drahtlos zu übertragen.

Infrarot

Die Datenübertragung mittels infrarot Licht wurde von der IrDA (infrared Data Association) entwickelt. Die Technik erlaubt mittlerweile eine Datenübertragung von bis zu 4Mbit/s über eine Strecke von maximal 1 Meter. Die Technik reagiert allerdings sehr empfindlich auf äußere Störeinflüsse wie schlechte Lichtverhältnisse oder Reflektionen. [74]

In der einschlägigen Literatur sind keine Beispiele zur Verwendung dieser Technik im Zusammenhang mit der Weiterleitung von Daten zur Aktivitätsmessung zu finden. Dies liegt wohl daran, dass die Reichweite im Vergleich zu anderen Systemen sehr gering ist und die Störanfälligkeit zu Übertragungsproblemen führen kann. Die Datenübertragung via Infrarot ist allerdings recht sicher, da die Daten nicht unbemerkt abgefangen werden können.

Mobilfunknetze

Die Nutzung von Mobilfunknetzen zur Weiterleitung von Daten zur Aktivitätsmessung im klinischen Bereich konnte in der Literatur nicht gefunden werden, doch stellt sie eine mobile und schnelle Art der Weiterleitung dar, welche nicht räumlich begrenzt ist. Dies ist für die betrachtete Anwendung wichtig, da die Probanden nicht hausgebunden sind und sich somit auch außerhalb der Reichweite von WLAN oder WPAN bewegen.

In Deutschland gibt es mittlerweile ein gut ausgebautes Mobilfunknetz. Dieses erlaubt das Senden und Empfangen von Nachrichten und Daten über weite Entfernungen. Die Nutzung dieser Übertragung ist im Vergleich zu WPAN nicht kostenfrei. Die Kosten der Anbieter können hierbei stark variieren, sodass ein Preisvergleich von Vorteil ist. Auch die Netzabdeckung kann variieren. So ist auch hier ein Vergleich der Netze vorteilhaft.

2.2.3 Datenvorverarbeitung und Merkmalsextraktion

Die Datenvorverarbeitung spielt für die Qualität der Klassifizierung eine große Rolle. Sie kann die Filterung von Störsignalen, Glättung, Komprimierung, Extraktion spezifischer Merkmale und Transformation beinhalten. Die Filterung der Signale ist gerade im Bereich der Biosignalanalyse sehr wichtig, da die gemessenen Signale meist sehr klein sind – EMG-Signale haben eine Amplitude von 0,05mV bis 1mV und EKG-Signale eine Amplitude von 0,1mV bis 10 mV [65, p. 679] – und Störeinflüsse von außen daher einen großen Einfluss haben können. Diese Störungen und zufälligen Ausschläge müssen durch die Filterung entfernt werden, ohne dass das eigentliche Signal beeinträchtigt wird. Dies kann mit Hilfe

von Filtern geschehen, die bestimmte Frequenzen unterdrücken (Tiefpass-, Hochpass-, Bandpassfilter) oder auch über sliding window Filter. Die Qualität des gefilterten Signals hängt maßgeblich von den verwendeten Filtern ab.

Merkmale des gefilterten Signals können im Zeitbereich, Frequenzbereich oder diskret gesucht werden. In der Aktivitätserkennung werden häufig Techniken zur Vorverarbeitung im Zeitbereich genutzt. Zur Aktivitätserkennung mit Merkmalen aus dem Zeitbereich können die statistischen Werte Mittelwert und Varianz als Eingang für Klassifikatoren und schwellwert-basierte Algorithmen verwendet werden, doch es sind auch weitere durch statistische und mathematische Funktionen berechenbare Merkmale als Eingang für Auswertalgorithmen möglich. Hierzu zählen die Standard Deviation (Standardabweichung), Extremwerte, Korrelation und Kreuz-Korrelation, Integration oder der quadratische Mittelwert (Root-Mean-Square [RMS]). [75]

Andere Funktionen, die auf die Rohdaten angewendet werden, können die Signal Magnitude Area (SMA) zur Auswertung zur Verfügung stellen. Diese wurde bei [45] nicht als Input für eine weitere Verarbeitung genutzt, sondern diente direkt zur Klassifizierung der Aktivitäten der unteren Extremitäten.

In einer anderen Studie wurden die SMA mit Auto-Regressions-Koeffizienten (AR-Koeffizienten) überlagert und als Input für ein artificial neural network (ANN) zur Aktivitätserkennung von Akzelerometerdaten genutzt. Hierbei konnte allerdings nur eine Erkennungsgenauigkeit von 46% erreicht werden. Wurden die Originaldaten allerdings mit einer Kernel-Diskriminanz-Analyse (KDA) ausgewertet und dann erst in ein ANN eingespeist, ergab sich eine Erkennungsgenauigkeit von 96%. [24]

Bei [36] wurden zur Aktivitätserkennung SMA, AR-Koeffizienten und der Neigungswinkel bestimmt und diese mit einer Linear-Diskriminanz-Analyse (LDA) verarbeitet, um einen Merkmals Vektor für die Weiterverarbeitung zu erhalten. Dieser wurde dann in ein ANN eingespeist, welches die Unterscheidung zwischen den Zuständen traf. Diese Methode erreichte eine durchschnittliche Erkennungsgenauigkeit von 84,8%. [36]

Werden für die Erkennung von Bewegung, Ruhe und der Orientierung nur die Betrachtung von SMA und Signal Vector Magnitude (SVM) verwendet, dann müssen durch vorherige Tests und Simulationen die zu verwendenden Schwellwerte für die Auswertung bestimmt werden. In einer Studie konnte so mit einer Erkennungsgenauigkeit von bis zu 90,8% [38] bestimmt werden, ob der Proband steht, liegt oder sitzt. Zur Erkennung einer Bewegung wie Laufen oder Rennen musste allerdings zusätzlich eine Fast Fourier Transformation (FFT) durchgeführt werden, welche nicht auf der dafür vorgesehenen tragbaren triachial Akzelerometer Einheit durchgeführt werden konnte, sondern die Daten dazu über ZigBee auf einen Computer übertragen werden mussten. [38]

Die Fourier Transformation, FFT oder Wavelet Transformation ermöglichen die Bestimmung von Merkmalen im Frequenzbereich. Interessierende Merkmale im Frequenzbereich können die Koeffizienten-Summe, Gleichstrom-Komponente (DC-Komponente), dominante Frequenzen, Energie oder Entropie sein. Zur Auswertung von EKG-Daten ist eine FFT im

Rahmen der Filterung notwendig, da auf diesem Wege Störfrequenzen entdeckt und gefiltert werden können.

Die Magnitude der FFT jeder Achse eines Akzelerometers wurde zudem in [25] als Eingang für einen k-Next-Neighbour (k-NN) Klassifikator genutzt.

2.2.4 Klassifizierung

Um den aufgenommenen Daten Aktivitäten zuordnen zu können, müssen diese nach bestimmten Eigenschaften gruppiert (geclustert) werden. Zur Clusterung von Daten gibt es eine Reihe von Algorithmen. Die Wahl des Algorithmus hängt von der Art der vorverarbeiteten Daten, der gewünschten Erkennungsgenauigkeit, der zur Verfügung stehenden Rechenleistung und der Verarbeitungszeit ab.

Gaussian Mixture Model (GMM)

Bei Gaussian Mixture Models werden Summen von gewichteten Normalverteilungen zur Clusterung verwendet. Zur genaueren Klassifizierung der Daten können zusätzlich Methoden zur Anpassung der GMM an bestimmte Subjekte und Zeitdomänen Merkmale verwendet werden. Wird nur ein Akzelerometer an der Hüfte oder dem Oberkörper angebracht, ist die Unterscheidung zwischen einer sitzenden und einer stehenden Position limitiert, da der Winkel zwischen Bein und Torso nicht bestimmt werden kann. Durch die Anwendung eines GMM werden aber trotzdem mittlere Genauigkeiten von 91,3% für die Unterscheidung zwischen den drei Positionen Liegen, Stehen, Sitzen und 5 Bewegungen Sitzen zu Stehen, Stehen zu Sitzen, Stehen zu Liegen, Liegen zu Stehen und Laufen erreicht. Die Auswertung der gewonnenen Daten mit Hilfe eines heuristischen Systems erreicht im Gegensatz dazu nur eine mittlere Genauigkeit von 71,1%. [42]

Fuzzy C Algorithmus

Eine weitere Möglichkeit des Clustering bildet der Fuzzy C Algorithmus. Werden zur Auswertung der Daten die Standardabweichung, Mittelwerte und Korrelation verwendet, ist mit dem Fuzzy C Algorithmus eine Erkennungsgenauigkeit der Zustände Stehen, Sitzen, Liegen, Gehen und Rennen von über 98% möglich. [12], [13]

Artificial Neural Network (ANN)

Die Erkennungsgenauigkeit, die man mit einem ANN erreichen kann, hängt, wie [24] zeigt, stark von den zum Training des Networks genutzten Daten ab. Zur Erkennung von Aktivitäten aus Akzelerometer- und Druckdaten konnten mit ANN Erkennungsgenauigkeiten von bis zu 93,13% bei einer Auswertzeit von unter einer Minute erreicht werden [50].

Das Training der ANN ist allerdings mit viel Aufwand verbunden [50].

Naive Bayes Klassifikator

Naive Bayes Klassifikatoren wurden zur Klassifizierung von Aktivitäten aus Akzelerometerdaten vom Knöchel angewendet und es konnte eine Erkennungsgenauigkeit von bis zu 97,18% erreicht werden [47]. Bei Klassifizierung von Akzelerometerdaten, die von Sensoren an der Hüfte gewonnen wurden, konnten allerdings durch Naive Bayes Klassifikatoren trotz Hauptkomponentenanalyse nur Erkennungsgenauigkeiten von 72,3% erreicht werden [44].

Heuristische Systeme und Entscheidungsbäume

Die Verwendung eines Entscheidungsbaumes erbrachte in [44] eine Erkennungsgenauigkeit von 72,8%. Diese Methode hatte somit ein besseres Ergebnis als die Verwendung des Naive Bayes Classifier und ist zudem weniger aufwendig. [44]

Auch die Verwendung eines Heuristischen Systems konnte nur eine Erkennungsgenauigkeit von 71,1% bei der Auswertung von Akzelerometerdaten erzielen [42].

k-Next Neighbour (k-NN) Klassifikator

Der k-next neighbour Klassifikator wurde in [27] zur Klassifizierung von Aktivitäten aus Akzelerometerdaten verwendet. Hierbei wurden Daten aus 3 triachial Akzelerometern, die an Handgelenk, Knöchel und Hüfte befestigt wurden, zur Auswertung verwendet. So konnten Erkennungsgenauigkeiten von 96,98% erreicht werden [27].

Auch zur Klassifizierung von Akzelerometer- und Gyroskopdaten aus Ipods konnte der k-NN Klassifikator genutzt werden und erreichte eine Erkennungsgenauigkeit für Laufen auf ebener Fläche von 90,1%-94,1% [25].

Schwellwert Methoden

In [14] wird ein System zur Unterscheidung von Ruhe- und Bewegungsphasen mit Hilfe eines schwellwertbasierten Algorithmus beschrieben. Zur Unterscheidung von Ruhe und Aktivität wurde die SMA des mit einem Median-Filter und nicht-überlappenden Glättungs-Fenster behandelten Signals eines triachial Akzelerometers mit einem vordefinierten Schwellwert verglichen. Die optimalen Werte für die Länge des Median-Filters, die Länge des genutzten Fensters als auch die Höhe des Schwellwerts mussten vorher aufwendig ermittelt werden. Die Studie mit 26 gesunden Probanden erreichte nach Einstellung der Parameter eine Sensitivität von 0,98%. [14]

3 Erarbeitung des Lösungskonzepts

Zur Erarbeitung des Lösungskonzeptes wurden Methoden nach [11] angewendet. Es handelt sich um Techniken, die das Entwickeln von Produkten erleichtern sollen. Gerade in den letzten Jahren ist die Anwendung dieser Entwicklungsform noch sinnvoller geworden, da sich die betriebswirtschaftliche Zykluszeit laut [11] immer weiter verkürzt hat. Dies führt dazu, dass sich auch die Entwicklungs- und Konstruktionszeit verkürzen und Prozesse angewendet werden müssen, die die Entwicklung und Konstruktion so effektiv wie möglich gestalten. Zudem weist [76] darauf hin, dass auch die Wettbewerbsfähigkeit eine schnelle Entwicklung und Konstruktion fordert.

Der Konstruktionsprozess wird laut [11] in 3 Phasen gegliedert.

Dabei besteht der erste Schritt darin, zu klären, was entwickelt werden soll und welche Funktionen das zu entwickelnde Produkt erfüllen soll. Erst danach geht man zu der Überlegung über, wie dies erreicht werden kann. Diese Schritte werden im Prozess der Lösungsfindung durchgeführt und stehen grundsätzlich am Anfang jeder Konstruktion. Nachfolgende Prozesse sind die Produktgestaltung und Ansätze zur Rationalisierung der Entwicklung und Konstruktion. In dieser Arbeit soll allerdings nur der Prozess der Lösungsfindung durchgeführt werden, welcher laut [11] folgende Schritte beinhaltet:

- Produktplanung
- Methodisches Klären und Präzisieren der Aufgabenstellung
- Erstellung eines Konzepts für das Produkt
- Auswahl- und Bewertungsmethoden

Zur Dokumentation der Ergebnisse der einzelnen Prozesse wurde die Excel-Tabellenkalkulation verwendet, da diese eine übersichtliche Darstellung der Ergebnisse erlaubt, Änderungen vorgenommen werden können und die Weiterleitung an andere Teammitglieder einfach ist. Zudem wurde die Software „Mendeley Desktop“ für eine übersichtliche Literaturverwaltung verwendet.

3.1 Anforderungsliste

Zunächst wird aus dem Lastenheft des Kunden, welches alle vom Kunden geforderten Anforderungen auflistet, das Pflichtenheft erarbeitet. Dieses enthält neben den vom Kunden geforderten Eigenschaften an das Produkt auch die vom Unternehmen vorgeschlagenen Wege zur Realisierung. Im nächsten Schritt wird dann aus den Forderungen des Lastenhefts und Pflichtenhefts eine Anforderungsliste erstellt, welche detaillierte Informationen zu den zu erfüllenden Anforderungen enthält und auch schon Gesetze, Normen und Standards berücksichtigt. Ein Ansatz zur Kategorisierung der aufgestellten Anforderungen ist die Aufteilung in Forderungen und Wünsche. Die Anforderungen, die unter jeden Umständen

erfüllt werden müssen, werden dabei als Forderungen (F) bezeichnet, während Wünsche (W) solche Anforderungen sind, die berücksichtigt werden sollten, aber nur unter begrenztem Mehraufwand zu erfüllen sind. Durch eine unmissverständliche Schreibweise und Wortwahl ist die Formulierung der Anforderungen dann korrekt, eindeutig und umsetzbar zu gestalten. Die Anforderungsliste sollte dabei in einer Form verfasst werden, die ein nachträgliches Bearbeiten und Weiterleiten an Mitarbeiter zulässt. [11]

Nachdem die Aufgabenstellung knapp als Thema formuliert wurde, wurde die Problemstellung mit Hilfe einer Anforderungsliste präzisiert. Dies ist der erste Schritt in der Erarbeitung eines Lösungskonzeptes.

Die Anforderungsliste wurde zunächst in einer ersten oberflächlichen Version erstellt. Die erste Version enthält noch keine quantitativen Angaben zu den einzelnen Wünschen und Forderungen, sondern beschreibt diese nur qualitativ.

Tabelle 1 stellt die erste Version der Anforderungsliste dar, welche nach Literaturrecherchen überarbeitet wurde. Die Zweite Version der Anforderungsliste enthält dann schon genauere Angaben zu den Forderungen und Wünschen und präzisiert diese noch einmal genauer.

Zudem wurden Gründe für die Entscheidung der jeweiligen Anforderungen mit dokumentiert, um eine spätere Bearbeitung des Konzepts für andere Personen zu vereinfachen.

Die Zweite Version der Anforderungsliste wurde, wie in der 6. Auflage von Pahl/ Beitz Konstruktionslehre [10] beschrieben, aufgebaut und wurde somit im Gegensatz zur ersten Version in mehrere Bereiche aufgeteilt. Diese sind Geometrie, Kräfte, Energie, Stoffe, Signal, Ergonomie, Montage und Kosten. Die Anforderungen wurden dann in die jeweiligen Gruppen einsortiert und näher beschrieben. Die zweite Version der Anforderungsliste ist in Tabelle 2 zu sehen.

Spätestens in der zweiten Version wird deutlich, welche Forderungen und Wünsche an die Lösung gestellt werden. So muss die Sensorkombination in jedem Fall im Stande sein, physikalische Größen, welche zur Auswertung von speziellen Bewegungen geeignet sind, aufzunehmen. Welche physikalischen Größen dies genau sein sollen, ist nicht angegeben, da die Lösungsmöglichkeiten nicht schon zu Beginn eingeschränkt werden sollen. Es wurden aber schon Bewegungen festgelegt, die in jedem Fall erkannt werden sollen und welche wünschenswert wären. Gefordert wird die Erkennung von den Aktivitäten „Liegen“, „Stehen“ und „Laufen“. Hierbei soll auch eine Bestimmung der Intensität und Dauer der Aktivitäten ermöglicht werden.

Zudem wird gefordert, dass die Sensorkombination mobil sein soll und an der Orthese angebracht werden soll. Die Forderung der Mobilität ist eine direkte Konsequenz aus der Forderung der Anbringung an oder in der Orthese, da die Orthese bis zu 23h am Tag [18] getragen werden soll und die Sensoren zur Aktivitätsmessung somit zwangsläufig immer mitgenommen werden müssen. Dies ist nur möglich, wenn sie mobil sind. Um die Mobilität

der Sensorkombination zu erreichen, müssen weitere Merkmale erfüllt sein. So muss das Lösungskonzept ein Gesamtgewicht haben, welches den Probanden nicht belastet. Welches Gesamtgewicht als belastend empfunden wird oder den Behandlungserfolg gefährdet, ist zu dem Zeitpunkt der Erstellung der Anforderungsliste jedoch noch nicht klar, sodass die Angabe zunächst mit „so leicht wie möglich“ beschrieben wird, wobei durch die Verwendung von MEMS ein Gesamtgewicht von maximal 250g realistisch erscheint. In späteren Entwicklungsschritten sollte dies aber näher recherchiert bzw. getestet werden und Grenzwerte bestimmt und in der Anforderungsliste nachgetragen werden.

Weiterhin sollte die Datenübertragung drahtlos sein. Dies sollte umgesetzt werden, da eine Weiterleitung per Kabel noch recht viel Mitarbeit des Probanden/ Patienten erfordert und dieser auch daran denken muss, die Übertragung durchzuführen. Zudem sollte die Übertragung idealerweise auch durchgeführt werden können, wenn die Orthese angelegt ist, damit die Compliance nicht durch die Übertragung der Daten verschlechtert wird. Mit einer Übertragung mittels Kabel, wäre der Proband dann in seiner Bewegungsfreiheit stark eingeschränkt.

Für den Temperaturbereich wurden im Gegensatz dazu schon spezifische Wunschwerte angegeben. Der Bereich, in dem die Sensorkombination arbeiten soll, liegt somit zwischen -15°C und 60°C. Diese Wunschwerte wurden allerdings nur geschätzt und sollten durch einen Prototypen überprüft werden.

Die Hautverträglichkeit der Sensorkombination bzw. der Anbringung muss deshalb gefordert sein, da die Sensoren auch in der Orthese angebracht werden sollen. Sollte nun ein Proband kein Hemd unter der Orthese tragen, dürfen die Sensoren durch das Hervorrufen von Hautirritationen nicht dazu führen, dass der Patient die Behandlung vernachlässigt oder sogar frühzeitig abbricht.

Die zur Auswertung notwendige Erkennungsgenauigkeit der Algorithmen sollte so hoch wie möglich sein. Optimaler Weise sollte sie bei 100% liegen.

Tabelle 1: Anforderungsliste Version 1

Ausgabe: 02.12.2014

Benutzer		Anforderungsliste für Sensoren zur Aktivitätsmessung in der TLSO-Versorgung		Identifikation: Klassifizierung: Version 1 Blatt: Seite:
Änder.	F o. W	Anforderung		Verantw.
02.12.14	F	Größe: so klein wie möglich -> abhängig von der Anbringung, soll den Probanden nicht behindern		L.S.
02.12.14	W	Speicherkapazität: so groß wie möglich -> am Besten so, dass eine Periode zwischen 2 Arztbesuchen abgedeckt ist		L.S.
02.12.14	F	Gewicht: so gering wie möglich; soll keine negative Auswirkungen auf Therapieverlauf haben		L.S.
02.12.14	F	Energieversorgung: mobil (Batterie oder Akku) -> Proband muss sich frei bewegen können;		L.S.
02.12.14	W	Kosten: ?		L.S.
02.12.14	F	Hautverträglichkeit: keine Hautirritationen bei direktem Hautkontakt eventueller Elektroden		L.S.
02.12.14	F	Wasserbeständigkeit: spritzwasserbeständig		L.S.
02.12.14	F	Temperaturbeständigkeit: keine Beeinträchtigung der Sensorleistung bei zu erwartenden Temperaturen		L.S.
02.12.14	F	Erkennungsgenauigkeit: so hoch wie möglich für Bewegung und Intensität		L.S.
02.12.14	F	Erkennbare Bewegungen: liegen, sitzen, gehen, rennen, Fahrradfahren, treppensteigen (auf und ab)		L.S.
02.12.14	F	Befestigungsmöglichkeiten: an oder in der Orthese		L.S.
02.12.14	W	Datenübertragung: drahtlos (z.B. WLAN, WPAN, Mobilfunk, Infrarot, USB)		L.S.

Tabelle 2: Anforderungsliste Version 2

Ausgabe: 05.01.2015

Benutzer		Anforderungsliste für Sensoren zur Aktivitätsmessung in der TLSO- Versorgung		Identifikation: Klassifizierung: Version 2 Blatt: Seite:
Änder.	F o. W	Anforderung		Verantw.
05.01.15	F	1. Geometrie: Maße des Sensors		L. S.
	W	<i>Sensor soll den Probanden nicht beeinträchtigen</i> Größe so klein wie möglich oder sehr flach und biegsam		
05.01.15	F	2. Kräfte <i>Sensor darf den Therapieverlauf nicht negativ beeinflussen</i>		
	W	Gewicht: so leicht wie möglich, damit Proband nicht durch zusätzliches Gewicht zu stark belastet wird -> max. 250g (zu viel Gewicht könnte sowohl zu weiteren Rückenproblemen als auch zum Ausscheiden des Probanden aus Gründen der Bequemlichkeit führen)		
05.01.15	F	3. Energie: <i>Sensor soll im täglichen Leben, wenn das Korsett getragen wird, Daten aufzeichnen können</i>		
	F	Sensor muss mobil sein		
	F	Energieversorgung = mobil (Batterie o. Akku)		
	W	Speicherkapazität = 4500 h (sodass Auswertung auch erst bei den 3-6 Monatlichen Check-Ups erfolgen kann)		
	W	Temperaturbereich: ca. -15 bis 60°C (da Korsett auch im Winter und im Urlaub getragen wird und dann auch kurzzeitig niedrigere als auch höhere Temp. entstehen können)		
	W	Feuchtigkeit: spritzwasserbeständig muss auch Regen oder Schweiß standhalten		

05.01.15	F	4. Stoffe: <i>Sensor darf bei Hautkontakt keine Irritationen hervorrufen - > könnte dazu führen, dass der Proband die Behandlung frühzeitig abbricht</i>	L. S.
	F	hautverträglich	
05.01.15	F	5. Signal: <i>Aussage zur Art der Aktivitäten</i>	
		Erkennung folgender Aktivitäten:	
	F	Liegen	
	F	Stehen	
	F	Laufen	
	W	treppauf und treppab gehen	
	W	Fahrradfahren	
05.01.15	F	<i>Aussage zur Intensität der Aktivitäten</i>	
	F	<i>Aussage zur Dauer der Aktivitäten</i>	
	F	<i>Genauigkeit der Aussagen zu den Aktivitäten, die ein Verarbeiten der Daten erlauben</i>	
	W	Genauigkeit so hoch wie möglich	
05.01.15	W	6. Ergonomie: einfaches, unkompliziertes und schnelles Auslesen der aufgenommenen Daten	
	W	Datenübertragung: drahtlos	
05.01.15	F	7. Montage: <i>Befestigung: an oder in Orthese</i>	
05.01.15	F	8. Kosten: <i>keine finanzielle Belastung, die den Aufwand und die Mittel des Geldgebers übersteigt</i>	
	W	Kosten so gering wie möglich	

3.2 Lösungssuche

Im nächsten Schritt wurde nun nach möglichen Lösungsansätzen für die zuvor formulierten Forderungen gesucht.

Auch zum Finden geeigneter Lösungen ist ein methodisches Vorgehen sinnvoll. In [11] werden 4 Obergruppen zur Herangehensweise bei der Lösungssuche erläutert. Hierzu gehören Analogiebetrachtungen, intuitiv betonte Methoden, die Theorie des erfinderischen Problemlösens TRIZ und diskursiv betonte Methoden. Zunächst wurde intuitiv gearbeitet

und mögliche Lösungen zum Messen von Aktivitäten aufgelistet. Intuitiv betonte Methoden verlassen sich auf die Kreativität der Entwickler und spontane Ideen. Dieser Prozess kann durch Brainstorming, Methode 635, Galeriemethode, Delphi-Methode oder Synektik unterstützt werden. [11]

Folgende Lösungen wurden dabei aufgetan:

- Akzelerometer
- Gyroskope
- Schrittmesser (Pedometer)
- Druck- und Zugsensoren
- Thermometer
- Elektro-Kardio-Gramm (EKG)

Um weitere mögliche Lösungen zu finden, bietet sich eine Analogiebetrachtung an. Bei Analogiebetrachtungen werden Lösungsansätze in schon bestehenden Systemen und Lösungen gesucht. Diese können sowohl von Produkten der Konkurrenz stammen als auch aus der Beobachtung der Natur, bekannter technischer Systeme oder aus Messungen und Modellversuchen. Die Suche nach Lösungsansätzen kann somit in Form einer Literaturrecherche von Patenten, wissenschaftlichen Artikeln oder Angaben konkurrierender Anbieter stattfinden. [11]

Folgende weitere Lösungen zur Aktivitätsmessung wurden gefunden:

- Elektromyografie
- Goniometer
- Magnetometer
- GPS
- Kombinationen von verschiedenen Sensoren

Im Anschluss wurde nun die Funktionsweise der Lösungen recherchiert. Die Ergebnisse der Literaturrecherche sind in Kapitel 2 Stand von Wissenschaft und Technik zusammengefasst.

3.3 Zielsystem

Bei der Erstellung des Zielsystems sollen die vorher in der Anforderungsliste definierten Wünsche und Forderungen in Ziele für das Produkt umgesetzt werden.

Die Ziele werden hierbei hierarchisch nach ihrer Komplexität gegliedert. Die Teilziele mit der geringsten Komplexität bilden dabei die Bewertungskriterien zur Bewertung der möglichen Lösungsvarianten. Um die Teilziele auch nach ihrer Bedeutung zu gliedern, wird jedem Ziel ein Gewichtungsfaktor zugeordnet. Dieser besagt, wie hoch die Bedeutung eines Kriteriums bezogen auf den Gesamtwert der Lösung ist. Die Teilziele werden dabei immer bezogen auf das nächsthöhere Ziel gewichtet. Die Beurteilung der Bedeutung liegt bei diesem Schritt ganz im Auge des Betrachters. So kann es vorkommen, dass verschiedene Menschen das gleiche Ziel völlig unterschiedlich bewerten. Um zu vermeiden, dass die Gewichtung nicht völlig aus der Luft gegriffen ist, ist dieser Schritt am Besten im Team durchzuführen. [11]

In Abb. 3 ist das aufgestellte Zielsystem zu sehen. Die Werte G_x geben dabei den Gewichtungsfaktor bezogen auf das nächsthöhere Ziel an. So ergibt sich für G_{112} ein Wert von 0,75 bezogen auf das nächsthöhere Ziel „Verarbeitung der aufgenommenen Daten“. Die Werte GZ_x stellen die Gewichtungsfaktoren bezogen auf die Gesamtlösung dar. Sie berechnen sich durch die Multiplikation aller Gewichtungsfaktoren G_x der höheren Zielebenen. Der Gewichtungsfaktor GZ_{112} berechnet sich somit durch $0,25 \times 0,49 \times 1$ zu 0,1225. Die Summe aller Gewichtungen der Ziele niedrigster Komplexität muss 1 ergeben. Die Ziele mit der niedrigsten Komplexität sind in Abb. 3 unterstrichen und bilden die Bewertungskriterien für den nächsten Schritt.

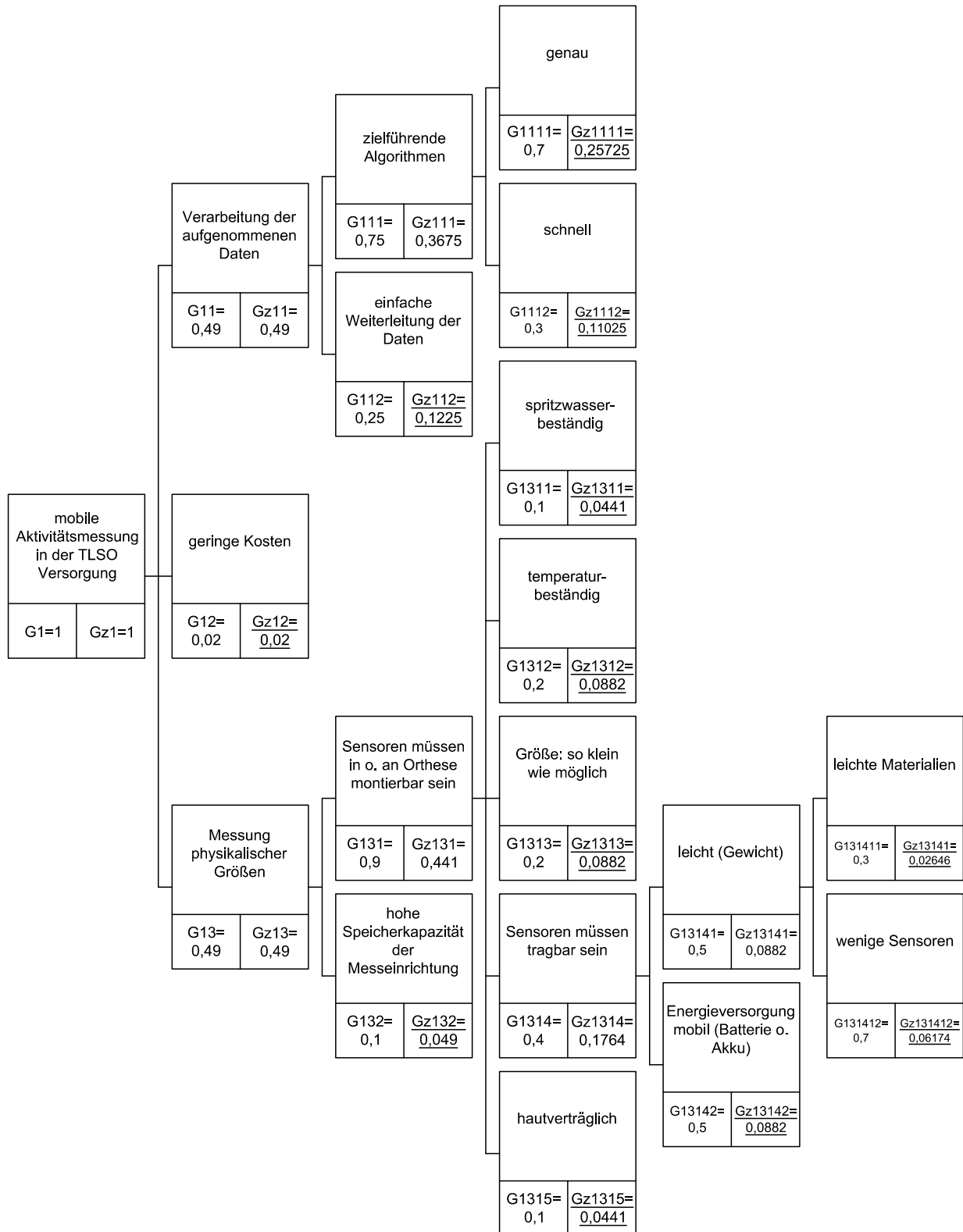


Abb. 3: Zielsystem zur mobile Aktivitätsmessung in der TLSO-Versorgung

3.4 Bewertungskriterien und Lösungskombinationen

Aus dem Zielsystem konnten dann die Bewertungskriterien direkt abgelesen werden, da diese, wie oben beschrieben, durch die Ziele der niedrigsten Komplexität wiedergegeben werden. Sie wurden in einer Bewertungsmatrix zusammengetragen und jedem Bewertungskriterium wurde eine Eigenschaftsgröße samt ihrer Einheit zugeordnet. Anhand dieser Matrix werden dann die Lösungskombinationen bewertet.

Tabelle 3: Bewertungsmatrix

Bewertungskriterium			Eigenschaftsgrößen	
Nr.		Gew.		Einh.
GZ₁₂	geringe Kosten	0,02	Anschaffungskosten	€
GZ₁₁₂	einfache Weiterleitung der Daten	0,1225	Einfachheit der Übermittlung der Daten an Auswerteinrichtung	-
GZ₁₃₂	hohe Speicherkapazität	0,049	Speicherkapazität	GByte
GZ₁₁₁₁	genauer Algorithmus	0,25725	Erkennungsgenauigkeit	%
GZ₁₁₁₂	schneller Algorithmus	0,11025	Auswertzeit	s
GZ₁₃₁₁	Wasserbeständigkeit	0,0441	Verhinderung des Eindringens von Wasser	-
GZ₁₃₁₂	Temperaturbeständigkeit	0,0882	Temperaturbereich	°C
GZ₁₃₁₃	geringe Größe	0,0882	Größe	mm ³
GZ₁₃₁₅	hautverträglich	0,0441	Hautirritationen	-
GZ₁₃₁₄₂	mobile Energieversorgung	0,0882	Art der Energieversorgung	-
GZ₁₃₁₄₁₁	leichte Materialien	0,02646	Masse	g
GZ₁₃₁₄₁₂	wenige Sensoren	0,06174	Anzahl der nötigen Sensoren	-
Summe der Gewichtungen		1		

Nach Aufstellen der Bewertungsmatrix wurden nun Lösungskombinationen gesucht. Hierbei wurde das vorher gesammelte Wissen aus der Literaturrecherche genutzt.

Zunächst wurden 9 grundlegende Funktionen zusammengetragen, die die Sensorkombination erfüllen muss, um die Anforderungen erfüllen zu können.

Folgende Funktionen wurden aufgelistet:

1. Bewegungsmessung
Gemeint ist hierbei die Änderung des Ortes des zu beobachtenden Objektes. In diesem Fall des Probanden.
2. Lageänderungsmessung
Gemeint ist hier die Orientierung (Stehen, Liegen, Sitzen)
3. Intensitätsmessung
4. Datenweiterleitung
5. Datenspeicherung
6. Anbringung an der Orthese
7. Energieversorgung
8. Merkmalsextraktion
9. Klassifizierung

Sämtliche für die einzelnen Funktionen möglichen Lösungen wurden dann in einer Tabelle zusammengetragen. Das Ergebnis ist in zu sehen.

Die rot markierten Lösungen sind solche, die schon von vorne herein durch offensichtliche Gründe ausgeschlossen werden konnten und in den nächsten Schritten nicht weiter beachtet werden sollten. Zu diesen Lösungen gehört die Energieversorgung über das Netz, da diese keine Mobilität ermöglichen würde. Die indirekte Kalorimetrie wurde als Möglichkeit der Messung der Intensität von vorn herein ausgeschlossen, da diese eine Atemmaske erfordert, welche im Alltag nicht praktikabel ist.

Auch die Methode der Aktivitätsmessung über den Druck wird ausgeschlossen. Werden die Drucksensoren wie gewünscht in der Orthese angebracht, können sie den Druck zwar an den bestimmten Punkten messen, da die Orthese aber von den Probanden jeden Tag selber angelegt wird, ist nicht sicher gestellt, dass sie auch immer gleich eng eingestellt wird. Dies führt dazu, dass die Drücke trotz gleicher Position der Sensoren und gleicher Aktivität unterschiedlich groß werden und die Auswertung somit sehr ungenau wird. Auch die Verwendung von Pedometern wird ausgeschlossen, da die mechanischen Pedometer zu ungenau sind und MEMS-Pedometer häufig Akzelerometer verwenden, sodass die Lösung „Azelerometer“ Pedometer im weiteren Sinne einschließt. GPS wurde ausgeschlossen, da dies keine Unterscheidung der Aktivitäten erlaubt und zu stark von äußeren Einflüssen abhängt und Goniometer wurden ausgeschlossen, da diese nicht sinnvoll an der Orthese angebracht werden können.

Die CD wurde als Speichermedium und Möglichkeit der Weiterleitung der Daten ausgeschlossen, da sie im Vergleich zu wenig Speicherplatz bieten und für eine Anwendung, die eine geringe Größe haben soll, zu sperrig sind.

Die Weiterleitung per Infrarot wurde ausgeschlossen, da diese im Vergleich zu den anderen Varianten eine zu geringe Übertragungsrate hat und die Reichweite so gering ist, dass auch die Bewegungsfreiheit des Probanden während der Übertragung stark eingeschränkt ist.

Tabelle 4: Lösungsansätze

	1	2	3	4	5	6	7	8
1. Bewegungsmessung	Akzelerometer	Pedometer	EMG	GPS	Goniometer			
2. Lageänderungsmessung	Akzelerometer	Gyroskope	Druck	EMG				
3. Intensitätsmessung	Akzelerometer	EKG	Temperatur	Druck	EMG	Kalorimetrie		
4. Datenweiterleitung	USB	Bluetooth	W-Lan	SD-Card	Mobilfunk	ZigBee	Infrarot	CD
5. Datenspeicherung	USB-Stick	SD-card	SDHC-card	SDXC-card	CD			
6. Anbringung an der Orthese	in Orthese eingelassen	in Tasche außen	innen aufgeklebt	außen aufgeklebt				
7. Energieversorgung	Batterie	Akkumulator	Netz					
8. Merkmalsextraktion	Zeitbereich	Frequenzbereich	Diskret					
9. Klassifizierung	Gaussian Mixture Model	Heuristic System/decision Tree	Fuzzy C	Artificial Neural Network	Naive Bayes Classifier	k-NN classifier	Threshold methods	

Tabelle 5: Lösungsvarianten

	Variante 1	Variante 2	Variante 3	Variante 4	Variante 5	Variante 6
1. Bewegungsmessung	Akzelerometer	Akzelerometer	Akzelerometer	Akzelerometer	EMG	Akzelerometer
2. Lageänderungsmessung	Akzelerometer	Akzelerometer	Gyroskop	Gyroskop	EMG	Gyroskop
3. Intensitätsmessung	EKG	Temperatur	EKG	Temperatur	EMG	Temperatur
4. Datenweiterleitung	Mobilfunk	Bluetooth	ZigBee	SD-Card	WLAN	SD-card
5. Datenspeicherung	SD-card	USB-Stick	SDXC-card	SD-Card	SDHC-Card	SD-card
6. Anbringung an der Orthese	innen aufgeklebt	in Orthese eingelassen	innen aufgeklebt	in Orthese eingelassen	innen aufgeklebt	in Orthese eingelassen
7. Energieversorgung	Batterie	Akkumulator	Akkumulator	Batterie	Batterie	Batterie
8. Merkmalsextraktion	Zeitbereich	Zeitbereich	Frequenzbereich	Frequenzbereich	Zeitbereich	Zeit- und Frequenzbereich
9. Klassifizierung	Fuzzy C	Naive Bayes Classifier	Artificial Neural Networks	Threshold methods	Threshold methods	k-NN classifier

Tabelle 6: Lösungsvarianten Teil 2

	Variante 7	Variante 8	Variante 9
1. Bewegungsmessung	Akzelerometer	Akzelerometer	Akzelerometer
2. Lageänderungsmessung	Akzelerometer	Gyroskop	Akzelerometer
3. Intensitätsmessung	Akzelerometer	EKG	Temperatur
4. Datenweiterleitung	Mobilfunk	SD-Card	ZigBee
5. Datenspeicherung	SD-Card	SDXC-card	USB-Stick
6. Anbringung an der Orthese	in Tasche außen	in Orthese eingelassen	in Orthese eingelassen
7. Energieversorgung	Akkumulator	Akkumulator	Akkumulator
8. Merkmalsextraktion	Zeitbereich	Zeitbereich	Zeitbereich
9. Klassifizierung	Fuzzy C	Gaussian Mixture Model	Fuzzy C

Der nächste Schritt bestand nun darin mögliche Lösungen zu finden, die sich miteinander kombinieren lassen und die Erfüllung aller genannten Funktionen ermöglichen. Die Kombinationen, die zur Bewertung näher betrachtet werden sollten, wurden in Tabelle 5 und Tabelle 6 zusammengetragen. Dabei wurde darauf geachtet, dass vor allem Kombinationen gewählt werden, die eine gute Bewertung versprechen. Es wird kein Anspruch auf Vollständigkeit gelegt, sodass durchaus auch weitere Kombinationen denkbar wären.

3.5 Bewertung

Für die Bewertung der möglichen Lösungsvarianten wurde ein Fünfersystem gewählt. Hierzu werden den Varianten Werte von 0-4 zugeordnet. Je besser das Bewertungskriterium mit der jeweiligen Lösungsvariante erreicht wird, desto höher die Zahl. Um für alle Lösungsvarianten eine einheitliche Bewertung zu erreichen, wurde eine Tabelle mit den Bedeutungen der Werte von 0-4 für die Bewertungskriterien erstellt. Das Ergebnis dieses Schritts ist in Tabelle 8 ersichtlich. Diese Tabelle wurde als Grundlage zur Bewertung der Lösungskombinationen im nächsten Arbeitsschritt genutzt.

Die Speicherkapazität sollte vorzugsweise so groß sein, dass ein Auslesen der Daten auch nur alle 3-6 Monate möglich ist, da dies der Abstand zwischen den Follow-up Besuchen beim behandelnden Arzt ist. Wie hoch die Speicherkapazität dann genau sein muss, hängt stark von den genutzten Sensoren, der Abtastfrequenz, der Anzahl der Sensoren und der Auflösung ab. Je nach aufzunehmender physikalischer Größe variiert die optimale Abtastfrequenz. Nach dem Nyquist-Shannon-Theorem sollte die Abtastfrequenz bei mindestens dem doppelten der höchsten im Signal vorhandenen Frequenz liegen. Die Autoren von [77] haben gezeigt, dass die Frequenzen in Bewegungen zwischen 5Hz bis 20Hz liegen, sodass die Abtastfrequenz für ein Akzelerometer mindestens 40Hz betragen sollte. Mit einer Abtastfrequenz von 50Hz sollte man also sämtliche Anteile des Signals gut erkennen können. In [78] werden typische Datenraten für verschiedene Sensoren angegeben.

Folgende Datenraten werden angegeben:

Tabelle 7: Typische Datenraten verschiedener Sensoren (vgl. [78])

Sensor	Typische Datenrate
Triachsisal Akzelerometer	1500bit/s
Gyroskop	9600bit/s
Druck und Temperatur	70bit/s
Herzrate	16bit/s
EKG	8400bit/s

Wird – wie in Variante 3 und 8 – ein Akzelerometer, Gyroskop und ein EKG verwendet, entsteht die höchste Datenrate. Sie liegt dann bei ca. $1500\text{bit/s} + 9600\text{bit/s} + 8400\text{bit/s} = 19500\text{bit/s}$. Dies entspricht einer Datenrate von 146250Byte/min . Für eine Aufzeichnung der Daten über 6 Monate (ca. 4500h) bräuchte man demnach eine Speicherkapazität von $146250\text{Byte} * 60 * 4500 = 39,4875\text{ GByte}$.

Da die benötigte Speicherkapazität aber, wie oben angegeben, von den genutzten Sensoren abhängt, wird die Speicherkapazität zur Bewertung zunächst als Zeit, während welcher Daten aufgezeichnet werden sollen, angegeben und kann dann für die verschiedenen Kombinationen mit Hilfe der Tabelle 7 in GByte berechnet werden. Die Stundenangaben sind hierbei sehr großzügig angegeben und es wird bei der Berechnung der benötigten Speicherkapazität davon ausgegangen, dass die Daten ohne Pause 24 Stunden am Tag aufgenommen werden.

Hautirritationen sollten, wie in den Forderungen auch schon angegeben, nicht auftreten. Ausgehend davon wäre ein sehr gutes Ergebnis, dass keine Hautirritationen auftreten,

weshalb dieses Ergebnis bei der Bewertung 4 Punkte bekäme. Das Auftreten vieler Hautirritationen hingegen würde mit 0 Punkten bewertet.

Auch bei der Größe ist eine genaue Maßangabe zu dem Zeitpunkt schwierig, da die mögliche Größe stark von der Anbringung abhängt, sodass eine Sensorkombination, die außen an der Orthese angebracht wird, größer sein kann, um die Aufgabe zu erfüllen, als ein Sensor, der in dem Orthesenmaterial eingelassen werden soll. Grundsätzlich sollte sich die Größe aber im mm bis cm Bereich bewegen.

Für die Temperatur können schon relativ genaue Bereiche angegeben werden, da klar ist, unter welchen Umgebungsbedingungen die Orthesen für gewöhnlich genutzt werden sollten. Bezieht man dann auch noch den vorhersehbaren Missbrauch mit ein, wie das Ablegen der Orthese auf einer Heizung oder das Vergessen der Orthese im Auto bei Minusgraden, lässt sich erkennen, dass ein Temperaturbereich von -15°C bis 60°C wünschenswert ist. 25°C bis 40°C ist dagegen nicht akzeptabel, da die Sensoren dann schon bei Temperaturen, die beim Tragen der Orthese im Winter auftreten können, Schaden nehmen können.

Dass die Orthese und somit auch die Sensoren keinen Kontakt mit Wasser haben, ist auf Grund der sehr langen Tragezeit von 23h pro Tag sehr unwahrscheinlich. Daher sollten die Sensoren vor dem Eindringen von Wasser geschützt sein. Je besser dies gegeben ist, desto mehr Punkte erhält die Lösungsvariante in der Bewertung.

Die Anzahl der Sensoren ist auch ausschlaggebend für das Gesamtgewicht der Sensorkombination und sollte, um das Gewicht gering zu halten, so gering wie möglich sein. Daher ist die Notwendigkeit von nur einem Sensor mit 4 Punkten zu bewerten, während die Verwendung von mehr als 4 Sensoren nicht akzeptabel ist.

Die Masse der Sensorkombination sollte so gering wie möglich sein. Da allerdings noch keine Testergebnisse vorliegen anhand derer erkennbar wäre, welches Gewicht den Behandlungserfolg behindern würde oder den Probanden so stark belasten würde, dass dieser die Behandlung abbricht, muss auch hier die Angabe zunächst als vorläufig angesehen werden. Durch die Miniaturisierung ist ein Gewicht von wenigen Gramm durchaus denkbar, sodass zunächst ein Gewicht von mehr als 250g als unakzeptabel gewählt wird.

Die Weiterleitung der Daten via Mobilfunk wird als sehr gut bewertet, da die Weiterleitung der Daten in Deutschland nicht nur über Hotspots nutzbar ist, sondern fast flächendeckend zur Verfügung steht. Die Entfernung zu dem Computer, auf welchem die Daten verarbeitet werden sollen, ist dabei nicht von Belang, da die Daten ständig in Clouds hochgeladen werden können, von welchen man die Daten jederzeit herunterladen kann. Die Weiterleitung

der Daten wäre also theoretisch ständig möglich, ohne dass beachtet werden muss, wo man sich gerade befindet. Per WLAN ist die Weiterleitung zwar meist schneller, doch man ist stark darauf angewiesen, wo man sich gerade aufhält..

Die Weiterleitung mit SD-Karte wird der Übertragung mit Bluetooth und USB vorgezogen, da sie kleiner gestaltet werden kann und die Übertragungsrate mit bis zu 280MB/s deutlich höher ist als die Übertragungsrate von USB 2.0, die bei theoretisch bis zu 480 MBit/s liegen kann.

Bluetooth und ZigBee sind zwar auch komplett kabellos möglich, erfordern aber, dass sich das Gerät, auf welches übertragen werden soll, in einem Abstand von maximal 10m befindet. Zudem liegt die Übertragungsrate nur bei ca. 24Mbit/s.

Die Auswertzeit sollte so schnell wie möglich sein. Die angegebenen Zeiten sind hierbei nur Werte, die wünschenswert wären. Ob diese auch wirklich realistisch sind, muss im Nachgang geprüft werden und die Werte eventuell angepasst werden. Die Auswertzeiten sind stark von den genutzten Algorithmen zur Auswertung und der geforderten Genauigkeit abhängig.

Eine Erkennungsgenauigkeit der Aktivitäten von 100% ist optimal. Ob diese überhaupt mit einer der Lösungsvarianten erreichbar ist, muss noch geprüft werden und im Nachhinein entschieden werden, ob auch eine geringere Genauigkeit als sehr gut erachtet werden kann. Das heißt, dass auch bei diesem Kriterium die Wertung gegebenenfalls angepasst werden muss.

Die Anschaffungskosten sollen wie in der Anforderungsliste angegeben, den Kostenrahmen des Unternehmens nicht überschreiten. Da kein Kostenrahmen angegeben wurde, wurden Schätzwerte angegeben. Ob diese realistisch sind, muss geprüft werden und die Werte gegebenenfalls angepasst werden.

Anhand dieser Wertezuteilung wurden nun die vorher festgelegten Lösungsvarianten bewertet.

Tabelle 8: Zuteilung der Werte

Wert	0	1	2	3	4
Bedeutung	unbefriedigend	gerade noch tragbar	ausreichend	gut	sehr gut
Speicher- kapazität	<24h	168h	750h	2250h	4500h
Haut- irritationen	viele Hautirritationen	einige	wenige	nur bei starken Allergikern	keine Haut- irritationen
Größe	sehr groß (>10cm)	Groß (8cm-10cm)	Mittel (4cm-8cm)	Klein (1cm-4cm)	sehr klein <10mm
Temperatur- bereich	25°C bis 40°C	15°C bis 45°C	5°C bis 50°C	-5°C bis 55°C	-15°C bis 60°C
Verhinderung des Eindringens von Wasser	keine Verhinderung (auch schweiß)	etwas Wasser, wenn geringe Feuchtigkeit	etwas Wasser, wenn hohe Feuchtigkeit	wenig Wasser kann eintreten, wenn hohe Feuchtigkeit	kein Wasser kann eintreten
Anzahl der Sensoren	>4	4	3	2	1
Masse	Schwer (>250g)	eher schwer (200g-250g)	Mittel (150g-200g)	eher leicht (100g-150g)	Leicht (<100g)
Einfachheit der Datenweiter- leitung	Infrarot	Kabel- verbindung	Bluetooth; ZigBee; USB	SD-Card; Wlan	Mobilfunk
Auswertzeit	>20min	<=20min	<10min	<5min	<1min
Erkennungs- genauigkeit	<80	80-89	90-94	95-98	99-100
Anschaffungs- kosten	>400€	201€-400€	101€-200€	50€-100€	<50€
Energieversor- gung	Netz	-	-	Batterie	Akku

Um die Bewertung der Lösungsvarianten zu vereinfachen, wurden für die zu verwendenden Sensoren und Wireless Module Online auf www.farnell.com Beispiele gesucht. Preise, Temperaturbereiche, Größe und Gewicht wurden anhand dieser Beispiele bewertet. Folgende Beispiele wurden gewählt:

- Temperatursensor: OMRON ELECTRONIC COMPONENTS D6T-8L-06 TEMPERATURSENSOR, MEMS, 1X8 (39,41€)
- Triachsal Akzelerometer: FREESCALE SEMICONDUCTOR MMA8451QT ACCELEROMETER, 4/8BIT, 3ACHSEN, 16QFN (1,90€)
- Triachsal Gyroskop: STMICROELECTRONICS L3G4200D GYRO, MEMS, 3ACHSEN, 16LLGA, 16LGA (9,19€)
- Bluetooth Modul: LAIRD TECHNOLOGIES BT730-SA MODUL, BLUETOOTH 2.0, KL. 1, INT.ANTENNE (24,97€)
- ZigBee-Modul: DIGI INTERNATIONAL XBP24-Z7UIT-004 MOD XBEE PRO ZB 10MW (29,07€)
- WLAN-Modul: LS RESEARCH 450-0067 MODUL, TIWI-SL CC3000, WLAN, 2.4GHZ (24,88€)
- Mobilfunk-Modul: ENFORA GSM0308-71 MOD ENABLER 3G, GSM/GPRS + SIM HLDR (69,80€)

Da MEMS-Sensoren und -Module gewählt wurden, ist die Bestimmung der Wasserbeständigkeit in allen Fällen zum jetzigen Zeitpunkt nicht möglich. Es sind zwar Werte des Moisture Sensitivity Level (MSL) teilweise angegeben, diese beziehen sich allerdings nur auf die Bedingungen für Lagerung und die Montage. Will man eine hohe Wasserbeständigkeit erreichen, müssen die Sensoren nach der Montage durch Gehäuse geschützt werden. Dann kann die Bewertung der Wasserbeständigkeit bzw. IP-Schutzarten nachgeholt werden.

Die Bewertung der Auswertzeit ist in den meisten Fällen auch nicht möglich, da die Literatur nur in einem Fall [50] Auskunft über diese gibt.

Das Auftreten von Hautirritationen der Sensorkombination hängt stark davon ab, ob die Sensoren in direkten Kontakt mit der Haut treten. Da bei den Lösungskombinationen auch Varianten ohne direkten Hautkontakt der Sensoren vorhanden sind, ist bei diesen, selbst wenn die MEMS an sich nicht für den Hautkontakt geeignet sind, die Verwendung unbedenklich und die Hautverträglichkeit kann als sehr gut bewertet werden. Dies ist z. B. dann der Fall, wenn die Sensoren in das Orthesenmaterial eingelassen werden sollen. Bei Varianten, wo die Sensoren in Kontakt mit der Haut kommen können, ist die Bewertung nicht möglich. Die Bewertung der Lösungskombinationen ist in den Tabellen 8, 9 und 10 ersichtlich.

Bewertung Variante 1:

Die Bewertung der Kosten ist noch nicht genau möglich, da es noch keine kapazitiven EKG-Elektroden auf dem Markt frei zu kaufen gibt. Es kann aber davon ausgegangen werden, dass die Elektroden und die nötigen Verstärker, wenn sie dann auf dem Markt erhältlich sind, sehr teuer sein werden. Die Nutzung von Mobilfunk ist nicht kostenfrei, sodass neben den Anschaffungskosten mit laufenden Kosten gerechnet werden muss. Daher wurde zunächst entschieden, dass die Anschaffungskosten mit 0 bewertet werden. In [12], [13] konnten mit dem Fuzzy C Algorithmus Erkennungsgenauigkeiten von mehr als 98% erreicht werden. Diese Erkennungsgenauigkeit bezieht sich nur auf die Verwendung von Akzelerometerdaten. Werden nun auch noch die EKG-Daten mit einbezogen, dann ist zu erwarten, dass die Erkennungsgenauigkeit nicht schlechter wird. Die für eine ununterbrochene Speicherung der Rohdaten über 6 Monate benötigte Speicherkapazität läge bei 20,0475GByte. Da die SD-Karte allerdings nur eine Speicherkapazität von 2GB aufweist, können maximal 448,9h an Daten gespeichert werden. Daher kann hier die Speicherkapazität nur mit einer 1 bewertet werden.

Bewertung Variante 2:

Temperatursensoren, Akzelerometer und Bluetoothmodul sind in der Anschaffung relativ günstig. Zudem ist die Verwendung von Bluetooth zur Weiterleitung von Daten kostenfrei, sodass hier keine zusätzlichen Kosten zu erwarten sind. Die für 6 Monate benötigte Speicherkapazität liegt bei rund 3,2 GB. Ein USB-Stick mit bis zu 256GB ist also im Grunde genommen schon überdimensioniert. Die Speicherkapazität kann aber somit mit 4 Punkten bewertet werden.

Die Klassifizierung von Akzelerometerdaten, die mit einem Akzelerometer an der Hüfte gewonnen wurden, konnte mittels Naive Bayes in [44] nur eine Erkennungsgenauigkeit von 72,3% erreichen. In [47] konnte zwar eine Erkennungsgenauigkeit von 97,18% erreicht werden, da das Akzelerometer hier allerdings am Knöchel befestigt wurde, erscheinen die Ergebnisse aus [44] für die Problemstellung passender.

Bewertung Variante 3:

Auch hier ist durch die Verwendung des kapazitiven EKG eine genaue Aussage zu den Anschaffungskosten nicht möglich. Da die Sensoren innen angebracht werden sollen, ist eine hohe Hautverträglichkeit nötig. Da diese noch nicht zu bestimmen ist, muss dies später bestimmt werden.

Die Auswertzeit wurde mit 4 bewertet, da in [50] ein ANN beschrieben wird, mit dem Druck- und Akzelerometerdaten in nur 58 Sekunden mit einer Erkennungsgenauigkeit von 89,62% - 93,13% klassifiziert werden können. Die Erkennungsgenauigkeit wurde mit 1 bewertet, da in [36] mit ANN nur eine Erkennungsgenauigkeit von 84,8% erreicht werden konnte. Die Speicherkapazität kann mit 4 bewertet werden, da bei einer ununterbrochenen

Aufzeichnung der Rohdaten über 6 Monate nur eine Speicherkapazität von ca. 39,5 GB benötigt wird. Dies ist mit SDXC-Karten ohne Probleme realisierbar.

Bewertung Variante 4:

In einem Versuch mit Akzelerometern konnte bei der Klassifizierung der Daten mit einem schwellwertbasierten Algorithmus eine Sensitivität von 98% erreicht werden [14], daher wurde hier die Erkennungsgenauigkeit mit 3 Punkten bewertet.

Da die Sensoren in die Orthese eingelassen werden sollen, wird die Hautverträglichkeit mit 4 Punkten bewertet. Die Speicherkapazität kann nur mit einem Punkt bewertet werden, da mit dem gewählten Speichermedium nur eine Speicherung von Daten, die während ca. 400h aufgenommen wurden möglich ist.

Bewertung Variante 5:

Die Bewertung der Variante 5 ist mit der gegebenen Literatur geradezu unmöglich. In [66] wird zwar ein System beschrieben, welches zur Aktivitätsmessung EMG-Shorts verwendet, es wird aber nicht beschrieben, ob die Aktivitätserkennung möglich ist und mit welcher Genauigkeit dies dann ginge. EMG Signale können maximale Frequenzen von bis zu 10kHz [65, p. 679] aufweisen, weshalb nach dem Nyquist-Shannon-Theorem eine Abtastfrequenz von 20kHz notwendig wäre. Bei einer Ableitung der Signale mehrerer Muskeln – z.B. 3 – mit einer Auflösung von 10Bit würde so für eine ununterbrochene Speicherung der Rohdaten über 6 Monate eine Speicherkapazität von ca. 1,215 TByte benötigt, was mit einer SDHC-Karte bei Weitem nicht erreicht werden kann. Eine Speicherkarte mit 64GByte reinem Speicherplatz ließe bei den gewählten Werten eine Speicherung über ca. 850h zu. Da das System zudem an den Beinen angewendet wurde, ist nicht klar, ob das System überhaupt am Oberkörper angewendet werden kann, weshalb es als Lösung letztendlich doch ausgeschlossen wird.

Bewertung Variante 6:

In [25] konnte aus Akzelerometer- und Gyroskopdaten mit einem k-NN Klassifikator eine Erkennungsgenauigkeit von 90,1%-94,1% erreicht werden. In [27] konnte sogar eine Erkennungsgenauigkeit von 96,98% erreicht werden, daher wurde sie mit 2 Punkten bewertet. Auch in dieser Variante kann die Speicherkapazität nur mit einem Punkt bewertet werden, da für eine Aufzeichnung über 6 Monate eine Kapazität von rund 22,3 GB notwendig wäre. Mit der angegebenen Kapazität ist die Speicherung nur für ca. 400h möglich.

Bewertung Variante 7:

In [12], [13] konnten mit dem Fuzzy C Algorithmus Erkennungsgenauigkeiten von mehr als 98% erreicht werden. Die Variante wurde somit mit 3 Punkten bewertet. Trotz der relativ hohen Kosten für ein Mobilfunk-Modul werden die Anschaffungskosten mit 3 Punkten

bewertet, da die Anschaffung von Akzelerometer-MEMS sehr günstig ist. Zu beachten bleibt allerdings, dass die Nutzung des Mobilfunknetzes nicht kostenfrei ist. Die Speicherkapazität kann mit 3 bewertet werden, da eine Speicherung über rund 2960h mit dem gewählten Speichermedium möglich ist. Für eine Speicherung über 6 Monate würde eine Kapazität von mindestens 3,1GB benötigt.

Bewertung Variante 8:

Die Verwendung eines Gaussian Mixture Model konnte in [42] eine Erkennungsgenauigkeit von 91,3% und in [47] von 94,88% erreichen. Dieses Kriterium wurde daher mit 3 Punkten bewertet. Es sollte allerdings erwähnt werden, dass der GMM Algorithmus in [79] als ungeeignet zur Auswertung erachtet wird.

Da auch hier das EKG neben dem Akzelerometer verwendet werden soll, ist eine genaue Aussage zu den Anschaffungskosten nicht möglich. Die Sensoren sollen bei dieser Variante in die Orthese eingelassen werden, daher ist die Hautverträglichkeit gegeben. Ob das kapazitive EKG allerdings durch die Orthese hindurch noch genau genug ableitet, muss getestet werden, falls diese Variante gewählt werden sollte. Die benötigte Speicherkapazität für 6 Monate läge bei ca. 40GB. Dies ist mit einer SDXC-Karte realisierbar, weshalb die Speicherkapazität mit 4 bewertet wird.

Bewertung Variante 9:

Die Variante 9 unterscheidet sich nur in einem Punkt von der Variante 2 und das ist die Erkennungsgenauigkeit. Da der Fuzzy C Algorithmus und nicht der Naive Bayes Klassifikator genutzt wird, kann die Erkennungsgenauigkeit mit 3 statt 0 Punkten bewertet werden. Auch hier reicht die Speicherkapazität eines USB-Sticks allemal, da für eine Speicherung von Daten über 6 Monate nur ca. 3,2GB Speicher benötigt werden.

Tabelle 9: Bewertung Teil 1

Nr.	Bewertungskriterium		Eigenschaftsgrößen		Variante 1			Variante 2			Variante 3		
		Gew.	Einh.		Eigensch. eij	Wert wij	gew. Wert wgij	Eigensch. eij	Wert wij	gew. Wert wgij	Eigensch. eij	Wert wij	gew. Wert wgij
GZ ₁₂	geringe Kosten	0,02	€	Anschaffungskosten	>400	0	0	50-100	3	0,06	>400	0	0
GZ ₁₁₂	einfache Weiterleitung der Daten	0,1225	-	Einfachheit der Übermittlung der Daten an Auswerteinrichtung	Mobilfunk	4	0,49	Bluetooth	2	0,245	ZigBee	2	0,245
GZ ₁₃₂	hohe Speicherkapazität	0,049	GByte	Speicherkapazität	<2	1	0,049	<256	4	0,196	<2000	4	0,196
GZ ₁₁₁₁	genauer Algorithmus	0,25725	%	Erkennungsgenauigkeit	>98%	3	0,77175	<80	0	0	84,8-93,13	1	0,25725
GZ ₁₁₁₂	schneller Algorithmus	0,11025	min	Auswertzeit			0			0	<1	4	0,441
GZ ₁₃₁₁	Wasserbeständigkeit	0,0441	-	Verhinderung des Eindringens von Wasser			0			0			0
GZ ₁₃₁₂	Temperaturbeständigkeit	0,0882	°C	Temperaturbereich	-40-85	4	0,3528	-40 - 85	4	0,3528	-40 - 85	4	0,3528
GZ ₁₃₁₃	geringe Größe	0,0882	mm ^{^3}	Größe	mittel	2	0,1764	klein	3	0,2646	mittel	2	0,1764
GZ ₁₃₁₅	hautverträglich	0,0441	-	Hautirritationen	?		0	keine	4	0,1764	?		0
GZ ₁₃₁₄₂	mobile Energieversorgung	0,0882	-	Art der Energieversorgung	Batterie	3	0,2646	Akku	4	0,3528	Akku	4	0,3528
GZ ₁₃₁₄₁₁	leichte Materialien	0,02646	g	Masse	eher leicht	3	0,07938	leicht	4	0,10584	eher leicht	3	0,07938
GZ ₁₃₁₄₁₂	wenige Sensoren	0,06174	-	Anzahl der nötigen Sensoren	2	3	0,18522	2	3	0,18522	4	1	0,06174
Summe der Gewichtungen		1					2,18393			1,75344			2,16237

Tabelle 10: Bewertung Teil 2

Bewertungskriterium		Eigenschaftsgrößen			Variante 4			Variante 5			Variante 6			
Nr.	Gew.	Einh.	Eigensch. eig	Wert wij	gew. Wert wgij	Eigensch. eig	Wert wij	gew. Wert wgij	Eigensch. eig	Wert wij	gew. Wert wgij	Eigensch. eig	Wert wij	gew. Wert wgij
GZ ₁₂	geringe Kosten	€	Anschaffungskosten	3	0,06	?		0	50-100	3	0,06			0,06
GZ ₁₁₂	einfache Weiterleitung der Daten	-	Einfachheit der Übermittlung der Daten an Auswerteinrichtung	3	0,3675	WLAN	3	0,3675	SD-Card	3	0,3675			0,3675
GZ ₁₃₂	hohe Speicherkapazität	GByte	Speicherkapazität	1	0,049	<64	2	0,098	<2	1	0,049			0,049
GZ ₁₁₁₁	genauer Algorithmus	%	Erkennungsgenauigkeit	3	0,77175	?		0	90,1-96,98	2	0,5145			0,5145
GZ ₁₁₁₂	schneller Algorithmus	min	Auswertzeit		0	?		0			0			0
GZ ₁₃₁₁	Wasserbeständigkeit	-	Verhinderung des Eindringens von Wasser		0	?		0			0			0
GZ ₁₃₁₂	Temperaturbeständigkeit	°C	Temperaturbereich	4	0,3528	?		0	-40 - 85		0			0
GZ ₁₃₁₃	geringe Größe	mm ³	Größe	3	0,2646	mittel		0	klein	3	0,2646			0,2646
GZ ₁₃₁₅	hautverträglich	-	Hautirritationen	4	0,1764	?		0	keine	4	0,1764			0,1764
GZ ₁₃₁₄₂	mobile Energieversorgung	-	Art der Energieversorgung	3	0,2646	Batterie	3	0,2646	Batterie	3	0,2646			0,2646
GZ ₁₃₁₄₁₁	leichte Materialien	g	Masse	4	0,10584	mittel		0	leicht	4	0,10584			0,10584
GZ ₁₃₁₄₁₂	wenige Sensoren	-	Anzahl der nötigen Sensoren	2	0,12348	1	4	0,24696	3	2	0,12348			0,12348
Summe der Gewichtungen								0,97706			1,92592			1,92592

Tabelle 11: Bewertung Teil 3

Nr.	Bewertungskriterium		Eigenschaftsgrößen		Variante 7			Variante 8			Variante 9			
	Gew.	Einh.	Eigensch. eij	Wert wij	gew. Wert wgij	Eigensch. eij	Wert wij	gew. Wert wgij	Eigensch. eij	Wert wij	gew. Wert wgij	Eigensch. eij	Wert wij	gew. Wert wgij
GZ ₁₂	geringe Kosten	€	50-100	3	0,06	>400	0	0	50-100	3	0,06			
GZ ₁₁₂	einfache Weiterleitung der Daten	-	Mobilfunk	4	0,49	SD-Card	3	0,3675	ZigBee	2	0,245			
GZ ₁₃₂	hohe Speicherkapazität	GByte	<2	3	0,147	<2000	4	0,196	<256	4	0,196			
GZ ₁₁₁₁	genauer Algorithmus	%	>98%	3	0,77175	91,3-94,88	2	0,5145	>98%	3	0,77175			
GZ ₁₁₁₂	schneller Algorithmus	min			0			0			0			
GZ ₁₃₁₁	Wasserbeständigkeit	-			0			0			0			
GZ ₁₃₁₂	Temperaturbeständigkeit	°C	-40 - 85	4	0,3528	-40 - 85	4	0,3528	-40 - 85	4	0,3528			
GZ ₁₃₁₃	geringe Größe	mm ^{^3}	klein	3	0,2646	mittel	2	0,1764	klein	3	0,2646			
GZ ₁₃₁₅	hautverträglich	-	keine	4	0,1764	keine	4	0,1764	keine	4	0,1764			
GZ ₁₃₁₄₂	mobile Energieversorgung	-	Akku	4	0,3528	Akku	4	0,3528	Akku	4	0,3528			
GZ ₁₃₁₄₁₁	leichte Materialien	g	leicht	4	0,10584	eher leicht	3	0,07938	leicht	4	0,10584			
GZ ₁₃₁₄₁₂	wenige Sensoren	-	1	4	0,24696	3	2	0,12348	2	3	0,18522			
Summe der Gewichtungen					2,96815			2,33926			2,71041			

4 Ergebnisse und Diskussion

Nach der Bewertung der einzelnen Lösungsvarianten müssen die Ergebnisse nun nur noch ausgewertet werden. Da einige Kriterien allerdings nicht bewertet werden konnten, ist ein Vergleich nur dann möglich, wenn diese Kriterien zunächst nicht mit in die Gesamtwertung einfließen. Die Kriterien Auswertzeit, Wasserbeständigkeit und Hautverträglichkeit wurden somit vorerst bei allen Varianten mit 0 bewertet. Die Endwerte pro Variante wurden dann miteinander verglichen. Zudem wurde die Variante 5 aus der Gesamtbewertung ausgenommen, da schon während des Bewertungsprozesses aufgefallen ist, dass diese Variante durch die ungenauen Angaben der Genauigkeit – gerade, wenn sie im Oberkörperbereich angewendet werden soll – zur Zeit keine Lösung darstellt.

Tabelle 12: Vergleich der Lösungsvarianten

Lösungsvariante	Gesamtbewertung (ohne die oben genannten Kriterien)
Variante 7	2,79175
Variante 9	2,53401
Variante 4	2,35957
Variante 1	2,18393
Variante 8	2,16286
Variante 3	2,16237
Variante 6	1,74952
Variante 2	1,57704

Der Vergleich der Lösungskombinationen zeigt, dass die Varianten 7, 9 und 4, bei dem jetzigen Stand der Bewertung, die zu favorisierenden Lösungsansätze sind. Hierbei handelt es sich in allen drei Fällen um Lösungen, die zur Aktivitätserkennung Akzelerometerdaten nutzen. Interessant ist hierbei, dass das System, welches nur einen Sensor – ein triachial Akzelerometer – verwendet, am besten abschneidet. Ob die Verwendung weiterer Sensoren also wirklich eine Verbesserung der Aktivitätserkennung zur Folge hat ist fraglich. Nützlich könnten sie allerdings trotzdem sein, wenn auch die Compliance objektiv gemessen werden soll. Hierzu bietet sich die Verwendung eines Temperatursensors an. Ein Temperatursensor könnte auch hilfreich bei der Verhinderung der Manipulation der Daten sein. Denn es ist durchaus denkbar, dass Bewegungen nachgeahmt werden, ohne dass die Orthese angelegt ist. Würde man die Daten des Akzelerometers dann mit denen des

Temperatursensoren kombinieren, ließe sich schnell erkennen ob die Orthese bei den Bewegungen auch getragen wurde.

Vergleicht man die für die einzelnen Varianten nötigen Speicherkapazitäten wird deutlich, dass bei keiner Variante – ausgenommen Variante 5 – für eine Speicherung über 6 Monate höhere Speicherkapazitäten als 40GB benötigt werden. Da eine normale SD-Karte in allen Fällen nicht genug Speicherplatz bietet, erscheint eine SDHC-Karte, welche bis zu 64GB Speicherkapazität haben kann, für alle Varianten am sinnvollsten.

Schwellwertbasierte und Fuzzy C Algorithmen zeichnen sich als Algorithmen mit der höchsten Erkennungsgenauigkeit ab. Sie ermöglichen eine Erkennungsgenauigkeit von mehr als 98% [12]–[14].

Durch die geringe Größe und das geringe Gewicht von MEMS-Akzelerometern sind diese für die Anwendung in der TLSO-Versorgung gut geeignet, da sie den Patienten nicht belasten werden und auf unterschiedliche Art und Weise an der Orthese angebracht werden können. Zu favorisieren wäre allerdings wohl das Einlassen in das Orthesenmaterial, da die Patienten so keinen Hautkontakt mit dem Sensor haben und sie die Sensoren nicht beschädigen können. Sind die Sensoren z. B. außen in einer Tasche angebracht, kann dies dazu führen, dass die Sensorkombination, wenn der Patient unaufmerksam ist, aus der Tasche herausfällt.

Die Verwendung eines EKGs mit kapazitiven Elektroden erschien zunächst eine gute Möglichkeit der Aktivitätsmessung zu sein, es stellte sich aber heraus, dass die Forschung auf diesem Gebiet noch nicht weit genug ist und eine Anwendung daher zunächst nicht in Frage kommt.

Zum Vergleich der Varianten wurden einzelne MEMS-Module verwendet, welche im Falle der Konstruktion zu einem ganzen System zusammengebaut werden müssten. Um sich diese Arbeit zu ersparen ist gegebenenfalls auch die Verwendung von schon vorhandenen Datenloggern, welche mehrere Sensoren, Speichereinheit, Mikrokontroller und Energieversorgung in teilweise wasserfesten Gehäusen beinhalten, denkbar. Von L. Doria und anderen [45] wurde z.B. der MSR 145 zur Erfassung des Trageverhaltens von Patienten mit Orthesen der unteren Extremitäten genutzt. Für die hier geforderte Anwendung ist er durch die nicht weiter aufzustockende Speicherkapazität und das Fehlen der drahtlosen Verbindung zwar nicht geeignet, andere Datenlogger der gleichen Firma wie der MSR 165 könnten aber durchaus in Frage kommen.

Auch hier ist keine drahtlose Übertragung möglich, die Speicherkapazität kann aber durch eine zusätzliche microSD-Karte um 4GB vergrößert werden, sodass bei der Speicherung von Akzelerometer- und Temperaturdaten die Gesamtspeicherkapazität für ein Auslesen nach 6 Monaten reichen würde. Zudem ist der MSR 165 mit einer Größe von 39 x 23 x 72 mm und einem Gewicht von ca. 69g auch von Größe und Gewicht für die Anwendung in oder an der Orthese geeignet und hat zusätzlich ein Gehäuse mit der Schutzklasse IP67 und ist somit wasserfest. [80]

5 Zusammenfassung und Ausblick

In dieser Arbeit wurde ein Konzept zur mobilen Aktivitätsmessung in der TLSO-Versorgung entwickelt. Das Konzept sollte dabei in der Lage sein, Aktivitäten nach ihrer Art und Intensität zu unterscheiden. Um dies zu erreichen, wurde ein methodischer Entwicklungsansatz von Pahl und Beitz angewendet. So wurde das Problem zunächst durch eine Anforderungsliste konkretisiert, ein Zielsystem aufgestellt, Bewertungskriterien ermittelt und zuvor bestimmte Lösungsvarianten im Anschluss bewertet. Die Lösungsmöglichkeiten wurden durch intuitive Methoden und Analogiebetrachtungen ermittelt.

Der Vergleich mehrerer in der Literatur erwähnter Methoden zur Aktivitätsmessung konnte zeigen, dass die Verwendung eines triachial Akzelerometers gegenüber Temperatursensoren, EKG, EMG, und Gyroskopen von Vorteil ist. Die Erkennungsgenauigkeit, die dabei erreicht werden kann, ist stark abhängig von dem verwendeten Klassifizierungsalgorithmus. Nach eingehender Literaturrecherche konnten Fuzzy C und schwellwertbasierte Algorithmen als am besten geeignet definiert werden. Die Umsetzung des Monitoring-Systems aus MEMS-Modulen scheint möglich zu sein, bedeutet aber noch einen erheblichen Entwicklungsaufwand. Dieser könnte gegebenenfalls durch die Verwendung schon vorhandener Datalogging Systeme umgangen werden. Eine weitere Funktion, die durch das System abgedeckt werden könnte, ist die Bestimmung und Überwachung der Compliance. Im Rahmen dieser Auswertung wäre die zusätzliche Einrichtung eines Feedback Systems für den Patienten möglich, sodass die Daten nicht nur ausgewertet werden, sondern der Patient auch zeitnah eine Auswertung bekommt und so eine Möglichkeit hat, sein Verhalten anzupassen.

Literaturverzeichnis

- [1] T. Böni, K. Min, and F. Hefti, "Idiopathische Skoliose und Scheuermann-Kyphose," *Orthopade*, vol. 31, no. 1, pp. 11–25, Jan. 2002, doi: 10.1007/s132-002-8270-4.
- [2] E. Lou, D. L. Hill, J. V. Raso, M. J. Moreau, and J. K. Mahood, "Smart orthosis for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 43, no. 6, pp. 746–750, Nov. 2005, doi: 10.1007/BF02430952.
- [3] A. Chan, E. Lou, and D. Hill, "Review of current technologies and methods supplementing brace treatment in adolescent idiopathic scoliosis.," *J. Child. Orthop.*, vol. 7, no. 4, pp. 309–16, Oct. 2013, doi: 10.1007/s11832-013-0500-0.
- [4] T. Maruyama, T. B. Grivas, and A. Kaspiris, "Effectiveness and outcomes of brace treatment: a systematic review.," *Physiother. Theory Pract.*, vol. 27, no. 1, pp. 26–42, Jan. 2011, doi: 10.3109/09593985.2010.503989.
- [5] M. Zarzycka, K. Rozek, and M. Zarzycki, "Alternative methods of conservative treatment of idiopathic scoliosis.," *Ortop. Traumatol. Rehabil.*, vol. 11, no. 5, pp. 396–412.
- [6] E. Lou, D. Hill, D. Hedden, J. Mahood, M. Moreau, and J. Raso, "An objective measurement of brace usage for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis.," *Med. Eng. Phys.*, vol. 33, no. 3, pp. 290–4, Apr. 2011, doi: 10.1016/j.medengphy.2010.10.016.
- [7] A. Chan, E. Lou, D. Hill, and G. Faulkner, "Design and validation of transducers to measure interface force distribution in a spinal orthosis.," *Med. Eng. Phys.*, vol. 34, no. 9, pp. 1310–6, Dec. 2012, doi: 10.1016/j.medengphy.2011.12.022.
- [8] M. Takemitsu, J. R. Bowen, T. Rahman, J. J. Glutting, and C. B. Scott, "Compliance monitoring of brace treatment for patients with idiopathic scoliosis.," *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 29, no. 18, pp. 2070–4; discussion 2074, Sep. 2004.
- [9] C. Müller, K. Fuchs, C. Winter, D. Rosenbaum, C. Schmidt, V. Bullmann, and T. L. Schulte, "Prospective evaluation of physical activity in patients with idiopathic scoliosis or kyphosis receiving brace treatment.," *Eur. Spine J.*, vol. 20, no. 7, pp. 1127–36, Jul. 2011, doi: 10.1007/s00586-011-1791-9.
- [10] G. Pahl, W. Beitz†, J. Feldhusen, and K.-H. Grote, *Pahl/ Beitz Konstruktionslehre*, 6th ed. Springer-Verlag Berlin-Heidelberg, 2005, doi: 10.1007/b137606.
- [11] G. Pahl, W. Beitz, J. Feldhusen, and K.-H. Grote, *Pahl/Beitz Konstruktionslehre*, 8th ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2013, doi: 10.1007/978-3-662-09186-9.
- [12] M. H. Lee, J. Kim, S. H. Jee, and S. K. Yoo, "Integrated Solution for Physical Activity Monitoring Based on Mobile Phone and PC.," *Healthc. Inform. Res.*, vol. 17, no. 1, pp. 76–86, Mar. 2011, doi: 10.4258/hir.2011.17.1.76.
- [13] M. H. Lee, J. Kim, K. Kim, I. Lee, S. H. Jee, and S. K. Yoo, "Physical activity recognition using a single tri-axis accelerometer," *Proc. world Congr. Eng. ...*, vol. I, pp. 20–23, 2009.

-
- [14] M. J. Mathie, a. C. F. Coster, N. H. Lovell, and B. G. Celler, "Detection of daily physical activities using a triaxial accelerometer," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 41, no. 3, pp. 296–301, May 2003, doi: 10.1007/BF02348434.
- [15] R. Baumgartner and B. Greitemann, *Grundkurs Technische Orthopädie*, 2nd ed. Thieme, 2007.
- [16] P. Trobisch, O. Suess, and F. Schwab, "Idiopathic scoliosis.," *Dtsch. Arztebl. Int.*, vol. 107, no. 49, pp. 875–83; quiz 884, Dec. 2010, doi: 10.3238/arztebl.2010.0875.
- [17] J. Specht, M. Schmitt, and J. Pfeil, *Technische Orthopädie: Orthesen und Schuhzurichtungen*. Springer-Verlag, 2008.
- [18] S. Negrini, A. G. Aulisa, L. Aulisa, A. B. Circo, J. C. de Mauroy, J. Durmala, T. B. Grivas, P. Knott, T. Kotwicki, T. Maruyama, S. Minozzi, J. P. O'Brien, D. Papadopoulos, M. Rigo, C. H. Rivard, M. Romano, J. H. Wynne, M. Villagrasa, H.-R. Weiss, and F. Zaina, "2011 SOSORT guidelines: Orthopaedic and Rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth.," *Scoliosis*, vol. 7, no. 1, p. 3, Jan. 2012, doi: 10.1186/1748-7161-7-3.
- [19] P. Bas, M. Romagnoli, M.-C. Gomez-Cabrera, J. L. Bas, J. V. Aura, N. Franco, and T. Bas, "Beneficial effects of aerobic training in adolescent patients with moderate idiopathic scoliosis.," *Eur. Spine J.*, vol. 20 Suppl 3, pp. 415–9, Aug. 2011, doi: 10.1007/s00586-011-1902-7.
- [20] W. Zijlstra and K. Aminian, "Mobility assessment in older people: New possibilities and challenges," *Eur. J. Ageing*, vol. 4, no. 1, pp. 3–12, 2007, doi: 10.1007/s10433-007-0041-9.
- [21] K. M. Culhane, M. O'Connor, D. Lyons, and G. M. Lyons, "Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults.," *Age Ageing*, vol. 34, no. 6, pp. 556–60, Nov. 2005, doi: 10.1093/ageing/afi192.
- [22] B. Najafi, K. Aminian, A. Paraschiv-Ionescu, F. Loew, C. J. Büla, and P. Robert, "Ambulatory system for human motion analysis using a kinematic sensor: monitoring of daily physical activity in the elderly," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 6, pp. 711–723, 2003.
- [23] M. Yang, H. Zheng, H. Wang, S. McClean, and D. Newell, "iGAIT: an interactive accelerometer based gait analysis system.," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 108, no. 2, pp. 715–23, Nov. 2012, doi: 10.1016/j.cmpb.2012.04.004.
- [24] a. M. Khan, Y.-K. Lee, S. Y. Lee, and T.-S. Kim, "Human Activity Recognition via an Accelerometer-Enabled-Smartphone Using Kernel Discriminant Analysis," *2010 5th Int. Conf. Futur. Inf. Technol.*, pp. 1–6, 2010, doi: 10.1109/FUTURETECH.2010.5482729.
- [25] W. Wu, S. Dasgupta, E. E. Ramirez, C. Peterson, and G. J. Norman, "Classification accuracies of physical activities using smartphone motion sensors.," *J. Med. Internet Res.*, vol. 14, no. 5, p. e130, Jan. 2012, doi: 10.2196/jmir.2208.
- [26] D. Arvidsson, F. Slinde, S. Larsson, and L. Hulthén, "Energy cost of physical activities in children: Validation of SenseWear Armband," *Med. Sci. Sports*

-
- Exerc.*, vol. 39, no. 11, pp. 2076–2084, 2007, doi: 10.1249/mss.0b013e31814fb439.
- [27] J.-S. Wang, F.-C. Chuang, and Y.-T. C. Yang, "A Wearable Physical Activity Sensor System: Its Classification Algorithm and Performance Comparison of Different Sensor Placements," in *Advanced Intelligent Computing Theories and Applications. With Aspects of Artificial Intelligence*, vol. 6839, D.-S. Huang, Y. Gan, P. Gupta, and M. M. Gromiha, Eds. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012, pp. 447–454, doi: 10.1007/978-3-642-25944-9.
- [28] "GPS.gov: GPS Accuracy." [Online]. Available: <http://www.gps.gov/systems/gps/performance/accuracy/>. [Accessed: 14-Jul-2015].
- [29] B. H. Dobkin, "Wearable motion sensors to continuously measure real-world physical activities.," *Curr. Opin. Neurol.*, vol. 26, no. 6, pp. 602–8, Dec. 2013, doi: 10.1097/WCO.000000000000026.
- [30] V. T. van Hees, R. C. van Lummel, and K. R. Westerterp, "Estimating activity-related energy expenditure under sedentary conditions using a tri-axial seismic accelerometer.," *Obesity (Silver Spring)*, vol. 17, no. 6, pp. 1287–92, Jun. 2009, doi: 10.1038/oby.2009.55.
- [31] G. Plasqui, a G. Bonomi, and K. R. Westerterp, "Daily physical activity assessment with accelerometers: new insights and validation studies.," *Obes. Rev.*, vol. 14, no. 6, pp. 451–62, Jun. 2013, doi: 10.1111/obr.12021.
- [32] C. Mueller, C. Winter, D. Rosenbaum, and C. Müller, "Current Objective Techniques for Physical Activity Assessment in Comparison with Subjective Methods," *Dtsch. Z. Sportmed.*, vol. 61, no. 1, p. 11+, 2010.
- [33] E. Hering and G. Schönfelder, *Sensoren in Wissenschaft und Technik*, 1st ed. Vieweg+Teubner Verlag, 2012, doi: 10.1007/978-3-8348-8635-4.
- [34] K. Lyden, S. L. Kozey, J. W. Staudenmeyer, and P. S. Freedson, "A comprehensive evaluation of commonly used accelerometer energy expenditure and MET prediction equations.," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 111, no. 2, pp. 187–201, Feb. 2011, doi: 10.1007/s00421-010-1639-8.
- [35] C. Müller, C. Winter, D. Klein, K. Damaske, C. Schmidt, T. Schulte, V. Bullmann, and D. Rosenbaum, "Objective assessment of brace wear times and physical activities in two patients with scoliosis.," *Biomed. Tech. (Berl.)*, vol. 55, no. 2, pp. 117–20, Apr. 2010, doi: 10.1515/BMT.2010.026.
- [36] M.-W. Lee, A. M. Khan, J.-H. Kim, Y.-S. Cho, and T.-S. Kim, "A single tri-axial accelerometer-based real-time personal life log system capable of activity classification and exercise information generation.," *Conf. Proc. ... Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, vol. 2010, pp. 1390–3, Jan. 2010, doi: 10.1109/IEMBS.2010.5626729.
- [37] M. J. Mathie, "Monitoring and Interpreting Human Movement Patterns Using a Triaxial Accelerometer," The University of New South Wales, 2003.
- [38] D. M. Karantonis, M. R. Narayanan, M. J. Mathie, N. H. Lovell, and B. G. Celler, "Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 10, no. 1, pp. 156–167, 2006.

-
- [39] A. Khan, "Human Activity Recognition Using A Single Tri-axial Accelerometer," Kyung Hee University, 2011.
- [40] C. V. Bouten, K. T. Koekkoek, M. Verduin, R. Kodde, and J. D. Janssen, "A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity.," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 3, pp. 136–47, Mar. 1997, doi: 10.1109/10.554760.
- [41] C. V. Bouten, K. R. Westerterp, M. Verduin, and J. D. Janssen, "Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 26, no. 12, pp. 1516–1523, Dec. 1994.
- [42] F. R. Allen, E. Ambikairajah, N. H. Lovell, and B. G. Celler, "Classification of a known sequence of motions and postures from accelerometry data using adapted Gaussian mixture models.," *Physiol. Meas.*, vol. 27, no. 10, pp. 935–51, Oct. 2006, doi: 10.1088/0967-3334/27/10/001.
- [43] A. M. Khan, Y.-K. Lee, S. Lee, and T.-S. Kim, "Accelerometer's position independent physical activity recognition system for long-term activity monitoring in the elderly.," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 48, no. 12, pp. 1271–9, Dec. 2010, doi: 10.1007/s11517-010-0701-3.
- [44] X. Long, B. Yin, and R. M. Aarts, "Single-accelerometer-based daily physical activity classification.," *Conf. Proc. ... Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, vol. 2009, pp. 6107–10, Jan. 2009, doi: 10.1109/IEMBS.2009.5334925.
- [45] L. Doria, S. Dannehl, and M. Kraft, "Aktivitätsmessung in der Orthesenversorgung der un- teren Extremitäten."
- [46] M. J. Mathie, A. C. F. Coster, N. H. Lovell, and B. G. Celler, "Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement," *Physiol. Meas.*, vol. 25, no. 2, pp. R1–R20, Apr. 2004, doi: 10.1088/0967-3334/25/2/R01.
- [47] T. Bernecker, F. Graf, H. Kriegel, C. Moennig, and C. Tuermer, "Activity Recognition on 3D Accelerometer Data (Technical Report)."
- [48] N. Ravi, N. Dandekar, P. Mysore, and M. Littman, "Activity recognition from accelerometer data," *AAAI*, 2005.
- [49] L. Gabrys, C. Thiel, A. Tallner, B. Wilms, C. Müller, D. Kahlert, D. Jekauc, F. Frick, H. Schulz, O. Sprengeler, S. Hey, S. Kobel, and L. Vogt, "Akzelerometrie zur Erfassung körperlicher Aktivität," *Sportwissenschaft*, vol. 45, no. 1, pp. 1–9, 2014, doi: 10.1007/s12662-014-0349-5.
- [50] S. Edgar, G. Fulk, and E. Sazonov, "Recognition of household and athletic activities using smartshoe," *Eng. Med. Biol. Soc. (EMBC), 2012 Annu. Int. Conf. IEEE*, pp. 6382–6385, 2012.
- [51] R. C. Wagenaar, I. Sapir, Y. Zhang, S. Markovic, L. M. Vaina, and T. D. C. Little, "Continuous monitoring of functional activities using wearable, wireless gyroscope and accelerometer technology.," *Conf. Proc. ... Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, vol. 2011, pp. 4844–7, Jan. 2011, doi: 10.1109/IEMBS.2011.6091200.

-
- [52] V. Bonnet, C. Mazzà, J. McCamley, and A. Cappozzo, "Use of weighted Fourier linear combiner filters to estimate lower trunk 3D orientation from gyroscope sensors data.," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 10, p. 29, Jan. 2013, doi: 10.1186/1743-0003-10-29.
- [53] E. Lou, S. Venkateswaran, D. L. Hill, J. V. Raso, and A. Donauer, "An Intelligent Active Brace System for the Treatment of Scoliosis," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 53, no. 4, pp. 1146–1151, Aug. 2004, doi: 10.1109/TIM.2004.831458.
- [54] T. Rahman, B. Borkhuu, A. G. Littleton, W. Sample, E. Moran, S. Campbell, K. Rogers, and J. R. Bowen, "Electronic monitoring of scoliosis brace wear compliance.," *J. Child. Orthop.*, vol. 4, no. 4, pp. 343–7, Aug. 2010, doi: 10.1007/s11832-010-0266-6.
- [55] C. C. Hasler, S. Wietlisbach, and P. Büchler, "Objective compliance of adolescent girls with idiopathic scoliosis in a dynamic SpineCor brace.," *J. Child. Orthop.*, vol. 4, no. 3, pp. 211–8, Jun. 2010, doi: 10.1007/s11832-010-0249-7.
- [56] S. D. Dannehl, "Untersuchung der Therapiemitarbeit in der Behandlung der unteren Extremitäten mit Orthesen," *MOT*, no. 1992, pp. 43–46, 2010.
- [57] S. J. STRATH, A. M. SWARTZ, D. R. BASSETT, W. L. O'BRIEN, G. A. KING, and B. E. AINSWORTH, "Evaluation of heart rate as a method for assessing moderate intensity physical activity," *Med. Sci. Sport. Exerc.*, vol. 32, no. Supplement, pp. S465–S470, Sep. 2000, doi: 10.1097/00005768-200009001-00005.
- [58] M. Scholles, "KAPAZITIVE EKG-ERFASSUNG (ICLS – INTELLIGENT CONTACT-LESS SENSING)," 2008.
- [59] S. Heuer, "Ambiente kapazitive EKG-Messung Elektroden , Systeme und Konzepte," Karlsruher Institut für Technologie, 2011.
- [60] Y. M. Chi and G. Cauwenberghs, "Wireless Non-contact EEG/ECG Electrodes for Body Sensor Networks," in *2010 International Conference on Body Sensor Networks*, 2010, pp. 297–301, doi: 10.1109/BSN.2010.52.
- [61] T. Komensky, M. Jurcisin, K. Ruman, O. Kovac, D. Laqua, and P. Husar, "Ultra-wearable capacitive coupled and common electrode-free ECG monitoring system," *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 1594–1597, 2012, doi: 10.1109/EMBC.2012.6346249.
- [62] M. Oehler, M. Schilling, and H. D. Esperer, "Capacitive ECG system with direct access to standard leads and body surface potential mapping.," *Biomed. Tech. (Berl.)*, vol. 54, no. 6, pp. 329–35, Dec. 2009, doi: 10.1515/BMT.2009.042.
- [63] M. Ouwerkerk, "Heart Defibrillator with contactless ECG Sensor for diagnostics/ effectivity feedback," 2009.
- [64] M. F. Bocko and G. Chen Peng, "Non-Contact Electrocardiogram System," 2014.
- [65] R. Dipl.-Ing. Kramme, *Medizintechnik*, 4th ed. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2011, doi: 10.1007/978-3-642-16187-2.

-
- [66] O. Tikkanen, "Physiological loading during normal daily life and exercise assessed with electromyography," University of Jyväskylä, 2014.
- [67] P. Kolokythas, "Kleinster USB-3.0-Stick der Welt ist 16,8 mm kurz - Nur 16,8 mm kurz - Netzwerk - PC-WELT," 2015. [Online]. Available: <http://www.pcwelt.de/news/Kleinster-USB-3.0-Stick-der-Welt-ist-16-8-mm-kurz-Nur-16-8-mm-kurz-9713161.html>. [Accessed: 21-Jun-2015].
- [68] "About SD Card Choices - SD Association." [Online]. Available: <https://www.sdcard.org/consumers/choices/index.html>. [Accessed: 17-Jul-2015].
- [69] "SD-Karten von SanDisk für Digitalkameras und DSLRs." [Online]. Available: <http://www.sandisk.de/products/memory-cards/sd/>. [Accessed: 23-Jun-2015].
- [70] F. Rascher, *WLAN - Wireless Local Area Network: Entwicklung und Ausblick*. GRIN Verlag, 2003.
- [71] T. Michel and D. Michel, "Bluetooth - Minifunknetze für Sprache, Daten und Musik - teltarif.de Ratgeber." [Online]. Available: <http://www.teltarif.de/i/bluetooth.html>. [Accessed: 21-Jun-2015].
- [72] J. S. Lee, J. Heo, W. K. Lee, Y. G. Lim, Y. H. Kim, and K. S. Park, "Flexible capacitive electrodes for minimizing motion artifacts in ambulatory electrocardiograms.," *Sensors (Basel)*, vol. 14, no. 8, pp. 14732–43, Jan. 2014, doi: 10.3390/s140814732.
- [73] E. Lou, D. L. Hill, and J. V. Raso, "A wireless sensor network system to determine biomechanics of spinal braces during daily living.," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 48, no. 3, pp. 235–43, Mar. 2010, doi: 10.1007/s11517-010-0575-4.
- [74] "Drahtlose Übertragungssysteme: Infrarot (IrDA)." [Online]. Available: https://www.tu-chemnitz.de/informatik/RA/news/stack/kompendium/votr_2001/notebook/irda.htm. [Accessed: 21-Jun-2015].
- [75] D. Figo, P. C. Diniz, D. R. Ferreira, and J. M. P. Cardoso, "Preprocessing techniques for context recognition from accelerometer data," *Pers. Ubiquitous Comput.*, vol. 14, no. 7, pp. 645–662, Mar. 2010, doi: 10.1007/s00779-010-0293-9.
- [76] V. Richtlinie, "2221 (1993): Methodik zum Entwickeln und Konstruieren technischer Systeme und Produkte," *VDI-Verlag, Düsseldorf*, 1993.
- [77] a. M. Willemsen Th., J. a V Alste, and H. B. K. Boom, "Real-time gait assessment utilizing a new way of accelerometry," *J. Biomech.*, vol. 23, no. 8, pp. 859–863, 1990, doi: 10.1016/0021-9290(90)90033-Y.
- [78] F. Büsching, M. Bottazzi, W.-B. Pottner, and L. Wolf, "DT-WBAN: Disruption tolerant wireless body area networks in healthcare applications," in *2013 IEEE 9th International Conference on Wireless and Mobile Computing, Networking and Communications (WiMob)*, 2013, pp. 196–203, doi: 10.1109/WiMOB.2013.6673361.
- [79] N. Bidargaddi, A. Sarela, L. Klingbeil, and M. Karunanithi, "Detecting walking activity in cardiac rehabilitation by using accelerometer," *2007 3rd Int. Conf.*

-
- Intell. Sensors, Sens. Networks Inf.*, pp. 555–560, 2007, doi: 10.1109/ISSNIP.2007.4496903.
- [80] "Datenlogger Beschleunigungssensor MSR165 Schock Vibrationen Beschleunigungsmessungen." [Online]. Available: <http://www.msr.ch/de/produkt/msr165.php>. [Accessed: 24-Jul-2015].
- [81] "D6T MEMS Thermal Sensors." [Online]. Available: <http://www.farnell.com/datasheets/1712551.pdf>. [Accessed: 27-Jul-2015].
- [82] "MMA8451Q, 3-Axis, 14-bit/8-bit Digital Accelerometer." [Online]. Available: <http://www.farnell.com/datasheets/1934982.pdf>. [Accessed: 27-Jul-2015].
- [83] "L3G4200D MEMS motion sensor: ultra-stable three-axis digital output gyroscope." [Online]. Available: <http://www.farnell.com/datasheets/1791960.pdf>. [Accessed: 27-Jul-2015].
- [84] "XBee Series 2 OEM RF Modules." [Online]. Available: <http://www.farnell.com/datasheets/27606.pdf>. [Accessed: 27-Jul-2015].
- [85] "TiWi-SL Module." [Online]. Available: <http://www.farnell.com/datasheets/1714639.pdf>. [Accessed: 27-Jul-2015].
- [86] "BT730 Series Class 1 Bluetooth v2.0 Module." [Online]. Available: <http://www.farnell.com/datasheets/1776721.pdf>. [Accessed: 27-Jul-2015].
- [87] "Enfora Enabler - 3G." [Online]. Available: <http://www.farnell.com/datasheets/876254.pdf>. [Accessed: 27-Jul-2015].

Angaben zum Unternehmen

Logo des Unternehmens



Name des Unternehmens

Technische Universität Berlin
Fachgebiet Medizintechnik
am Institut für Konstruktion, Mikro- und
Medizintechnik
der Fakultät V Verkehrs und Maschinensysteme

Name des Betreuers

Laura Doria

Kontaktdaten

Anschrift des Standortes, an
dem die Arbeit verfasst wurde

Dovestr. 6, 10587 Berlin

E-Mail-Adresse des Betreuers

laura.doria@tu-berlin.de

Anlagen

Anlage 1: Datenblatt Temperatursensor

Abb. 4: Datenblatt Temperatursensor [81]

D6T

MEMS Thermal Sensors

High Sensitivity Enables Detection of Stationary Human Presence

- OMRON's unique MEMS and ASIC technology achieve a high SNR.
- Superior noise immunity with a digital output.
- High-precision area temperature detection with low cross-talk field of view characteristics.



Refer to *Safety Precautions* on page 4.

Ordering Information

Element type	Model
4x4	D6T-44L-06
1x8	D6T-8L-06

Ratings, Specifications, and Functions

Ratings

Item	Specification
Power supply voltage	4.5 to 5.5 VDC
Storage temperature range	-10 to 60°C (with no icing or condensation)
Operating temperature range	0 to 50°C (with no icing or condensation)
Storage humidity range	85% max. (with no icing or condensation)
Operating humidity range	20% to 85% (with no icing or condensation)

Characteristics

Item		D6T-44L-06	D6T-8L-06
View angle ^{*1}	X direction	44.2°	62.8°
	Y direction	45.7°	6.0°
Object temperature output accuracy ^{*2}	Accuracy 1	±1.5°C max. Measurement conditions: Vcc = 5.0 V (1) Tx = 25°C, Ta = 25°C (2) Tx = 45°C, Ta = 25°C (3) Tx = 45°C, Ta = 45°C	
	Accuracy 2	±3.0°C max. Measurement conditions: Vcc = 5.0 V (4) Tx = 25°C, Ta = 45°C	
Current consumption		5 mA typical	

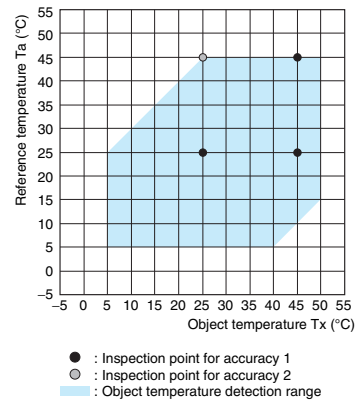
Functions

Item	Specification
Object temperature detection range ^{*2}	5 to 50°C
Reference temperature detection range ^{*2}	5 to 45°C
Output specifications	Digital values that correspond to the object temperature (Tx) and reference temperature (Ta) are output from a serial communications port.
Output form	Binary code (10 times the detected temperature (°C))
Communications form	I2C compliant
Temperature resolution (NETD)	0.14°C

*1. Refer to *Field of View Characteristics*.

*2. Refer to *Object Temperature Detection Range*.

Object Temperature Detection Range

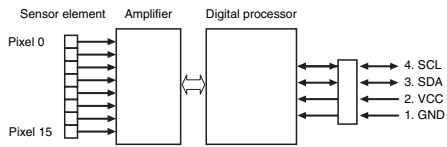


D6T

MEMS Thermal Sensors

Connections

Thermal Sensor Configuration Diagram



Note: The 1×8 type has pixels 0 to 7.

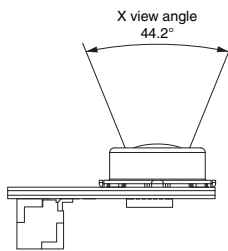
Terminal Arrangement

Terminal	Name	Function	Remarks
1	GND	Ground	
2	VCC	Positive power supply voltage input	
3	SDA	Serial data I/O line	Connect the open-drain SDA terminal to a pull-up resistor.
4	SCL	Serial clock input	Connect the open-drain SCL terminal to a pull-up resistor.

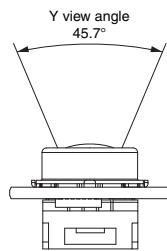
Field of View Characteristics

D6T-44L-06

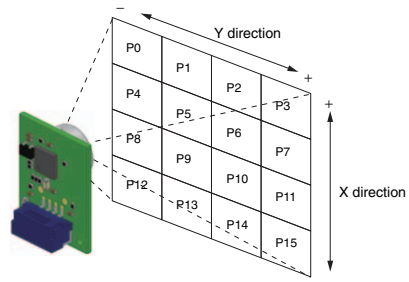
Field of view in X Direction



Field of view in Y Direction



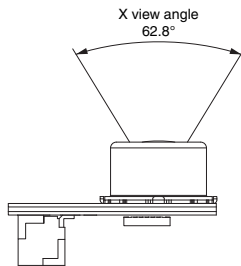
Detection Area for Each Pixel



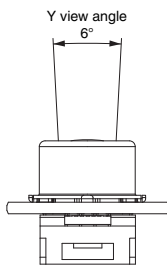
Note: Definition of view angle: Using the maximum Sensor output as a reference, the angular range where the Sensor output is 50% or higher when the angle of the Sensor is changed is defined as the view angle.

D6T-8L-06

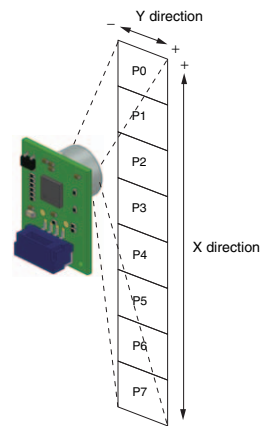
Field of view in X Direction



Field of view in Y Direction



Detection Area for Each Pixel



Note: Definition of view angle: Using the maximum Sensor output as a reference, the angular range where the Sensor output is 50% or higher when the angle of the Sensor is changed is defined as the view angle.

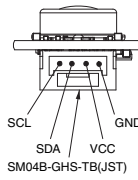
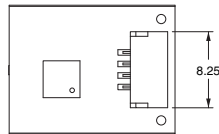
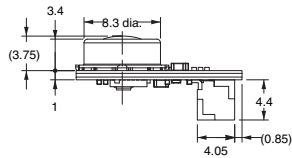
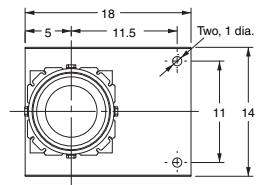
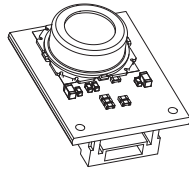
D6T

D6T

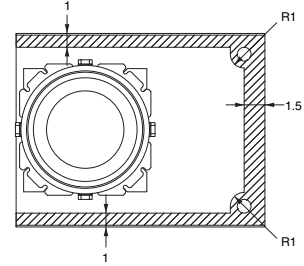
MEMS Thermal Sensors

Dimensions (Unit: mm)

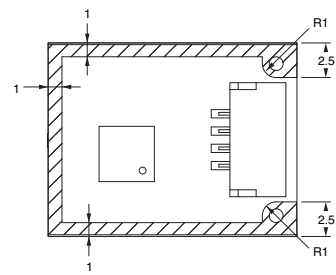
D6T-44L-06



Supporting and Mounting Area (Shaded Portion)
Top View

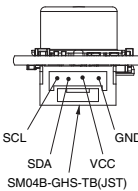
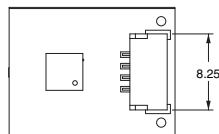
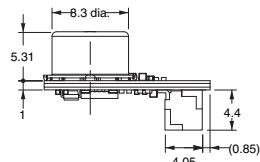
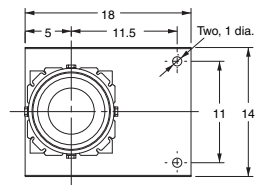
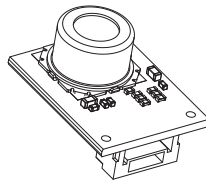


Bottom View

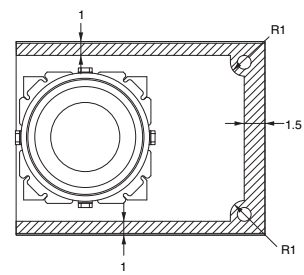


Note: Due to insulation distance limitations, do not allow metal parts to come into contact with the Sensor.

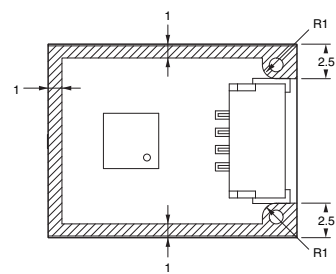
D6T-8L-06



Supporting and Mounting Area (Shaded Portion)
Top View



Bottom View



Note: Due to insulation distance limitations, do not allow metal parts to come into contact with the Sensor.

Note: Unless otherwise specified, a tolerance of ± 0.3 mm applies to all dimensions.

D6T

Safety Precautions

Precautions for Correct Use

● Installation

- The Sensor may not achieve the characteristics given in this datasheet due to the ambient environment or installation location. Before using the Sensor, please acquire an adequate understanding and make a prior assessment of Sensor characteristics in your actual system.

● Operating Environment

- Do not use the Sensor in locations where dust, dirt, oil, and other foreign matter will adhere to the lens. This may prevent correct temperature measurements.
- Do not use the Sensor in any of the following locations.
 - Locations where the Sensor may come into contact with water or oil
 - Outdoors
 - Locations subject to direct sunlight.
 - Locations subject to corrosive gases (in particular, chloride, sulfide, or ammonia gases).
 - Locations subject to extreme temperature changes
 - Locations subject to icing or condensation.
 - Locations subject to excessive vibration or shock.

● Noise Countermeasures

- The Sensor does not contain any protective circuits. Never subject it to an electrical load that exceeds the absolute maximum ratings for even an instance. The circuits may be damaged. Install protective circuits as required so that the absolute maximum ratings are not exceeded.
- Keep as much space as possible between the Sensor and devices that generates high frequencies (such as high-frequency welders and high-frequency sewing machines) or surges.
- Attach a surge protector or noise filter on nearby noise-generating devices (in particular, motors, transformers, solenoids, magnetic coils, or devices that have an inductance component).
- In order to prevent inductive noise, separate the connector of the Sensor from power lines carrying high voltages or large currents. Using a shielded line is also effective.
- If a switching regulator is used, check that malfunctions will not occur due to switching noise from the power supply.

● Handling

- This Sensor is a precision device. Do not drop it or subject it to excessive shock or force. Doing so may damage the Sensor or change its characteristics. Never subject the connector to unnecessary force. Do not use a Sensor that has been dropped.
- Take countermeasures against static electricity before you handle the Sensor.
- Turn OFF the power supply to the system before you install the Sensor. Working with the Sensor while the power supply is turned ON may cause malfunctions.
- Secure the Sensor firmly so that the optical axis does not move.
- Install the Sensor on a flat surface. If the installation surface is not even, the Sensor may be deformed, preventing correct measurements.
- Do not install the Sensor with screws. Screws may cause the resist to peel from the board. Secure the Sensor in a way that will not cause the resist to peel.
- Always check operation after you install the Sensor.
- Use the specified connector (GHR-04 from JST) and connect it securely so that it will not come off. If you solder directly to the connector terminals, the Sensor may be damaged.
- Make sure to wire the polarity of the terminals correctly. Incorrect polarity may damage the Sensor.
- Never attempt to disassemble the Sensor.

D6T

• Application examples provided in this document are for reference only. In actual applications, confirm equipment functions and safety before using the product.
 • Consult your OMRON representative before using the product under conditions which are not described in the manual or applying the product to nuclear control systems, railroad systems, aviation systems, vehicles, combustion systems, medical equipment, amusement machines, safety equipment, and other systems or equipment that may have a serious influence on lives and property if used improperly. Make sure that the ratings and performance characteristics of the product provide a margin of safety for the system or equipment, and be sure to provide the system or equipment with double safety mechanisms.

OMRON Corporation

ELECTRONIC AND MECHANICAL COMPONENTS COMPANY

Contact: www.omron.com/ecb

Cat. No. A216-E1-02
0413(0612)(O)

Anlage 2: Datenblatt Triachsial Akzelerometer

Abb. 5: Datenblatt Triachsial Akzelerometer [82, p. 1]

Freescale Semiconductor
Data Sheet: Technical Data

An Energy Efficient Solution by Freescale

Document Number: MMA8451Q
Rev. 9.1, 06/2015



MMA8451Q, 3-Axis, 14-bit/8-bit Digital Accelerometer

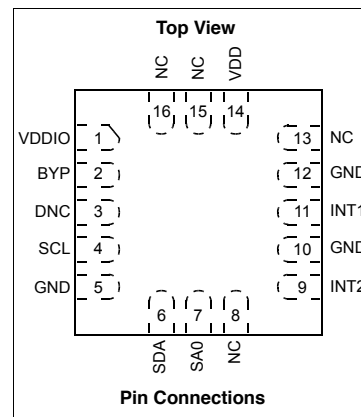
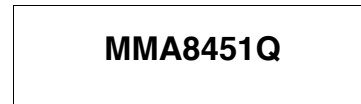
The MMA8451Q is a smart, low-power, three-axis, capacitive, micromachined accelerometer with 14 bits of resolution. This accelerometer is packed with embedded functions with flexible user programmable options, configurable to two interrupt pins. Embedded interrupt functions allow for overall power savings relieving the host processor from continuously polling data. There is access to both low-pass filtered data as well as high-pass filtered data, which minimizes the data analysis required for jolt detection and faster transitions. The device can be configured to generate inertial wakeup interrupt signals from any combination of the configurable embedded functions allowing the MMA8451Q to monitor events and remain in a low-power mode during periods of inactivity. The MMA8451Q is available in a 3 mm x 3 mm x 1 mm QFN package.

Features

- 1.95V to 3.6V supply voltage
- 1.6V to 3.6V interface voltage
- $\pm 2g/\pm 4g/\pm 8g$ dynamically selectable full-scale
- Output Data Rates (ODR) from 1.56 Hz to 800 Hz
- 99 $\mu g/\sqrt{Hz}$ noise
- 14-bit and 8-bit digital output
- I²C digital output interface (operates to 2.25 MHz with 4.7 k Ω pullup)
- Two programmable interrupt pins for seven interrupt sources
- Three embedded channels of motion detection
- Freefall or Motion Detection: 1 channel
- Pulse Detection: 1 channel
- Jolt Detection: 1 channel
- Orientation (Portrait/Landscape) detection with programmable hysteresis
- Automatic ODR change for Auto-WAKE and return to SLEEP
- 32-sample FIFO
- High-Pass Filter Data available per sample and through the FIFO
- Self-Test
- RoHS compliant
- Current Consumption: 6 μA to 165 μA

Typical Applications

- E-Compass applications
- Static orientation detection (Portrait/Landscape, Up/Down, Left/Right, Back/Front position identification)
- Notebook, e-reader, and Laptop Tumble and Freefall Detection
- Real-time orientation detection (virtual reality and gaming 3D user position feedback)
- Real-time activity analysis (pedometer step counting, freefall drop detection for HDD, dead-reckoning GPS backup)
- Motion detection for portable product power saving (Auto-SLEEP and Auto-WAKE for cell phone, PDA, GPS, gaming)
- Shock and vibration monitoring (mechatronic compensation, shipping and warranty usage logging)
- User interface (menu scrolling by orientation change, tap detection for button replacement)



ORDERING INFORMATION			
Part Number	Temperature Range	Package Description	Shipping
MMA8451QT	-40°C to +85°C	QFN-16	Tray
MMA8451QR1	-40°C to +85°C	QFN-16	Tape and Reel

Anlage 3: Datenblatt Triachsil Gyroskop

Abb. 6: Datenblatt Triachsil Gyroskop [83, p. 1]



L3G4200D

MEMS motion sensor:
ultra-stable three-axis digital output gyroscope

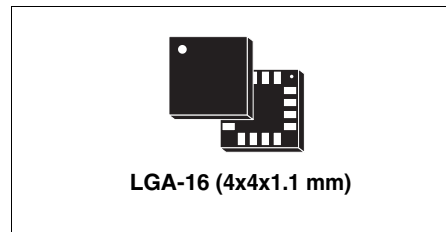
Preliminary data

Features

- Three selectable full scales (250/500/2000 dps)
- I²C/SPI digital output interface
- 16 bit-rate value data output
- 8-bit temperature data output
- Two digital output lines (interrupt and data ready)
- Integrated low- and high-pass filters with user-selectable bandwidth
- Ultra-stable over temperature and time
- Wide supply voltage: 2.4 V to 3.6 V
- Low voltage-compatible IOs (1.8 V)
- Embedded power-down and sleep mode
- Embedded temperature sensor
- Embedded FIFO
- High shock survivability
- Extended operating temperature range (-40 °C to +85 °C)
- ECOPACK[®] RoHS and "Green" compliant

Applications

- Gaming and virtual reality input devices
- Motion control with MMI (man-machine interface)
- GPS navigation systems
- Appliances and robotics



Description

The L3G4200D is a low-power three-axis angular rate sensor able to provide unprecedented stability of zero rate level and sensitivity over temperature and time. It includes a sensing element and an IC interface capable of providing the measured angular rate to the external world through a digital interface (I²C/SPI).

The sensing element is manufactured using a dedicated micro-machining process developed by STMicroelectronics to produce inertial sensors and actuators on silicon wafers.

The IC interface is manufactured using a CMOS process that allows a high level of integration to design a dedicated circuit which is trimmed to better match the sensing element characteristics.

The L3G4200D has a full scale of $\pm 250/\pm 500/\pm 2000$ dps and is capable of measuring rates with a user-selectable bandwidth.

The L3G4200D is available in a plastic land grid array (LGA) package and can operate within a temperature range of -40 °C to +85 °C.

Table 1. Device summary

Order code	Temperature range (°C)	Package	Packing
L3G4200D	-40 to +85	LGA-16 (4x4x1.1 mm)	Tray
L3G4200DTR	-40 to +85	LGA-16 (4x4x1.1 mm)	Tape and reel

December 2010

Doc ID 17116 Rev 3

1/42

This is preliminary information on a new product now in development or undergoing evaluation. Details are subject to change without notice.

www.st.com

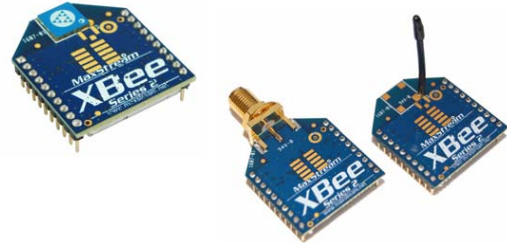
<http://www.farnell.com/datasheets/1791960.pdf>

Anlage 4: Datenblatt ZigBee-Modul

Abb. 7: Datenblatt ZigBee-Modul [84, pp. 1–5]

XBee™ Series 2 OEM RF Modules

XBee Series 2 OEM RF Modules
ZigBee™ Networks
RF Module Operation
RF Module Configuration
Appendices



Product Manual v1.x.1x - ZigBee Protocol

For OEM RF Module Part Numbers: XB24-BxIT-00x

ZigBee OEM RF Modules by MaxStream, Inc. - a Digi International brand

Firmware Versions:

- 1.0xx - Coordinator, Transparent Operation
- 1.1xx - Coordinator, API Operation
- 1.2xx - Router, End Device, Transparent Operation
- 1.3xx - Router, End Device, API Operation


MaxStream
355 South 520 West, Suite 180
Lindon, UT 84042
Phone: (801) 765-9885
Fax: (801) 765-9895
rf-xperts@maxstream.net
www.MaxStream.net (live chat support)

90000866_A
2007.06.01

© 2007 Digi International, Inc. All rights reserved

No part of the contents of this manual may be transmitted or reproduced in any form or by any means without the written permission of Digi International, Inc.

ZigBee® is a registered trademark of the ZigBee Alliance.

XBee™ Series 2 is a trademark of Digi International, Inc.

Technical Support:

Phone: (801) 765-9885

Live Chat: www.maxstream.net

E-mail: rf-xperts@maxstream.net

Contents

1. XBee Series 2 OEM RF Modules	4	5. XBee Series 2 Command Reference Tables	29
1.1. Key Features	4	6. API Operation	35
1.1.1. Worldwide Acceptance	4	6.0.1. API Frame Specifications	35
1.2. Specifications	5	6.0.2. API Types	36
1.3. Mechanical Drawings	6	7. Examples	45
1.4. Mounting Considerations	6	7.0.1. Starting an XBee Network	45
1.5. Pin Signals	7	7.0.2. AT Command Programming Examples	46
1.6. Electrical Characteristics	8	8. Manufacturing Support	47
2. RF Module Operation	9	8.1. Interoperability with other EM250 Devices	47
2.1. Serial Communications	9	8.1.1. XBee Data Transmission and Reception	47
2.1.1. UART Data Flow	9	8.1.2. Customizing XBee Default Parameters	47
2.1.2. Serial Buffers	9	8.1.3. XBee Series 2 Custom Bootloader	47
2.1.3. Transparent Operation	11	Appendix A: Definitions	48
2.1.4. API Operation	11	Appendix B: Migrating from the 802.15.4 Protocol	50
2.2. Modes of Operation	12	Appendix C: Agency Certifications	51
2.2.1. Idle Mode	12	Appendix D: Development Guide	52
2.2.2. Transmit Mode	12	Appendix E: Additional Information	60
2.2.3. Receive Mode	13		
2.2.4. Command Mode	13		
2.2.5. Sleep Mode	14		
3. ZigBee Networks	15		
3.1. ZigBee Network Formation	15		
3.1.1. Starting a ZigBee Coordinator	15		
3.1.2. Joining a Router	15		
3.1.3. Joining an End Device	16		
3.2. ZigBee Network Communications	17		
3.2.1. ZigBee Device Addressing	17		
3.2.2. ZigBee Application-layer Addressing	17		
3.2.3. Data Transmission and Routing	18		
4. XBee Series 2 Network Formation	20		
4.1. XBee Series 2 Network Formation	20		
4.1.1. Starting an XBee Series 2 Coordinator	20		
4.1.2. Joining an XBee Series 2 Router to an existing PAN	20		
4.1.3. Joining an XBee Series 2 End Device to an Existing PAN	20		
4.1.4. Network Reset	21		
4.2. XBee Series 2 Addressing	22		
4.2.1. Device Addressing	22		
4.2.2. Application-layer Addressing	23		
4.2.3. XBee Series 2 Endpoint Table	25		
4.3. Advanced Network Features	26		
4.4. I.O. Line Configuration	27		

1. XBee Series 2 OEM RF Modules

The XBee Series 2 OEM RF Modules were engineered to operate within the ZigBee protocol and support the unique needs of low-cost, low-power wireless sensor networks. The modules require minimal power and provide reliable delivery of data between remote devices. The modules operate within the ISM 2.4 GHz frequency band.



1.1. Key Features

High Performance, Low Cost

- Indoor/Urban: up to 133' (40 m)
- Outdoor line-of-sight: up to 400' (120 m)
- Transmit Power: 2 mW (+3 dBm)
- Receiver Sensitivity: -95 dBm

RF Data Rate: 250,000 bps

Advanced Networking & Security

Retries and Acknowledgements
DSSS (Direct Sequence Spread Spectrum)
Each direct sequence channel has over 65,000 unique network addresses available
Point-to-point, point-to-multipoint and peer-to-peer topologies supported
Self-routing, self-healing and fault-tolerant mesh networking

Low Power

XBee Series 2

- TX Current: 40 mA (@3.3 V)
- RX Current: 40 mA (@3.3 V)
- Power-down Current: < 1 μ A @ 25°C

Easy-to-Use

No configuration necessary for out-of box RF communications
AT and API Command Modes for configuring module parameters
Small form factor
Extensive command set
Free X-CTU Software (Testing and configuration software)
Free & Unlimited Technical Support

1.1.1. Worldwide Acceptance

FCC Approval (USA) Refer to Appendix A [p50] for FCC Requirements. Systems that contain XBee Series 2 RF Modules inherit MaxStream Certifications.
ISM (Industrial, Scientific & Medical) **2.4 GHz frequency band**
Manufactured under **ISO 9001:2000** registered standards
XBee Series 2 RF Modules are optimized for use in **US, Canada, Australia, Israel and Europe** (contact MaxStream for complete list of agency approvals).



1.2. Specifications

Table 1-01. Specifications of the XBee Series 2 OEM RF Module (PRELIMINARY)

Specification	XBee Series 2
Performance	
Indoor/Urban Range	up to 133 ft. (40 m)
Outdoor RF line-of-sight Range	up to 400 ft. (120 m)
Transmit Power Output (software selectable)	2mW (+3dBm)
RF Data Rate	250,000 bps
Serial Interface Data Rate (software selectable)	1200 - 230400 bps (non-standard baud rates also supported)
Receiver Sensitivity	-95 dBm (1% packet error rate)
Power Requirements	
Supply Voltage	2.8 – 3.4 V
Operating Current (Transmit)	40mA (@ 3.3 V)
Operating Current (Receive)	40mA (@ 3.3 V)
Power-down Current	< 1 uA @ 25°C
General	
Operating Frequency Band	ISM 2.4 GHz
Dimensions	0.960" x 1.087" (2.438cm x 2.761cm)
Operating Temperature	-40 to 85° C (industrial)
Antenna Options	Integrated Whip, Chip, RPSMA, or U.FL Connector
Networking & Security	
Supported Network Topologies	Point-to-point, Point-to-multipoint, Peer-to-peer & Mesh
Number of Channels (software selectable)	16 Direct Sequence Channels
Addressing Options	PAN ID and Addresses, Cluster IDs and Endpoints (optional)
Agency Approvals	
United States (FCC Part 15.247)	Pending
Industry Canada (IC)	Pending
Europe (CE)	Pending

Antenna Options: The ranges specified are typical when using the integrated Whip (1.5 dBi) and Dipole (2.1 dBi) antennas. The Chip antenna option provides advantages in its form factor; however, it typically yields shorter range than the Whip and Dipole antenna options when transmitting outdoors. For more information, refer to the "XBee Series 2 Antenna" application note located on MaxStream's web site <http://www.maxstream.net/support/knowledgebase/article.php?kb=153>

Anlage 5: Datenblatt WLAN-Modul

Abb. 8: Datenblatt WLAN-Modul [85, p. 1; 10]



TIWi-SL MODULE DATASHEET

Integrated 802.11 b/g WLAN Module

FEATURES

- IEEE 802.11 b/g compliant.
- Typical WLAN Transmit Power:
 - +20.0 dBm, 1 Mbps, CCK (b)
 - +16.9 dBm, 54 Mbps, OFDM (g)
- Typical WLAN Sensitivity:
 - - 85 dBm, 8% PER, 11 Mbps
 - -75 dBm, 10% PER, 54 Mbps
- Miniature footprint: 14 mm x 21 mm
- Low height profile: 2.3 mm
- Operating Voltage: 2.9V to 3.6V
- Operating temperature: -40 to +85° C
- Embedded network stack
- Wireless Security WEP, WPA Personal, WPA2 Personal
- Terminal for PCB/Chip antenna feeds
- Compact design based on Texas Instruments CC3000 transceiver
- SPI host interface
- Simple integration with microcontrollers and microprocessors
- Worldwide acceptance: FCC (USA), IC (Canada), and CE (Europe)
- Modular certification allows reuse of LSR FCC ID and ETSI certification without repeating the expensive testing on your end product
- RoHS compliant
- Streamlined development with LSR design services

APPLICATIONS

- Thermostats, appliances, HVAC controller, and remote displays, Smart Energy
- Home entertainment control
- Sensor Networks
- Medical
- Home Monitoring
- Toys

DESCRIPTION

The TiWi-SL is a high performance 2.4 GHz WLAN module that contains an IP networking stack in a pre-certified footprint that simplifies the process of implementing internet connectivity.



The module includes the necessary PHY, MAC, and network layers to support WLAN applications through a simple SPI connection to host microcontrollers or other embedded processors.

Need to get to market quickly? Not an expert in 802.11. Need a custom antenna? Would you like to own the design? Would you like a custom design? Not quite sure what you need? Do you need help with your host board? LS Research Design Services will be happy to develop custom hardware or software, or assist with integrating the design. Contact us at sales@lsr.com or call us at 262-375-4400.

- Home automation
- Home Network aggregators
- Remote appliance diagnostics/support
- Home security
- Remote storage devices
- Home network appliance
- Cameras and video surveillance
- Fitness
- Cable replacement for medical and personal healthcare

The information in this document is subject to change without notice.



ELECTRICAL SPECIFICATIONS

Absolute Maximum Ratings

Parameter	Min	Max	Unit
Power supply voltage (VCC)	-0.5	+3.8	V
Voltage on digital pins ⁽¹⁾	-0.5	VCC + 0.5	V
Voltage on EEPROM and UART test pins ⁽²⁾	-0.5	2.1	V
RF input power, antenna port		+10	dBm
Operating temperature	-40	+85	°C
Storage temperature	-55	+125	°C

(1) This includes the SPI signals and the PWR_EN signal.
(2) These signals are not intended for general purpose use.

Table 4 Absolute Maximum Ratings

Recommended Operating Conditions

Parameter	Min	Typical	Max	Unit
VCC	2.9	3.3	3.6	V
Voltage on digital pins ⁽¹⁾	0	3.3	VCC	V
Voltage on EEPROM and UART test pins ⁽²⁾	0		1.8	V
Ambient temperature range ⁽³⁾	-30	25	75	°C

(1) Applies to SPI signals.
(2) These signals are not intended for general purpose use.
(3) The device can be reliably operated for 5000 active hours cumulative at T_{ambient} of 85°C.

Table 5 Recommended Operating Conditions

The information in this document is subject to change without notice.

Anlage 6: Datenblatt Bluetooth-Modul

Abb. 9: Datenblatt Bluetooth-Modul [86]



BT730 Series Class 1 Bluetooth v2.0 Module



Every BT730 series Bluetooth® module from Laird Technologies is designed to add robust, long-range Bluetooth data connectivity to any device. Based on the market-leading Cambridge Silicon Radio (CSR) BC04 chipset, BT730 modules provide exceptionally low power consumption with outstanding Class 1 range via 18 dBm of transmit power. A broad range of Bluetooth profiles such as Serial Port Profile (SPP) and other vital features make BT730 modules superior to other Bluetooth modules.

With a compact footprint of 15.29 x 28.71 mm, the modules deliver maximum range with a minimum size. Another integration advantage is the inclusion of a complete Bluetooth v2.0 protocol stack with support for multi-point connections and numerous Bluetooth profiles, including Serial Port Profile (SPP), Dial Up Networking (DUN), FTP Client plus partial support for Headset (HSP), and HandsFree (HFP). BT730 modules are fully qualified as a Bluetooth End Products, enabling designers to integrate the modules in devices without the need for further Bluetooth Qualification.

An integrated AT command processor interfaces to the host system over a serial port using an extensive range of AT commands. The AT command set abstracts the Bluetooth protocol from the host application, saving many months of programming and integration time. It provides extremely short integration times for data oriented Bluetooth applications.

Included firmware provides programming support for multi-point applications that use up to three simultaneous data connections to and from the robust BT730 module. A low-cost developer's kit makes it easy for an OEM to integrate the module and guarantees the fastest route to prototype and then mass production.

Features & Benefits

- Bluetooth v2.0
- External or Internal Antennas
- Comprehensive AT command set
- Bluetooth EPL
- Compact Footprint
- Class 1 output - 18dBm
- UART interface with GPIO, PCM & ADC lines
- Industrial Temperature range
- Field Proven firmware used on BTM40x and BISM II product ranges

Application Areas

- Medical devices
- ePOS terminals
- Automotive Diagnostic Equipment
- Barcode Scanners
- Industrial Cable Replacement

global solutions: local support.

USA: +1.800.492.2320
Europe: +44.1628.858.940
Asia: +852.2923.0610

wirelessinfo@lairdtech.com
www.lairdtech.com/bluetooth

Full detailed product documentation is available at:

<http://www.lairdtech.com/Products/Embedded-Wireless-Solutions/Bluetooth-Radio-Modules/BT700-Series/BT730/>

The details contained within the document are subject to change.



BT730 Series Class 1 Bluetooth v2.0 Module

CATEGORIES	FEATURE	IMPLEMENTATION
Wireless Specification	Bluetooth®	V2.0
	Frequency	2.402 - 2.480 GHz
	Max Transmit Power	Class 1 18dBm from antenna
	Receive Sensitivity	Better than -87dBm
	Range	Up to 1000m
	Data Rates	Up to 2.1Mbps (over the air)
	UART Data Transfer Rate	Circa 300kbps
Host Interface	UART	TX, RX, DCD, RI, DTR, DSR, CTS, RTS Default 9600, n,8, 1 From 1,200 to 921,600bps
	GPIO	8 configurable lines
	ADC	2 lines, 8 bit resolution
Profiles	SPP	Serial Port Profile
	DUN	Dial Up Networking
	FTP Client	File Transfer Client
	HFP & HSP (Partial)	Hands Free & Headset
Control Protocols		AT Command Set - 1 connection Multi-Point API - 3 simultaneous connections
Supply Voltage	Supply	3.3 – 5.0V
	I/O	3.3V
Power Consumption	Current	Idle Mode – 1.25mA Transmit (Max Data) – 35mA
Antenna Options	Internal	Multilayer ceramic - BT730-SA
	External	Connection via u.FL - BT730-SC
Physical	Dimensions	15.29 mm x 28.71 mm x 3 mm
Environmental	Operating	-40C to +85C
Miscellaneous	Lead Free	Lead-free and RoHS compliant
	Warranty	1 Year
Development Tools	Development Kit	Development board and Software Tools
Approvals	Bluetooth®	End Product Listing (EPL)
	FCC / IC / CE	All BT730 Series

Ordering Information

BT730-SA	Class 1 Bluetooth v2.0 Module (internal antenna)
BT730-SC	Class 1 Bluetooth v2.0 Module (u.FL connector)
DVK- BT730-SA	Development Kit (internal antenna)
DVK- BT730-SC	Development Kit (u.FL connector)

LWS-DS-BT730-0713

Any information furnished by Laird Technologies, Inc. and its agents is believed to be accurate and reliable. All specifications are subject to change without notice. Responsibility for the use and application of Laird Technologies materials rests with the end user. Laird Technologies makes no warranties as to the fitness, merchantability, suitability or non-infringement of any Laird Technologies materials or products for any specific or general uses. Laird Technologies shall not be liable for incidental or consequential damages of any kind. All Laird Technologies products are sold pursuant to the Laird Technologies' Terms and Conditions of sale in effect from time to time, a copy of which will be furnished upon request. © Copyright 2013 Laird Technologies, Inc. All Rights Reserved. Laird, Laird



BT730 Series Class 1 Bluetooth v2.0 Module

Technologies, the Laird Technologies Logo, and other marks are trademarks or registered trademarks of Laird Technologies, Inc. or an affiliate company thereof. Other product or service names may be the property of third parties. Nothing herein provides a license under any Laird Technologies or any third party intellectual property rights.

Anlage 7: Datenblatt Mobilfunk-Modul

Abb. 10: Datenblatt Mobilfunk-Modul [87]

Enfora Enabler™ - IIIG

GSM/GPRS Quad-Band OEM Module

The Enfora Enabler™ IIIG is a Fully Certified Quad Band OEM module containing all GSM/GPRS functionality required to create wireless products using global GSM/GPRS networks.

The Enfora Enabler™ IIIG incorporates leading-edge GSM/GPRS silicon solutions from Texas Instruments Incorporated.

The Enfora Enabler™ IIIG supports a comprehensive list of features including: Voice, SMS, Circuit Switched Data, GPRS Class 10 Data Integrated TCP/IP Software Stack, UDP (PAD) & Enfora's Event Driven I/O Engine.

Call your Enfora representative today or visit our website below.




www.enfora.com




GSM0308
Front View

GSM0308
Back View

Enabler IIIG Characteristics

Dimensions: 27.0mm x 28.0mm x 2.5mm
 RF Connector: MCD Coaxial or Board-to-Board compressor
 Main Connector: Molex 0.4mm Slim Stack 1.5mm Mating Height

Radio Performance
 Radio Frequency: 850/900/1800/1900
 Sensitivity: -106 dB (Typical)
 Transmit Power: **Class 4** (2W @ 850/ 900 MHz)
Class 1 (1W @ 1800/1900 MHz)

GPRS Packet Data

Mode: Class B, Multislot 10
 Protocol: GSM/GPRS Release 97, AMR Release 99
 Coding Schemes: CS1-CS4
 Packet Channel: PBCCH/PCCCH

GSM Functionality

Voice: FR, EFR, HR & AMR
 CS Data: Asynchronous, Transparent and Non-Transparent up to 14.4 KB
 GSM SMS: Text, PDU, MO/MT Cell broadcast

SIM Access

Remote SIM: 1.8/3V SIM
 Optional Integrated SIM Carrier

Part Numbers

GSM0308-10 (B2B RF, W/O SIM Carrier)
 GSM0308-11 (B2B RF, With SIM Carrier)
 GSM0308-70 (MCD Coaxial, W/O SIM Carrier)
 GSM0308-71 (MCD Coaxial, With SIM)

Application Interface

Host Protocols: AT Commands, UDP/API, CMUX
 Internal Protocols: PPP, UDP/API, TCP/API, CMUX, TCP/PAD, UDP/PAD
 API Control/Status: AT or UDP
 Physical Interface: Serial 16550, USB 2.0
 Peripheral Interface: 8 Programmable I/O
 1 Analog Inputs
 1 DAC
 3 Audio (1 Digital Audio)

Key Features: Real-Time-Clock (RTC)
 Event Engine Scripting
 Friends IP, WakeUp & Keep Alive, Autoactivate

Environment

Operating: -30°C to 70°C
 Compliant: -20°C to 60°C
 Storage: -40°C to 85°C
 Humidity: Up to 95% non-condensing

Power

DC Voltage: 3.3 Vdc to 4.5Vdc
 Direct Connect to Lithium Ion Battery (3.6Vdc)
GSM Operating Power (Typical)
Enabler IIIG @ 3.6V Avg Peak

Band	Mode	Avg (mA)	Peak (A)@(dBm)
GSM 850 & 900	1TX/1RX	230mA	1.70 @ 32.5
	1RX	105mA	
	Idle	<10mA	
DCS 1800 & PCS 1900	1TX/1RX	175mA	1.00 @ 29.0
	1RX	105mA	
	Idle	<10mA	

For GPRS Operating Power see Enabler-IIIG Integration Guide TBD

Certifications

FCC: Parts 15, 22 & 24
 GCF: 3.25.0
 PTCRB: 3.10.1
 CE Mark
 Industry Canada (CSA)

ENFORA, INC. 661 E 18th STREET PLANO, TEXAS 75074 MAIN NUMBER: 972-633-4400 FAX: 972-633-4444

Specifications subject to change without notice

02/22/07