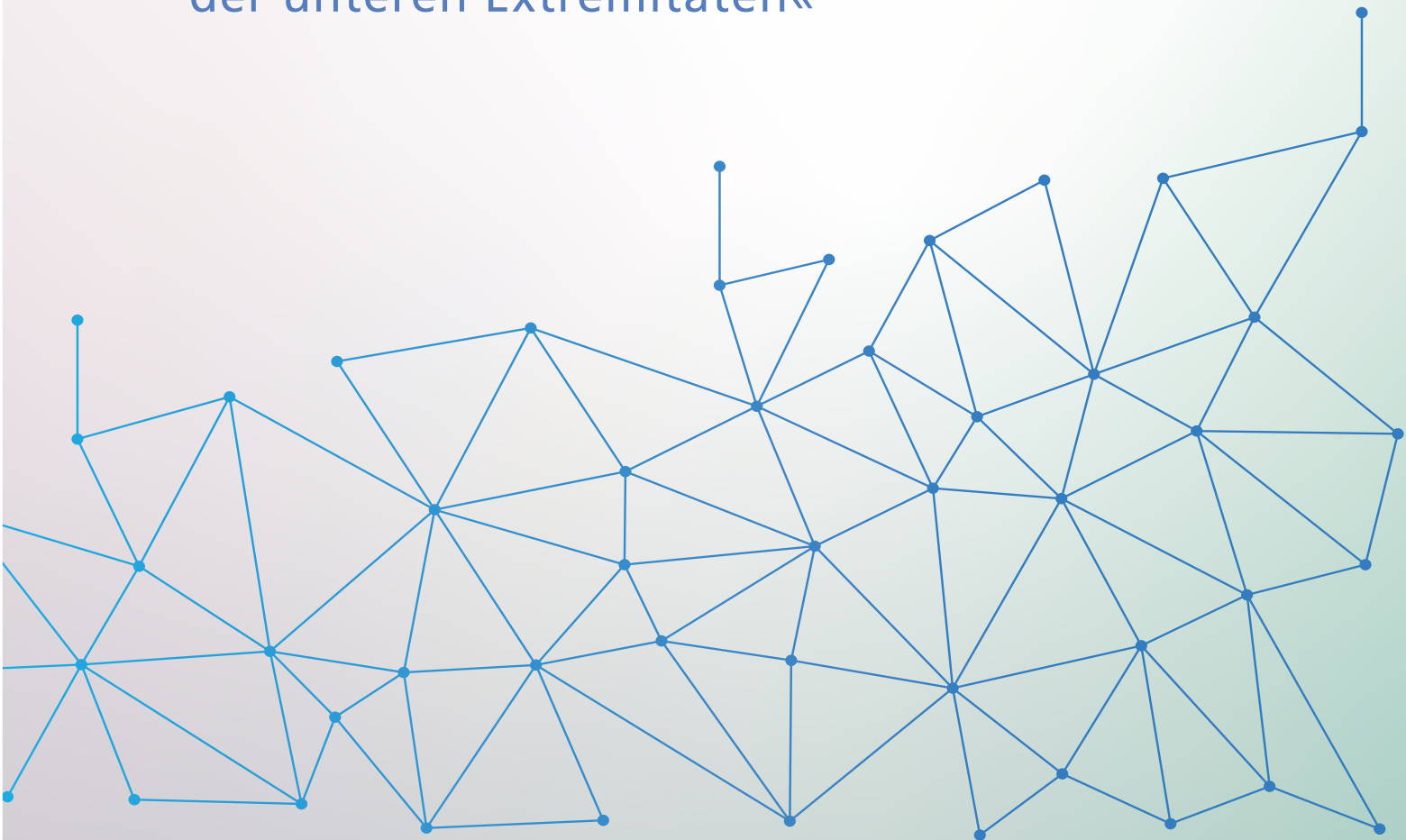


Bernhard Kleiner

»Radarbasierte Terrainerfassung zur vorausschauenden Steuerung aktiver Prothesen der unteren Extremitäten«



Bernhard Kleiner

»Radarbasierte Terrainerfassung zur vorausschauenden Steuerung aktiver
Prothesen der unteren Extremitäten«

Herausgeber

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Thomas Bauernhansl^{1,2}

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Dipl.-Kfm. Alexander Sauer^{1,3}

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Kai Peter Birke⁴

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Marco Huber^{1,2}

¹ Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung IPA, Stuttgart

² Institut für Industrielle Fertigung und Fabrikbetrieb (IFF) der Universität Stuttgart

³ Institut für Energieeffizienz in der Produktion (EEP) der Universität Stuttgart

⁴ Institut für Photovoltaik (*ipv*) der Universität Stuttgart

Kontaktadresse:

Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung IPA
Nobelstr. 12
70569 Stuttgart
Telefon 0711 970-1100
info@ipa.fraunhofer.de
www.ipa.fraunhofer.de

Bibliographische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliographie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.de> abrufbar.

Zugl.: Stuttgart, Univ., Diss., 2022

D 93

2022

Druck und Weiterverarbeitung:

Fraunhofer Verlag Mediendienstleistungen, Stuttgart, Jahr des Drucks
Für den Druck des Buches wurde chlor- und säurefreies Papier verwendet.



Dieses Werk steht, soweit nicht gesondert gekennzeichnet,
unter folgender Creative-Commons-Lizenz:
Namensnennung – Nicht kommerziell – Keine Bearbeitungen
International 4.0 (CC BY-NC-ND 4.0).

Radarbasierte Terrainerfassung zur vorausschauenden Steuerung aktiver Prothesen der unteren Extremitäten

Von der Fakultät Konstruktions-, Produktions- und Fahrzeugtechnik
der Universität Stuttgart
zur Erlangung der Würde eines Doktors der Ingenieurwissenschaften (Dr.-Ing.)
genehmigte Abhandlung

von

Bernhard Kleiner
aus Freiberg in Sachsen

Hauptberichter: Prof. Dr.-Ing. Alexander Verl
Mitberichter: Prof. Dr. rer. nat. habil. Peter P. Pott

Tag der mündlichen Prüfung: 03. Februar 2022

Institut für Steuerungstechnik der Werkzeugmaschinen
und Fertigungseinrichtungen
der Universität Stuttgart

2022

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand auf Basis meiner wissenschaftlichen Tätigkeit am Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Automatisierung (IPA) unter der Betreuung durch Herrn Prof. Verl am Institut für Steuerungstechnik der Werkzeugmaschinen und Fertigungseinrichtungen (ISW) der Universität Stuttgart. Das eingesetzte Radarsystem wurde in Zusammenarbeit mit den Fraunhofer-Instituten IAF und IZM innerhalb des Fraunhofer-Forschungsprojektes WISA-Radar entwickelt.

Besonderen Dank möchte ich Herrn Prof. Verl für die Betreuung und Übernahme des Hauptreferats aussprechen. Ich konnte mich während der gesamten Zeit auf seine Unterstützung verlassen. Mein weiterer Dank gilt Herrn Prof. Pott vom Institut für Medizingerätetechnik der Universität Stuttgart für die Übernahme des Korreferats.

Einen bedeutenden Anteil zum erfolgreichen Abschluss meiner Promotion hat Dr. Urs Schneider durch sein Vertrauen und fachliche Unterstützung beigetragen. Des Weiteren möchte ich mich bei den Mitarbeitern meiner ehemaligen Abteilung Biomechatronische System des Fraunhofer IPA sowie vielen Studenten bei der Durchführung von Messaufgaben und wissenschaftlichen Untersuchungen bedanken. In der angenehmen und kreativen Arbeitsatmosphäre der Abteilung Biomechatronische Systeme des IPA konnten viele neue Ideen entstehen. Für die Durchführung einer Probandenstudie und für die fachliche Betreuung möchte ich mich bei Herrn Prof. Hugh Herr vom MediaLab des Massachusetts Institute of Technology (MIT), seinen Mitarbeitern und den Probanden bedanken.

Dank gilt auch den Projektteilnehmern des Fraunhofer Forschungsprojektes WISA-Radar für die gemeinsame Entwicklung des Radarsensors und für viele hilfreiche Diskussionen.

Besonders danken möchte ich meiner Frau, Nadine Kleiner, die mich während meiner gesamten Promotionszeit durch alle Höhen und Tiefen begleitet und unterstützt hat.

Dresden, im März 2021

Bernhard Kleiner

Kurzfassung

In dieser Arbeit wird das Thema der Anpassung aktiver Prothesen der unteren Extremitäten bei verschiedenen Untergründen behandelt. Bisherige Systeme werden auf Basis von Bewegung und Bodenreaktionskraft gesteuert und sind deswegen nicht für eine terrainabhängige Steuerung von Gelenkwinkeln und -momenten vor dem Betreten des Untergrunds geeignet. Dies ist für einen Komfort- und Sicherheitsgewinn jedoch notwendig. Daher wird in der vorliegenden Arbeit ein mobiles, radarbasiertes Messsystem vorgestellt, das das vorliegende Terrain während der Bewegung erfasst und das Potenzial für eine vorausschauende Steuerung unter realen Einsatzbedingungen bietet. Damit wird die bisher fehlende visuelle Rückkopplung an den Bewegungsapparat durch den Menschen in Teilen kompensiert. Teil der Entwicklung ist ein Verfahren zur zweidimensionalen Kartierung der Umgebungsstruktur. Mittels Inertialsensorik wird die Bewegung rekonstruiert und aus den synchron erfassten Radar-Entfernungsmessdaten wird ein 2D-Scan in der Sagittalebene errechnet. Es wurden Messergebnisse relevanter Terrain-Übergänge exemplarisch untersucht und Hypothesen für die Rekonstruktion der Umgebungsstruktur aufgestellt. Auf dieser Basis wurde ein Verfahren zur Vereinzelung von Umgebungsstrukturen im Radarscan entwickelt. Die Erfassung markanter Ortsmerkmale ermöglichen eine Dimensionierung von Stufen, Treppen und Rampen. Ergebnisse aus einer Probandenstudie sowie aus Labormessungen zeigen Potential und Ausblick des Ansatzes und führen zu grundlegenden Erkenntnissen zum Einsatz des entwickelten radarbasierten Messsystems.

Summary

This work addresses the topic of adaptation of active lower limb prostheses on different terrains. Previous systems are controlled based on movement and ground reaction force. Therefore, they are not suitable for a terrain-dependent control of joint angles and torques before stepping on the ground, which is necessary for comfort and safety. A mobile radar-based measurement system integrated into the prosthesis is presented. It detects the existing terrain during movement and offers the potential for predictive control under realistic operating conditions. It partially compensates the missing visual feedback to the artificial locomotor system by the human. Part of the development is a method for two-dimensional mapping of the surrounding structure. The movement is reconstructed using inertial sensor data. A two-dimensional scan in the sagittal plane is generated from the synchronously acquired radar distance measurement data. The measurement results of relevant terrain transitions were examined and resulted in hypotheses to reconstruct the surrounding structure. The developed procedure is capable of detecting terrain structure features in the radar scan and enables the dimensioning of steps, stairs and ramps. Results from a study and laboratory measurements show the potential and outlook of the approach and lead to fundamental findings for the use of the developed radar-based measurement system.

Inhaltsverzeichnis

Vorwort	iii
Kurzfassung	v
Summary	vii
Abbildungsverzeichnis	xiii
Tabellenverzeichnis	xvii
Abkürzungsverzeichnis	xix
Aufstellung der mathematischen Symbole	xxi
1 Einleitung	1
1.1 Motivation	2
1.2 Aufbau der Dissertation	2
2 Hintergrund	5
2.1 Körperachsen und -ebenen	5
2.2 Der Bewegungsablauf des Prothesenträgers	6
2.3 Die aktive Prothese	7
2.3.1 Fußprothesen	8
2.3.2 Knieprothesen	9
2.3.3 Kombinierte Knie-Fuß-Prothesen	9
2.4 Vermeidung von Stolperunfällen	9
2.5 Anpassung an variierende Untergründe	11
2.5.1 Die Erfassung der Intention des Nutzers mittels EMG	12
2.5.2 Detektion des Untergrunds nach dem Betreten	12
2.5.3 Schätzung der Geländeart mittels IMU	14
3 Konzeption der Terrainerkennung	15
3.1 Anforderungen an eine Terrainerfassung für Knie- und Fußprothesen	15
3.1.1 Minimale zu detektierende Objekthöhe	15
3.1.2 Art des zu erfassenden Untergrunds	16
3.1.3 Technische Anforderungen	18
3.1.4 Einbindung der Umgebungsinformation in das Prothesensystem	18

3.2	Vergleich von Sensortypen zur Umfelderkennung	20
3.3	Erfassung der Prothesenbewegung	23
3.4	Analogien zur humanoiden Robotik	23
3.5	Umgebungserfassung während der Bewegung	25
4	Sensorsystem zur Terrainerfassung	29
4.1	Definition der Koordinatensysteme	29
4.2	Monostatischer Einkanal-FMCW-Radarsensor	29
4.2.1	Die Radargleichung	31
4.2.2	Radarquerschnitt	31
4.2.3	Materialabhängigkeit	32
4.2.4	Spiegelnde und diffuse Reflexionen	32
4.2.5	Rückstreuung aufgrund von Beugung	33
4.2.6	Einfluss der Oberflächenrauigkeit	33
4.2.7	Aufbau und Funktionsweise eines FMWC-Radarsensors	35
4.2.8	FMCW-Messprinzip	36
4.2.9	Einfluss der Prothesenbewegung auf Entfernungsmessung	38
4.2.10	Grundlagen der Signalverarbeitung	39
4.2.11	Entfernungsauflösung	40
4.2.12	Winkelauflösung	41
4.2.13	Messgenauigkeit	41
4.2.14	Mindestabstand zur Entfernungsmessung	42
4.2.15	Energieverbrauch	43
4.2.16	Einfluss von Millimeterwellen auf den menschlichen Körper	44
4.3	Inertiales Messsystem	45
4.3.1	MEMS-Drehratensensor	46
4.3.2	MEMS-Beschleunigungssensor	47
5	Radarbasierte Umgebungserfassung	49
5.1	Radar-Scanning	49
5.2	Radarzieldefinition und Umgebungsmodell im Innenraum	50
5.2.1	Charakteristik einzelner Umgebungsstrukturen	51
5.3	Erstellung des 2D-Radarscans	54
5.3.1	Untersuchung einzelner Terrainmerkmale	56
5.3.2	Einfluss der Winkelauflösung	59
5.4	Detektion ausgedehnter Ziele	60
5.4.1	Auswahl des CFAR-Verfahrens	61
5.4.2	OS-CFAR	62

5.4.3	OS 2D-CFAR für zusammengesetztes 2D-Entfernungsspektrum . . .	63
5.4.4	Extraktion diffuser und spiegelnder Ziele	64
5.5	Bestimmung ausgewählter Objekte	67
5.5.1	Geschlossene Stufe	67
5.5.2	Rampen	71
6	Inertiale Bewegungsmessung des Radarsensors	75
6.1	Architektur der Bewegungsschätzung für die Standphase	75
6.2	Winkelbestimmung der Tibiasektion	76
6.2.1	Das erweiterte Kalman-Filter	77
6.3	Positionsmessung während der Standphase	79
6.4	Ergebnis der Positionsmessung	81
7	Messreihen und Versuchsaufbau	83
7.1	Postprocessing-Umgebung und Implementierung	83
7.1.1	Radarbasierte Umgebungserfassung	83
7.1.2	Inertiale Bewegungsmessung:	84
7.2	Inertialsensorsystem	85
7.3	Fraunhofer FMCW-Radarsensor	85
7.3.1	Funktionsweise des analogen Frontends	86
7.3.2	Radarparametrisierung	87
7.3.3	Strahlungsgrenzwerte	88
7.4	Synchronisation	89
7.5	Laboruntersuchungen relevanter Umgebungsstrukturen	90
7.5.1	2D-Scanner für mobile Messungen	90
7.5.2	Kalibration zwischen Winkelmessung und Radarsensor	92
7.5.3	Messreihen	92
7.6	Probandenstudie	92
7.6.1	Messsystem für Probandenstudie	93
7.6.2	Messreihen	96
8	Ergebnisse	99
8.1	Laboruntersuchungen	99
8.1.1	Detektion geschlossener Stufen	99
8.1.2	Detektion geschlossener Treppen	101
8.1.3	Erfassung von Rampen	102
8.2	Ergebnisse der Probandenstudie	103
8.2.1	Bewegungsmessung	103

8.2.2	Übersteigen von Hindernissen	103
8.2.3	Treppenerfassung	104
9	Diskussion	113
9.1	Bewegungsmessung	113
9.2	FMCW Radar zur Umgebungserfassung	114
9.3	Stolpervermeidung und Übersteigen von Hindernissen	114
9.4	Begehen von Treppen	115
9.5	Begehen von Rampen	116
9.6	Fazit	116
A	Messobjekte für Labormessungen	119
B	Messobjekte für Probandenstudie	121
	Literatur	123

Abbildungsverzeichnis

2.1	Die Körperachsen und -ebenen des Menschen (aus Bommas-Ebert et al. 2011)	5
2.2	Der normale Gangzyklus (rechtes Bein) aus Deckers et al. 2017	6
2.3	EMPOWER-Prothesenfuß der Firma Otto Bock mit aktiver Unterstützung des Knöchelmoments. (Bildquelle: Otto Bock GmbH 2021, ©Copyrights by Otto Bock)	8
2.4	SYMBIONIC-LEG von Össur mit aktiv gedämpftem Knie und motorbetriebener Knöchelgelenksfunktion (Bildquelle: Össur 2021, ©Copyrights by Össur hf	10
2.5	Zustandsgraph für einen Prothesencontroller mit Stopplervermeidung. (Bildquelle: Lawson et al. 2010)	11
3.1	Verhältnis zwischen Zeh- und Fersenbodenfreiheit während der Schwungphase. Quelle: Dadashi et al. 2013	16
3.2	Konzept der Verknüpfung von Sensorinformationen mit der Prothesensteuerung. Die violett hinterlegten Bestandteile sind Teil dieser Dissertation.	19
3.3	Forschungsansatz des Autors zur Umgebungserfassung mittels 2D-Scanner (Kleiner 2011)	21
3.4	Laser-Scanner-Umgebungserkennung beim humanoiden Roboter Mahru . .	24
3.5	Der in Nishiwaki et al. 2012 verwendete Roboter mit Laser-Scanner im Torso	25
3.6	Umgebungserfassung während des Gehens	26
3.7	Zustandsautomat für die Durchführung einer Terraindetektion während der Bewegung	27
4.1	Definition der Koordinatensysteme mit dem Welt-Koordinatensystem (KOS) w , dem Sensor-KOS s und dem Prothesen-KOS p	30
4.2	Reflexionsarten bei unterschiedlichen Oberflächeneigenschaften	33
4.3	Unterbrechung an Oberflächen wie Lücken oder kleine Stufen erzeugen eine Reflexion entgegen der Ausbreitungsrichtung. Quelle Knott et al. 2004 . . .	34
4.4	Oberflächenrauigkeit	35
4.5	Aufbau eines FMCW-Radarsensors mit IQ-Verfahren	36
4.6	Zeitlicher Verlauf des Hoch- und Zwischenfrequenzsignals der FMCW Dreieck-Modulation (Links) und FMCW-Sägezahn-Modulation (Rechts)	38
4.7	Zielunterscheidung basierend auf der Entfernungsauflösung: a) Ziele können gut unterschieden werden bei $d > \delta_r$, b) Ziele sind unterscheidbar bei $d = \delta_r$, c) Ziele sind sehr schwer unterscheidbar bei $d < \delta_r$, und d) Ziele nicht auflösbar bei $d \ll \delta_r$. Abbildung nach Nguyen et al. 2016.	40
4.8	Die Winkelauflösung δ_θ wird durch den Öffnungswinkel θ der Antenne bestimmt. Darstellung nach Richards 2014.	41
4.9	Entfernungsspektrum mit sichtbarem Antennen-Klingeln (rot markiert) bis ca. 0.5 m	43
4.10	Komponenten des Radarsensors	43
4.11	Prinzip-Aufbau der MEMS Sensoren	47

5.1	Ziele für die Innenraum-Modellierung	50
5.2	Strahlengang für ausgewählte Radarziele	53
5.3	Entfernungsmessung zu einer dreistufigen Treppe. Verwendet wurde eine Frequenzmodulation als Sägezahnform mit $B = 12$ GHz und $T_p = 1$ ms.	55
5.4	Zusammensetzung des 2D-Spektrums	55
5.5	In das kartesische Koordinatensystem übertragene 2D-Entfernungsspektren einer dreistufigen Treppe. Die gestrichelten Linien repräsentieren die Oberkante einer Stufe.	56
5.6	Radius-Winkel-Spektrum einer vertikalen OSB-Platte. Der Tibiawinkel entspricht ebenfalls dem Einfallswinkel des Radarstrahls.	57
5.7	Radarscan in Polarkoordinaten einer Ecke (Entfernung 1.45 m) zum ebenen Untergrund. Im Gegensatz zu den umliegenden diffusen Reflexionen des Untergrunds und der Stufe ändert sich die Entfernungsmessung über den Winkel nicht.	58
5.8	Radarscan eines rundlichen Steins (Entfernung 1.0 m) auf ebenem Untergrund. Kriechwellen erzeugen Geisterziele hinter der Reflexion der Steinoberfläche in regelmäßigen Abständen mit abnehmender Amplitude.	58
5.9	Radarscan einer 8 cm hohen Stufe (schwarz umrandet). Sichtbar ist die Rückstreuung an der Oberkante aufgrund der Beugungseffekte. Die rote Linie markiert die Ausrichtung des Radars bei Erfassung der Oberkante.	59
5.10	Zusammengefügte Scans einer 20 cm hohen Stufe aus verschiedenen Distanzen. Deutlich erkennbar ist die Abhängigkeit des Erscheinungsbildes von der Entfernung.	60
5.11	Vergleich einzelner CFAR-Verfahren. Dargestellt sind das Entfernungsspektrum einer Treppe mit Stufen im Abstand von 30 cm und die berechneten Schwellwerte zur Unterscheidung von Zielen und Cluttern.	62
5.12	Architektur der OS-CFAR-Methode	63
5.13	Links: 2D-CFAR Sample-Fenster; Rechts: Reduziertes 2D CFAR Sample-Fenster	64
5.14	Vergleich der Zieldetektion einer Rampe. Die Darstellungen in b) und c) zeigen das binäre Bild nach der CFAR-Filterung.	65
5.15	Amplitudenverlauf S_{FFT} über ϕ einer 1.6 m hohen Holzplatte in einer Entfernung von 1.2 m. Der Peak bei -32° markiert die Ecke zum Fußboden.	66
5.16	Darstellung der wesentlichen spiegelnden Rückstreuzentren einer Stufe	67
5.17	Spiegelnde (weiß umrandet) und diffuse (rot umrandet) Rückstreuzentren einer geschlossenen Stufe	68
5.18	Algorithmus zur Detektion und Vermessung einer geschlossenen Stufe	69
5.19	Amplitudenverlauf S_{O_c} einer 0.6 m hohen Stufe in einer Entfernung von 1.6 m.	70
5.20	Darstellung der wesentlichen Reflexionseigenschaften einer Rampe	71
5.21	Algorithmus zur Detektion und Vermessung einer Rampe	72
5.22	Vergleich des 2D-Scans und der extrahierten Linie einer Rampe mit 5° Steigung	73
6.1	Architektur der Bewegungstrajektorien-Schätzung während der Standphase	76
6.2	Positionsfehler der mittels IMU und Doppelintegration berechneten X- und Z-Position aus neun Standphasen	80

6.3	Darstellung eines Trajektorienverlaufs (hellblaue Linie) des Messpunktes an der Tibia Sektion bei Gang mit dem Prothesenfuß der Firma BIONIX. Die Trajektorie ist in Stand- und Schwungphase unterteilt.	81
6.4	Vergleich der Fitfunktion P_x mit Vicon-Referenzdaten aus vier Standphasen. Der mittlere Fehler ist $e_{x_w} = (-0.23 \pm 1.87)$ mm	82
6.5	Vergleich der Fitfunktion P_z mit Vicon-Referenzdaten aus vier Standphasen. Der mittlere Fehler ist $e_{z_w} = (-0.29 \pm 2.90)$ mm	82
7.1	Radarsensor mit Vivaldiantenne	86
7.2	Antennengewinn für Öffnungswinkel 11°	87
7.3	Schematisches Blockdiagramm des FMCW-Radars aus dem Fraunhofer-internen Forschungsprojekt WISA-Radar (Zech et al. 2015)	88
7.4	Aufbau und Verwendung des Radar-Scanners	91
7.5	Architektur des 2D-Radarscanner-Systems	91
7.6	BIOM-Prothesenfuß mit seinen Hauptkomponenten (Bildquelle: (Rouse et al. 2015))	94
7.7	Architektur des Messaufbaus für die Probandenstudie	95
7.8	Messsystem am Probanden mit inertialer Messeinheit, Radarsensor, passiven Infrarotmarkern und Druckmessfolie zwischen Schuhsohle und Prothesenfuß	95
8.1	Auswertung der Genauigkeit die Positionsmessung für den Probanden WB, RC und JG für jeweils sechs Gangphasen.	104
8.2	Ergebnisse zur Messreihe Hinderniserfassung	105
8.3	Darstellung der Höhe der erfassten Radarziele an der ersten Stufe über den gemessenen Tibiawinkel bei dem Versuchsablauf der Treppenerfassung. . .	106
8.4	Darstellung der Höhe der erfassten Radarziele an der zweiten Stufe über den gemessenen Tibiawinkel bei dem Versuchsablauf der Treppenerfassung. . .	106
8.5	Darstellung der Höhe der erfassten Radarziele an der dritten Stufe über den gemessenen Tibiawinkel bei dem Versuchsablauf der Treppenerfassung. . .	107
8.6	Fehler der ermittelten Stufenhöhe der ersten Stufe der Treppe. Aus 25 Messungen konnten 18 Stufenhöhen erfasst werden, davon bei acht nur aus der oberen Kante und bei zehn mittels oberer und unterer Kante.	108
A.1	Messobjekte für Labormessungen	119
A.2	Treppen als Messobjekte für Labormessungen	120
A.3	Hölzerne Rampe mit variabler Steigung als Messobjekt in Unterabschnitt 5.5.2 und Unterabschnitt 7.5.3	120
B.1	Dreistufige Treppe im Bewegungslabor des MIT Media Lab für die Messungen in Unterunterabschnitt 7.6.2	121
B.2	Stufe mit den Abmessungen 20cm x 10cm x 100cm im Bewegungslabor des MIT Media Lab für die Messungen in Unterunterabschnitt 7.6.2	122

Tabellenverzeichnis

2.1	Strategien für die Überschreitung von Hindernissen (van Keeken et al. 2012)	7
3.1	Objekte für die Charakterisierung von Geländeeigenschaften	17
3.2	Vergleich von Sensoren für die Umgebungserfassung	22
4.1	Berechnung der Leistungsaufnahme des Radarsensors mit Datenverarbeitung	44
4.2	Grenzwerte für die Exposition von menschlichem Gewebe mit mm-Wellen nach ICNIRP 1998.	45
5.1	Auffistung der Radarziele des Umgebungsmodells	51
7.1	Parameter der EPSON M-364 IMU	85
7.2	Parameter des Radarsensors für 2D-Scanner	90
7.3	Beschreibung der Labor-Messreihen	93
7.4	Parameter des Radarsensors für Probandenstudie	96
7.5	Probanden-Daten zur Studie	96
7.6	Abmessungen der Treppenstufen für die Probandenstudie	97
8.1	Ergebnisse der Erfassung verschiedener Stufenhöhen bei $R_{xref} = 1.0$ m und $h_{Radar} = 0.3$ m.	100
8.2	Ergebnis der Erfassung einer 11 cm hohen Stufe bei variabler Entfernung und $h_{Radar} = 0.2$ m, $R_{xmaxStufe} = 1.11$ m	101
8.3	Ergebnisse der Erfassung einer 20 cm hohen Stufe bei variabler Entfernung und $h_{Radar} = 0.2$ m, $R_{xmaxStufe} = 2.01$ m	101
8.4	Ergebnis der Erfassung einer geschlossenen Treppe mit drei Stufen. ($h_{StufeREF} =$ 0.17 m, $d_{StufeREF} = 0.29$ m, $R_{max} = 1.71$ m bei einer Entfernung von $R_{ref} =$ 0.95 m zur ersten Stufe). Alle Werte sind in Metern angegeben.	109
8.5	Ergebnis der Erfassung einer steinernen Treppe in realer Messumgebung im Innenbereich. ($h_{Stufeeref} = 0.16$ m, $d_{Stufeeref} = 0.30$ m, $h_{Radar} = 0.3$ m) . .	110
8.6	Ergebnisse der Winkelmessung einer hölzernen Rampe in Laborumgebung in einer Entfernung von $R_{xref} = 0.35$ m	110
8.7	Ergebnisse der Winkelmessung einer gefliesten, steinernen Rampe in realer Messumgebung	111
8.8	Mittlere Genauigkeit der Positionsmessung in der Sagittalebene während der Standphase mit jeweils zehn Gangphasen	111
8.9	Auswertung des Entfernungsfehlers e_{R_x} zum Objekt und des Winkelfehlers $e_{\phi_{IMU}}$ der Bewegungsmessung	111
8.10	Auswertung des Entfernungsfehlers bezüglich der ersten bis zur dritten Stu- fe und des Winkelfehlers der Bewegungsmessung	111
8.11	Auswertung des Entfernungsfehlers bezüglich der ersten bis zur dritten Stu- fe und des Winkelfehlers der Bewegungsmessung	112

Abkürzungsverzeichnis

ADC	Analog Digital Converter
CA-CFAR	Cell Averaging Constant False Alarm Rate
CFAR	Constant False Alarm Rate
CW	Continuous Wave
DFT	Diskrete Fourier-Transformation
DSP	Digital Signal Processor
EKF	Extended Kalman Filter
EMG	Elektromyografie
FFT	Fast Fourier Transform
FMCW	Frequency Modulated Continuous Wave Radar
GOCA-CFAR	Greatest of Cell Averaging Constant False Alarm Rate
HC	Heel Clearane
ICNIRP	International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection
IMU	Inertiale Messeinheit (engl. Inertial Measurement Unit)
ISM-Band	Industrial, Scientific and Medical Band
KOS	Koordinatensystem
MEMS	Micro Electro Mechanical Systems
MIT	Massachusetts Institute of Technology
ML-CFAR	Mean Level Constant False Alarm Rate
MMIC	Monolithic Microwave Integrated Circuit
OSB	Oriented Structural Board
OS-CFAR	Ordered Statistic Constant False Alarm Rate
PLL	Phase-Locked Loop
RMSE	Root Mean Square Error
RCS	Radar Cross Section (Radarquerschnitt)
RADAR	Radio Detection and Ranging
SAR	Synthetic-Apertur Radar
SMA	Sub-Miniature Version A (Koaxiale Steckverbinder für Hochfrequenzanwendungen)
SNR	Signal-Rausch-Verhältnis
SOCA-CFAR	Smallest of Cell Averaging Constant False Alarm Rate
TC	Toe Clearance
TOF	Time Of Flight
TT	Transtibial
TF	Transfemoral
UTD	Uniform Theory of Diffraction
VCO	Voltage Controlled Oscillator
ZF	Zwischenfrequenz

Aufstellung der mathematischen Symbole

Symbol	Beschreibung	Einheit
α	Einfallswinkel des Radarstrahls	$^\circ$
a	Lange Kantenlänge einer rechteckigen Fläche	m
b	Kurze Kantenlänge einer rechteckigen Fläche	m
b_x, b_y, b_z	Biase des Gyroskops im XYZ-Koordinatensystem	$^\circ$
B	Bandbreite der ausgesendeten Frequenzrampe	Hz
B_{min}	Minimal notwendige Bandbreite	Hz
β_{Rampe}	Gemessene Steigung einer Rampe	$^\circ$
$\beta_{RampeRef}$	Referenzmessung der Steigung einer Rampe	$^\circ$
δ_θ	Winkelauflösung des Radarsensors	m
δ_r	Entfernungsauflösung des Radarsensors	m
δ_{rmin}	Entfernungsauflösung des Radarsensors	m
d	Abstand zwischen zwei Objekten	m
D	Definitionsbereich	
d_a	Durchmesser einer Kugel	m
ϵ	Prozessrauschen	
ϵ_r	Dielektrizitätskonstante	
e_{hStufe}	Fehler der mittels Radar ermittelten Stufenhöhe	m
$e_{\phi IMU}$	Fehler des mittels IMU ermittelten Winkel der Tibia	$^\circ$
e_{hOK}	Fehler der mittels Radar ermittelten Höhe der Stufenoberkante	m
e_{R_x}	Abstandsfehler der X-Komponente von R	m
e_{R_z}	Abstandsfehler der Z-Komponente von R	m
e_{x_w}	Positionsfehler der X-Komponente	m
e_{z_w}	Positionsfehler der Z-Komponente	m
\mathbf{F}	Jakobimatrix $\frac{\partial f}{\partial x}$	
F_B	Fensterbreite der BlackMan-Harris Funktion	
F_c	Corioliskraft	N
f_{TX}	Ausgesendetes Frequenzsignal	Hz
f_0	Mittelfrequenz des Radarsystems	Hz
f_a	Abtastfrequenz des AD-Wandlers	Hz
f_D	Durch Dopplereffekt verursachte Frequenzverschiebung	Hz
f_{max}	Maximalfrequenz der Frequenzrampe	Hz
f_{meas}	Ausgaberate des Radarsystems	Hz
f_{min}	Minimalfrequenz der Frequenzrampe	Hz
f_R	Durch Entfernung verursachte Frequenzverschiebung	Hz
f_z	Zwischenfrequenz beim FMCW-Verfahren	Hz
f_{zmax}	Maximal messbare Zwischenfrequenz	Hz

Fortsetzung auf nächster Seite ...

Symbol	Beschreibung	Einheit
$f_{z_{up}}$	Zwischenfrequenz bei steigenden Frequenzchirp	Hz
$f_{z_{down}}$	Zwischenfrequenz bei fallenden Frequenzchirp	Hz
g	Erdbeschleunigung	$\frac{m}{s^2}$
G	Antennengewinn	dBi
h_r	Oberflächenrauigkeit	m
h_{OK}	Ermittelte Höhe der oberen Kante einer Stufe	m
h_{Radar}	Höhe des Radarsensors im Bezug zur Prothesenfuß-Ferse	m
h_{Stufe}	Mittels Radar ermittelte Höhe einer Stufe	m
h_{UK}	Ermittelte Höhe der unteren Kante (Ecke) einer Stufe	m
i	Zählvariable	
j	Zählvariable	
k	Zählvariable	
λ	Wellenlänge	m
M_p	Koordinate eines lokalen Maximums	
n	Zählvariable	
N	Anzahl der Elemente einer Reihe	
N_s	Anzahl der Abtastwerte	
N_ϕ	Anzahl der erfassten Winkelmessungen	
N_{M_p}	Anzahl der erfassten lokalen Maxima	
N_{MOC}	Anzahl der zu einem Cluster zugeordneten lokalen Maxima	
N_{OG}	Anzahl der Guard-Zellen des OS-CFAR	
N_{OR}	Anzahl der Referenzzellen des OS-CFAR	
ν	Messrauschen	
$\omega_x, \omega_y, \omega_z$	Drehraten im XYZ-Koordinatensystem	$^\circ s^{-1}$
\mathcal{O}	Landau-Symbol als Maß für die Anzahl der Rechenschritte	
ϕ	Winkel der Tibia gegenüber Lot in der Sagittalebene	$^\circ$
ϕ_{IMU}	Mittels IMU ermittelter Winkel der Tibia gegenüber Lot	$^\circ$
ϕ_{SCA}	Eingestellter Winkel am Radarscanner	$^\circ$
$\phi_{SCA_{OK}}$	Erfasste obere Stufenkante bei eingestellten Winkel	$^\circ$
$\phi_{SCA_{UK}}$	Erfasste untere Stufenkante bei eingestellten Winkel	$^\circ$
ϕ_{Ref}	Mittels Referenz ermittelter Winkel der Tibia gegenüber Lot	$^\circ$
\mathbf{P}	Kovarianzmatrix des Schätzfehlers	
P_{fa}	Falschalarmrate des CFAR-Verfahrens	
P_{faDF}	Falschalarmrate des CFAR-Verfahrens für diffuse Ziele	
P_{faSP}	Falschalarmrate des CFAR-Verfahrens für spiegelnde Ziele	
p_r	Prominenz eines Signalpeaks	
P_{st}	Zeitverhältnis normiert auf Gesamtzeit einer Standphase	%
P_t	Ausgangsleistung des Radarsystems (vor der Antenne)	W
\mathbf{Q}	Kovarianzmatrix des Systemzustands	
R_s	Gemessener radialer Abstand zum Radarziel	m
R	Gemessener Vektor des Radarziels im Weltkoordinatensystem	m
R_x	X-Komponente von R	m
R_z	Z-Komponente von R	m

Fortsetzung auf nächster Seite ...

Symbol	Beschreibung	Einheit
$R_{maxStufe}$	Maximale Messentfernung zur Detektion der Stufe	m
R_{xref}	Referenz-Distanz des Radarziels	m
$R_{e,D}$	Durch Dopplerverschiebung verursachter Entfernungsfehler	m
RX	Empfangenes Frequenzsignal	
S_{CFAR}	CFAR-gefiltertes Spektrum	
S_{DFT}	Normierte Amplitude der diskreten Fourier-Tranformation	
S_{FFT}	Normierte Amplitude der Fast Fourier-Tranformation	
S_u	Ungerichtete Leistungsdichte	W/m^2
S_g	Gerichtete Leistungsdichte	W/m^2
s_z	Komplexes Zeitsignal der Zwischenfrequenz f_z	
σ	Radarquerschnitt eines Objektes	m^2
σ_{pl}	Radarquerschnitt einer ebenen Fläche	m^2
σ_{di}	Radarquerschnitt eines dihedralen Winkelreflektors	m^2
σ_{sp}	Radarquerschnitt einer Sphäre bzw. Kugel	m^2
t	Zeit	s
T_{OS}	OS-CFAR Schwellwert-Multiplikator	
T_{OSSP}	OS-CFAR Schwellwert-Multiplikator für spiegelnd Ziele	
T_{OSDF}	OS-CFAR Schwellwert-Multiplikator für diffuse Ziele	
T_h	OS-CFAR Schwellwert	
T_p	Periodendauer einer Frequenzrampe	s
T_{pmin}	Minimal notwendige Periodendauer	s
t_s	Laufzeit des Radarsignals	s
TX	Ausgesendetes Frequenzsignal	
θ	Öffnungswinkel der Radarantenne	$^\circ$
\mathbf{u}	Eingangsvektor für Kalmanfilter	
v_r	Relative Objektgeschwindigkeit in radialer Richtung	$m\ s^{-1}$
$w(n)$	Wichtungsfunktion zur Signalfensterung	
\mathbf{x}	Zustandsvektor im System	
y_j	Zelle im Entfernungsspektrum mit Frequenzindex j	
z_1	Innere Index des Referenzbereichs	
z_2	Äußere Index des Referenzbereichs	
ζ_{Rx}	Cutoff Kriterium für hierachisches Clustern	
ζ_{SFFT}	Schwellwert zur Bestimmung der Ziele einer Stufe	
\mathbf{z}	Messvektor für Kalmanfiter	

1 Einleitung

Der menschliche Gang ist das Resultat der Zusammenarbeit von Bewegungsapparat, dem Gleichgewichts-, Tast- und Sehsinn sowie dem Groß- und Kleinhirn. Bei einer Amputation und anschließendem prothetischen Ersatz einer unteren Extremität ist die Kopplung zwischen Wahrnehmung bzw. Gehirn und Bewegungsapparat gestört. Die Prothese ist nicht mehr ein Bestandteil des Körpers, sondern ein Hilfsmittel für den aufrechten Gang. Mit der Entwicklung von kleinen, leistungsstarken Antrieben wurde in der Prothetik das Feld der aktiv angetriebenen Knie- und Fußprothesen erschlossen. Der Vorteil dieser Systeme gegenüber passiven Prothesen besteht in der Anpassungsfähigkeit der Gelenke und, noch wichtiger, in dem Energieeintrag mittels batteriebetriebener Motoren. Patienten mit einem solchen System können nicht nur effektiver und sicherer laufen, sondern weisen auch einen natürlicheren Gang auf. Ein Merkmal intelligenter Prothesen ist die Fähigkeit, selbstständig auf verschiedene Situationen zu reagieren zu können. Mittels Sensordaten wird ein Abbild des Bewegungszustands und der Intention des Prothesenträgers erfasst und auf einer mobilen Prozessoreinheit in situationsabhängige Steuersignale gewandelt. Wichtige Errungenschaften sind von einem Mikroprozessor gesteuerte Kniegelenke, welche basierend auf dem erkannten Bewegungsszenario das Dämpfungsverhalten des Gelenks anpassen und somit einen natürlicheren Gang ermöglichen. Treppen, Rampen und andere Untergründe werden nach dem Begehen detektiert und es wird ein gespeichertes Bewegungsprofil angewendet. Trotz erhöhten Komforts und besserer Anpassungsfähigkeit der heutigen Prothesen weisen Patienten jedoch immer noch ein deutlich erhöhtes Unfallrisiko auf. Circa 70% aller Oberschenkelamputierten stürzen einmal pro Jahr, was ungefähr doppelt so häufig ist wie bei nicht-amputierten der gleichen Altersgruppe. Eine Studie zu Stürzen zeigte auf, dass bis zu 40% der Fälle mit Verletzungen oder mit notwendiger medizinischer Behandlung enden, ca. 30% öfter als bei nicht-amputierten (Bohl et al. 2010). Hauptsächlich stellten Situationen, die vom normalen Gang in der Ebene abweichen, eine Gefahr dar. Dazu gehören das Übertreten von Hindernissen, wie zum Beispiel einer Türschwelle, oder der Gang über eine Treppe. Hierbei muss der Prothesenträger aktiv seinen Gang anpassen und die Prothese mit einer veränderten Hüftstellung anheben. Ein anatomisch korrekter Gang ist wichtig, da der Körper für diesen ausgelegt ist und sich jede Änderung auf die Muskulatur und Gelenke im gesamten Körper auswirkt. Analog zur visuellen Erfassung der Umgebung und zur entsprechenden Anpassung des Gangmusters bei gesunden Menschen ist es ein Ziel der Prothetik, ähnlich performante

umgebungsabhängige Steuerungssignale zu erzeugen.

1.1 Motivation

In der vorliegenden Arbeit soll ein Sensorsystem erforscht werden, mit dem es möglich ist, Eigenschaften des jeweils gegebenen Geländes während des Gehens zu erfassen und in Steuersignale für eine Prothese zu überführen. Hierbei soll das Sensorsystem nicht nur in der aktiven Prothetik Anwendung finden, sondern auch bei andersartig motorisierten Systemen am Menschen eingesetzt werden können. Dazu zählen aktive Orthesen und Exoskelette für Querschnittsgelähmte und Schlaganfallpatienten. Derzeit gibt es noch kein einsatzfähiges System, welches vorausschauend der Steuerung einer Prothese in Echtzeit Informationen über das vorliegende Terrain übermittelt und bei dem daraus resultierend die Steuerung bereits vor dem Auftreten die aktiven Gelenke an die jeweilige Situation anpasst. Die Beschaffenheit des vorliegenden Terrains, insbesondere dessen Struktur mit etwaigen Unebenheiten, Schrägen, Treppen und Löchern, soll berührungslos erfasst und automatisch interpretiert werden. Eine Detektion hat damit zwei Aufgaben: (1) Die Umgebung metrisch in ein Weltmodell zu übertragen und (2) daraus eine Information über die Intention (Treppe rauf, Rampe rauf) des Prothesen-Nutzers zu erhalten. Hierbei gilt es, die Randbedingungen der Einsatzfähigkeit einer technologischen Lösung mit einzubeziehen. In Vorarbeiten zu dieser Dissertation wurde durch den Autor bereits ein laserbasiertes Sensorsystem zur Umgebungserfassung untersucht (Kleiner 2011). Hierbei wurde die Erkenntnis gewonnen, dass sich optische Sensoren aufgrund von Überdeckungen durch Kleidung nicht in eine Prothese der unteren Extremität integrieren lassen. Radarsensoren haben diese Einschränkungen nicht, da aufgrund der Wellenlänge nichtleitende Stoffe transparent wirken. Dieser Ansatz wurde daraufhin in Form eines Patents geschützt (DE102009030995A1 05.01.2011). Das Ziel dieser Arbeit ist es, den radarbasierten Ansatz als Messsystem zu entwickeln und hinsichtlich des Einsatzes zur Umgebungsvermessung zu untersuchen.

1.2 Aufbau der Dissertation

Die Dissertation gliedert sich in neun Kapitel. Der medizinische und technische Hintergrund zur Prothetik wird in Kapitel 2 dargestellt. In Kapitel 3 werden die Anforderungen für eine mobile Umgebungsvermessung analysiert. Des Weiteren wird ein Überblick über

die existierenden Sensorsysteme für die Regelung aktiver Prothesensysteme gegeben. Darüber hinaus werden Analogien zur Entwicklung humanoider Roboter aufgezeigt. Kapitel 4 beschreibt den Aufbau des zu entwickelnden Sensorsystems für die Umgebungsdetektion während des Gehens sowie die Analyse der Bestandteile und deren Messprinzipien. Mit Kapitel 5 wird die Umgebungsmessung und -modellierung als wesentlicher Teil der Dissertation behandelt. Dieses Kapitel beinhaltet die sensorische Erfassung der Umgebungsstruktur und die nachfolgende Dimensionierung der Objekte in räumlichem Bezug zum Prothesensystem. In Kapitel 6 wird der Sensorfusionsfilter zur Rekonstruktion der Bewegungserfassung mittels Inertialsensorik beschrieben und verschiedene Methoden zur Fehlerunterdrückung werden analysiert. Die Implementierung zur Durchführung von Laborversuchen und der Probandenstudie sowie Messreihen wird in Kapitel 7 beschrieben. In Kapitel 8 werden die Ergebnisse der Messreihen präsentiert und analysiert. Das Kapitel 9 fasst die Wirkungsweise des Gesamtsystems abschließend zusammen, zieht verallgemeinerte Schlussfolgerungen und gibt einen Ausblick auf weitere Forschungsarbeiten.

2 Hintergrund

Dieses Kapitel vermittelt einen Überblick über aktive Beinprothesen und den aktuellen Stand der Technik. Im Speziellen enthält es eine Darstellung sensorischer Systeme für die Steuerung von Prothesensystemen. Darüber hinaus wird eine Analogie zur humanoïden Robotik aufgezeigt, wo bereits seit einigen Jahren an vergleichbaren Fragestellungen geforscht wird.

2.1 Körperachsen und -ebenen

Die Körperebenen des Menschen definieren das kartesische Koordinatensystem im Bezugssystem Mensch und sind in Abbildung 2.1 dargestellt. Während des Gehens bewegen sich die Gliedmaßen hauptsächlich in der Sagittalebene. Die Betrachtung von Gelenkrotationen findet deshalb häufig reduziert in dieser Ebene statt.

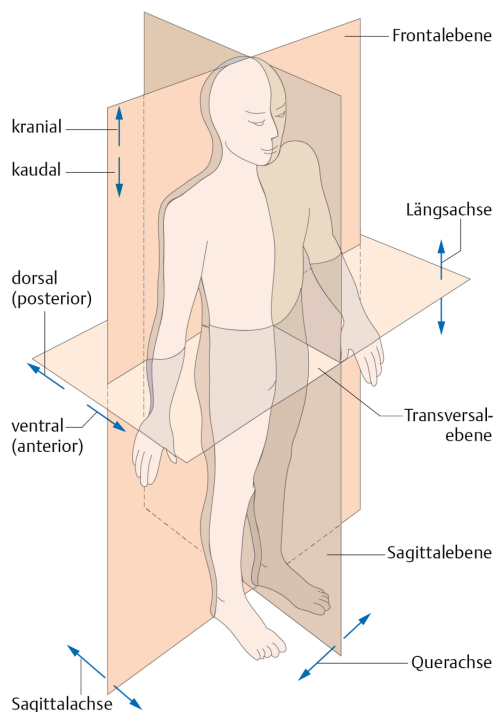


Abbildung 2.1: Die Körperachsen und -ebenen des Menschen (aus Bommas-Ebert et al. 2011)

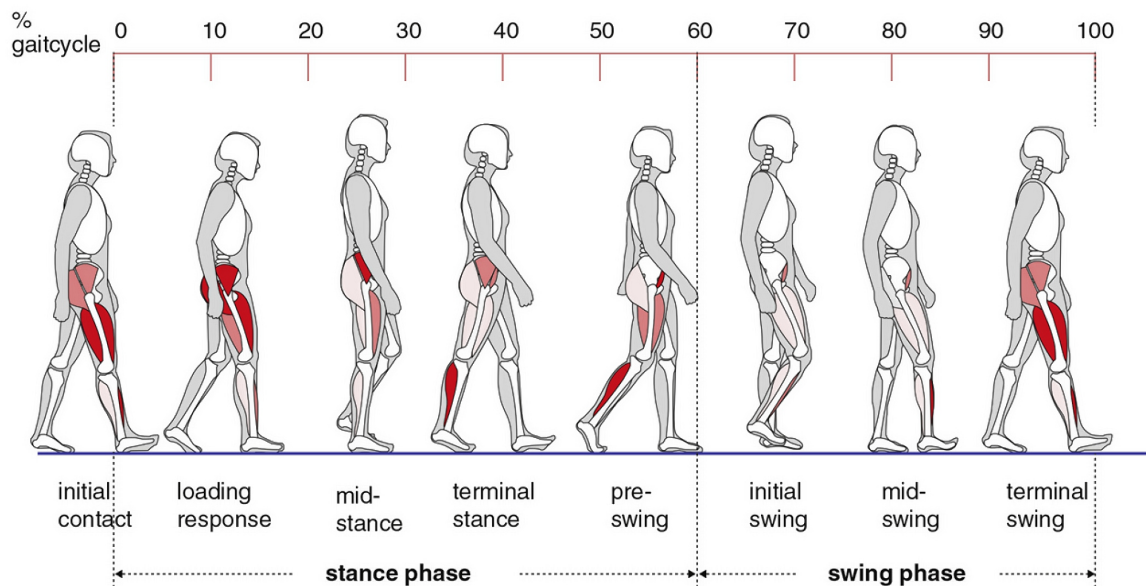


Abbildung 2.2: Der normale Gangzyklus (rechtes Bein) aus Deckers et al. 2017

2.2 Der Bewegungsablauf des Prothesenträgers

Der in (Pitkin 2010) beschriebene menschliche Gang ist ein zyklischer Prozess mit maximaler Ausnutzung der Schwerkraft durch die stetige Änderung der Körperhaltung. Jegliche Abweichung im Gangmuster bewirkt den Einfluss von Kompensationsmomenten an den Gelenken. Prinzipiell gibt es ein periodisches Muster des Ganges, welches in eine Stand- und Gangphase unterteilt ist (siehe Abbildung 2.2). Bei Prothesenträgern ergeben sich beim Über- und Besteigen von Stufen Besonderheiten, die eine Herausforderung darstellen. In dem in (van Keeken et al. 2012) beschriebenen Szenario muss beim Übersteigen von Stufen das Standbein während der Gangphase die Unterstützung liefern, um ein Rutschen oder Stürzen zu vermeiden. Das Schwungbein hat dabei die Aufgabe, ein mögliches Hindernis zu überwinden. Die auftretenden Gelenkmomente am Schwungbein, welche durch die Flexion des Kniegelenks bestimmt werden, sowie der Abstand zwischen Fuß und Hindernis bestimmen den Spielraum für die Hindernisüberschreitung. Dieser Prozess erfordert bei Nichtamputierten kaum mentale Belastung. Wie in Tabelle 2.1 gegenübergestellt, müssen transtibial (TT) und transfemoral (TF) amputierte Personen aufgrund fehlender Muskeln, Gliedmaßen und Gelenke diverse Strategien für die Änderung der Gangart sowie bei der Überschreitung von Hindernissen anwenden. Amputationen im Oberschenkelbereich werden mit TF und im Unterschenkelbereich TT bezeichnet. Besonders bei TF amputierten Personen ist ein deutlich abweichender Gang zum Nicht-amputierten ersichtlich. Die Bewegungsabläufe beim Überschreiten von Hindernissen erfordern deshalb eine

Tabelle 2.1: Strategien für die Überschreitung von Hindernissen (van Keeken et al. 2012)

Amputationsart	Bewegungsvorgang
Keine	Erhöhte Flexion des Kniegelenks durch zusätzliche Kraft am Knieflexor mit Bewegungskopplung des Hüft-Flexors.
Transtibiale Amputation	Der Hüftschwung wird erhöht sowie die Flexion in Hüft- und Kniegelenk. Die Knieflexion wird hauptsächlich durch Kraftwirkung am Hüftflexor erzeugt.
Transfemorale Amputation	Es existieren zwei übliche Strategien: (1) Erhöhte Flexion des künstlichen Kniegelenks mittels zusätzlicher Krafteinwirkung im Hüftflexor. (2) Kreisförmiges Herumführen des Beines durch Abduktion und Außenrotation des Hüftgelenks sowie einer Plantarflexion des Standfußes. Das Kniegelenk bleibt in einer bestimmten Extension fixiert.

erhöhte Aufmerksamkeit. Vrieling et al. 2009 beschreibt, dass mit einem intensiven Bewegungstraining des Patienten diese komplexen Bewegungsabläufe in der Rehabilitationsperiode erlernt werden können. Für TF-Amputierte ist es besonders schwierig, die Knieflexionsstrategie zu erlernen und durchzuführen. Diese Variante hat jedoch den Vorteil, dass wenig Änderungen im Gangverhalten erforderlich sind. Hierbei wird die Bewegung der Prothese durch den Träger geführt und verlangt das Erlernen einer neuen Bewegungsstrategie. In diesem Bereich bieten aktiv angetriebene und gebremste Prothesensysteme aufgrund der Möglichkeit der Anpassung des Gangverhaltens einen wesentlichen Vorteil gegenüber passiven Systemen.

2.3 Die aktive Prothese

Aktive Prothesen für die untere Extremität verwenden Aktoren für die Dämpfung und/oder den Antrieb der künstlichen Gelenke. Alle Systeme haben gemein, dass sie über eine Recheneinheit verfügen, welche die Steuerung der Aktuatoren übernimmt. Die wichtigste Funktion dieser Systeme sind die Nachbildung der natürlichen Bewegungsabläufe und die Unterstützung des Menschen mit zusätzlicher Kraft trotz fehlender Muskeln am Bein. Die folgenden Beispiele repräsentieren marktreife Systeme und dienen zur Erläuterung des Stands der Technik.



Abbildung 2.3: EMPOWER-Prothesenfuß der Firma Otto Bock mit aktiver Unterstützung des Knöchelmoments. (Bildquelle: Otto Bock GmbH 2021, ©Copyrights by Otto Bock)

2.3.1 Fußprothesen

Aktive Systeme sind auf dem Markt bisher selten anzutreffen, da die zu steuernden Momente sehr groß und der dafür verfügbare Platz für Aktorik und Stromversorgung gering gegenüber dem Knie ist. Die Kosten für eine Beinprothese belaufen sich in der Regel auf weniger als 10.000 US-Dollar für ein einfaches Prothesenbein und auf 70.000 US-Dollar oder mehr für ein computergesteuertes Prothesenbein. Die Entscheidung für eine Kostenübernahme durch Krankenkassen hängt vom jeweiligen Amputationsgrad und den Patientenbedürfnissen ab. In der Regel werden jedoch einfache Modelle verschrieben, um eine breite zweckmäßige Versorgung zu gewährleisten. Der PROPRIO FOOT der Firma Össur ist ein mittels Mikrocontroller gesteuerter Fuß, welcher in der Schwungphase, also ohne Bodenkontakt, den Winkel des Vorfußes an das unterliegende Terrain anpasst (Rosenblatt et al. 2014). Dies geschieht nach dem Begehen und erfordert eine geringe Anzahl von Schritten. Der Prothesenfuß mit der höchsten Funktionalität ist der EMPOWER der Firma Otto Bock. In der in Abbildung 2.3 ersichtlichen Funktionseinheit unterhalb des Pyramidenadapters befindet sich eine Feder, deren Kraft über eine adaptive Vorspannung gesteuert wird und mittels mechanischer Umlenkung in ein Moment überführt wird. Neben dem Effekt der Momentensteuerung während der Standphase lässt sich im begrenzten Maße auch eine Flexion des Vorfußes einleiten (Russell Esposito et al. 2016).

2.3.2 Knieprothesen

Das einzige bisher im Markt erhältliche, aktiv angetriebene Knie ist das POWERKNEE, das von der Firma Össur entwickelt wurde. Die Knieflexion wird in der Schwungphase aktiv vorangetrieben. Die erforderliche Kraft muss also nicht am Hüftflexor erzeugt werden. Des Weiteren wird beim Aufstehen, Gehen und Treppensteigen zusätzlich Energie für die Extension des Knies bereitgestellt. Das Resultat ist ein deutlich natürlicherer Gang bei ebenen und unebenen Strukturen (El-Sayed et al. 2014). Das häufig eingesetzte aktive gedämpfte Kniegelenk C-LEG der Firma Otto Bock ermöglicht die Anpassung des Knieflexors an verschiedene Ganggeschwindigkeiten. Der adaptive hydraulische Dämpfer, gesteuert durch einen Mikrocontroller, bestimmt dabei die Zeitkonstante für den Vorschwung des Knies und den Flexionswiderstand während der Standphase.

2.3.3 Kombinierte Knie-Fuß-Prothesen

Ein erweiterter Ansatz bei TF-Patienten ist die Kombination einzelner aktiver Komponenten zu einem Gesamtsystem. Das VANDERBILT POWERED KNEE and ANKLE System ist eine Entwicklung der Vanderbilt University und befindet sich in stetiger Weiterentwicklung. Durch die gemeinsame Steuerung des Knie- und des Knöchelgelenks wird ein natürliches Gangverhalten erzeugt. Sensoren analysieren die Bewegungsmuster und die Gewichtsverlagerung für eine Steuerung der Gangarten (Sup et al. 2009). Die Firma Össur hat mit dem SYMBIONIC-LEG eine Kombination des POWERKNEE und des PROPRIO FOOT entwickelt (siehe Abbildung 2.4). Es erweitert die Funktion des gebremsten Knies mit einer Anpassung der Fußstellung an den Untergrund sowie einer Stolper-Erkennung. Dadurch werden eine erhöhte Sicherheit und Komfort für den Prothesenträger in unebenem Gelände erreicht. Im folgenden Unterkapitel werden Strategien für die Begehung von variierenden Untergründen mit aktiven Prothesensystemen näher betrachtet.

2.4 Vermeidung von Stolperunfällen

Eine geringe Bodenfreiheit des Fußes relativ zum Untergrund kann zum Stolpern bis hin zum Fallen führen und ist ein bekanntes Problem bei Prothesenträgern der unteren Extremitäten (Miller et al. 2001). Eine präventive Maßnahme ist die zusätzliche Erhöhung der Bodenfreiheit mittels Dorsalflexion des Fußgelenks oder der Knieflexion während der



Abbildung 2.4: SYMBIONIC-LEG von Össur mit aktiv gedämpftem Knie und motorbetriebener Knöchelgelenksfunktion (Bildquelle: Össur 2021, ©Copyrights by Össur hf)

Schwungphase. Jonathon et al. 2013 haben in ihrer Arbeit erkannt, dass eine Dorsalflexion des Fußgelenks eine größere Auswirkung auf die Bodenfreiheit hat. Bisher gibt es noch keine Möglichkeit, diese adaptiv dem jeweiligen Terrain anzupassen. Kommerziell verfügbare Systeme wie der ECHELON-Fuß ermöglichen eine zusätzliche permanente Dorsalflexion von bis zu 3° . In Rosenblatt et al. 2017 konnte nachgewiesen werden, dass sich diese Strategie positiv auf das Stolperrisiko auswirkt. Eine Variante zur Sturzvermeidung bei Stolpersituationen ist die Wiederherstellung der Stabilität des Prothesenträgers. Insbesondere bei nicht vorhersehbaren Szenarien wie dem Stolpern und Rutschen stellen heutige aktive Prothesen mit leistungsstarken Elektromotoren die notwendige Dynamik für mögliche Ausgleichsbewegungen bereit. Eine dieser Bewegungen ist zum Beispiel das Anheben des Schwungbeines bei Kontakt mit einem Hindernis. Wenn ein solches Szenario zuverlässig detektiert wird, kann die Prothese eine aktive Rückführung der Stabilität durchführen (Eng et al. 1994). Muskelgruppen im Bein reagieren im Mittel erst nach 100 ms auf den Kontakt mit einem Hindernis. Diese Latenz führt häufig zum Sturz. Eine Detektion mittels EMG kann daher nicht in Betracht gezogen werden. In von Lawson et al. 2010 wird das Problem der echtzeitfähigen Stolper- und Sturzerkennung beim Gehen adressiert. Es wird ein System aus drei inertialen Messsystemen (IMU) vorgestellt, die mechanisch an den drei Beinsegmenten montiert sind. In den erfassten Bewegungsdaten wird über Frequenzanalyse das für Stolpern typische Spektrum innerhalb von 50 ms bis 70 ms ermittelt und an die Prothesensteuerung weitergegeben. In Abbildung 2.5 wird ein Zustandsautomat für das Prothesengehen mit Zuständen zur Sturzvermeidung beim Stolpern dargestellt. Der Vorgang des Stolperns könnte hierbei durch einen Kontakt mit dem

Hindernis vermieden werden. Hierzu ist allerdings die Kenntnis über Hindernisse in der vorangegangenen Standphase notwendig. Des Weiteren befindet sich der Körper bei einer Reaktionszeit von bis zu 70 ms bereits in der Schwungphase, und da zusätzlich Zeit für die Ausführung der Prothesenaktion notwendig ist, wäre ein Sturz beim Stolpern trotzdem nicht auszuschließen.

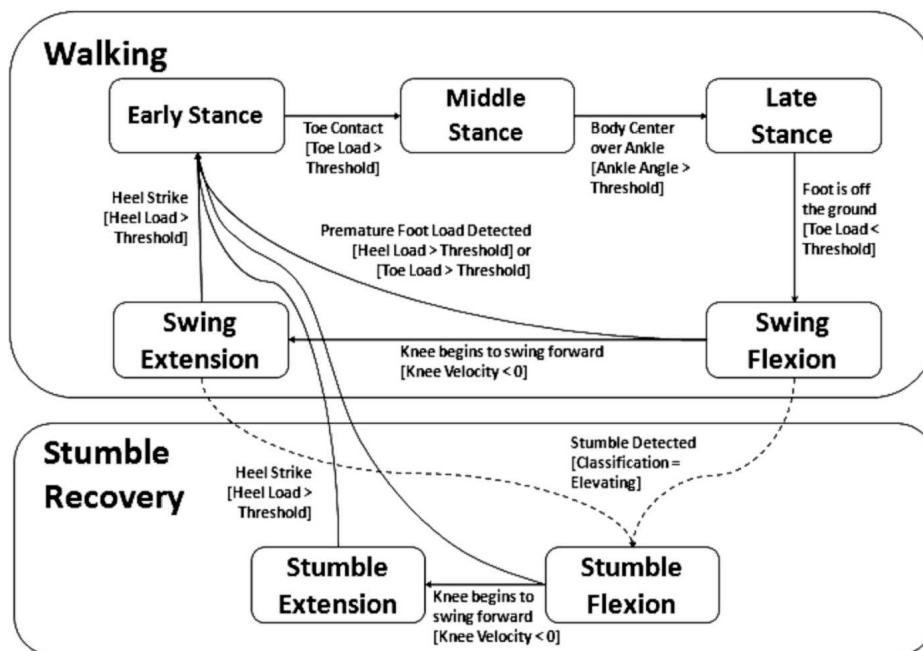


Abbildung 2.5: Zustandsgraph für einen Prothesencontroller mit Stolpervermeidung. (Bildquelle: Lawson et al. 2010)

2.5 Anpassung an variierende Untergründe

Aktuell in der Forschung befindliche aktive Prothesengelenke sind prinzipiell in der Lage, ihre Position und Kraft so zu steuern, dass sie einen natürlichen Gang ermöglichen können (Jiménez-Fabián et al. 2012). Jedoch sind sie immer noch aufgrund der geringen Sensorinformationen über die Intention des Trägers und der Umgebung in ihrer Funktionalität stark eingeschränkt. Es gibt derzeit drei Strategien für die Anpassung: (1) Die Erfassung der Intention des Nutzers mittels Elektromyografie (EMG), (2) die Detektion des Untergrunds nach dem Betreten über die Stellung der Gelenke sowie Detektion der auftretender Kräfte und (3) die Schätzung der Geländeart mittels inertialer Bewegungsmessung.

2.5.1 Die Erfassung der Intention des Nutzers mittels EMG

Diese Strategie der Prothesensteuerung nutzt Information, über den Bewegungswunsch des Nutzers. Wenn dieser bekannt ist, kann sich die Steuerung der Prothese auf das entsprechende Szenario einstellen. Dabei wird ein Zustandsautomat unter anderem mit der Nutzerintention gesteuert und schaltet beispielsweise zwischen Treppensteigen und Gehen. Beim heutigen Stand der Technik wird für die Erfassung dieses Willkürsignals die Elektromyographie verwendet. Diese Methode erfasst die elektrischen Potentiale auf der Muskeloberfläche oder im Inneren des Muskels über der Zeit. Daraus wird die Aktivierung des Muskels errechnet. Da selbst bei einem TT- und TF-amputierten Patienten immer noch Restmuskulatur vorhanden ist, kann diese nach gezieltem Training mindestens für die Schaltung (Ja, Nein) eingesetzt werden (von Rosenberg et al. 2011). In der Arbeit von Varol et al. 2007 wird diese Methode verwendet, um zwischen verschiedenen Ganggeschwindigkeiten umzuschalten. Dazu wird ein Zustandsschätzer mit Referenzdatensätzen trainiert. Während des Gehens werden die aktuellen Messdaten dann über einen Nearest-Neighbor-Algorithmus mit den Trainingsdatensätzen verglichen und es wird ein Zustand ermittelt. Von Srinivasan et al. 2019 wird die neuste Form der myoelektrischen Steuerung beschrieben. Hierbei wird bereits bei der Amputation das Agonist-Antagonist-Verhalten der Restmuskulatur am Stumpf wiederhergestellt. Die Muskulatur kann damit erstmals auf natürlichem Wege ohne spezielles Umdenken angesteuert und die EMG-Signalintensität zur proportionalen Steuerung der künstlichen Gelenkwinkel genutzt werden. Da eine direkte Kopplung der Gelenksteuerung ermöglicht wird, ist das Verfahren sehr vielversprechend. Da hierfür neue Operationsmethoden während der Amputation benötigt werden, ist eine Realisierung im klinischen Betrieb allerdings noch in weiter Ferne.

2.5.2 Detektion des Untergrunds nach dem Betreten

Die Prothese muss sich nicht nur auf die Absichten des Nutzers, sondern auch auf die Struktur des Untergrunds einstellen. Beim natürlichen Gang in Steigungen oder Gefällen verändert sich die Stellung des Kniewinkels und des Fußwinkels in der Standphase gegenüber dem Untergrund signifikant, damit die Person möglichst im Lot steht. Dies wird beispielsweise durch eine starke Flexion des Knies zu Beginn der Standphase und einer erweiterten Extension am Ende der Standphase realisiert. Die Prothese muss für diese Methode die notwendige Knieextension sowie Dorsiflexion bereitstellen. Um dieses Verhalten zu realisieren, ist eine Erfassung der Steigung des Untergrunds während der Standphase

mittels Winkel- und Beschleunigungssensorik notwendig. Hierbei kommen propriozeptive und exterozeptive Methoden zum Einsatz.

Propriozeptive Methoden

Diese Methoden nutzen die Messung der Körperbewegung und der Bodenreaktionskräfte für die Ermittlung des aktuellen Systemzustands. Es werden also alle Informationen von innen heraus während der Interaktion des Systems mit dem Umfeld ermittelt. In der Arbeit von Sup et al. 2011 wird eine Rampe mittels einer IMU, welche mechanisch in den Prothesenfuß integriert ist, erfasst. Eine IMU erfasst Beschleunigungen und Drehraten in sechs Freiheitsgraden. Die Erdbeschleunigung ist im Anteil der Beschleunigungen enthalten und kann zur Berechnung der Winkel in einem Bezugssystem, welches an der Erdbeschleunigung ausgerichtet ist, verwendet werden. Die ebenfalls im Prothesenfuß integrierten Drucksensoren detektieren die Phase, während derer der Fuß vollständig den Boden berührt. Dabei zeigen die Drucksensoren im Vorfuß und an der Ferse die vollständige Flächenbelastung des Fußes auf, was bedeutet, dass der Fuß parallel zum und damit auf dem Boden steht. Während dieser Phase kann über die Beschleunigungssensoren der IMU die Steigung des Untergrunds berechnet werden. Die Anpassung der Prothese erfolgt erst nach dem Begehen des Untergrunds und somit post factum.

Exterozeptive Methoden

Die exterozeptive Erfassung beschreibt Sensoren, die es einem Systems ermöglichen, sein Umfeld wahrzunehmen. Der Vorteil für eine aktive Prothese ist die Kenntnis über den Untergrund und über Objekte, mit denen am wahrscheinlichsten interagiert wird. Somit können zum Beispiel vor dem Auftreten auf einen Untergrund die Gelenke entsprechend vorbereitet werden. Erstmals in der Beinprothetik wurde dies in Kleiner 2011 behandelt. Das dort vorgestellte Sensorsystem besteht aus einer inertialen Messeinheit in Kombination mit einem Laser-Scanner, die am Prothesenrohr zwischen Kniegelenk und Fuß montiert ist. Dieses System vermisst das vorliegende Terrain stetig während der Stand- und Schwungphase und erstellt ein dreidimensionales Abbild der vorausliegenden Umgebung. Obwohl der Ansatz erstmalig eine Möglichkeit zur Klassifikation der Umgebung und Steuerung in Bezug zu dieser bietet, kann der laserbasierte Ansatz aufgrund geringer Robustheit bei Überdeckungen und Stäuben praktisch nicht eingesetzt werden. Die

Arbeit in Ding et al. 2013 stellt ein ähnliches Messsystem vor, jedoch nur mit einem ein-dimensionalen Lasermesssystem. Das Ziel ist hier, während der Standphase die Neigung des vorliegenden Terrains zu messen, welche als Eingangssignal für einen Zustandsautomaten mit verschiedenen Gangmodi dient. Der Hauptfokus liegt auf der Unterstützung eines neuronalen Interfaces, welches die Intention des Nutzers ermittelt. Hu et al. 2018 stellen einen Ansatz zur Schätzung des Gangverhaltens mittels IMU und optischem Tiefensensor vor. Hierbei wird das gesunde Bein optisch erfasst und somit das Gangverhalten des nachfolgenden Prothesenbeins geschätzt. Die Annahme, dass das gesunde Bein immer führt, ist zwingend.

2.5.3 Schätzung der Geländeart mittels IMU

In der Arbeit von Stolyarov et al. 2018 wird ein Ansatz zur Vorhersage der Gangart mittels IMU beschrieben. Im Gegensatz zu bisherigen Methoden wird hierbei die zukünftige Trajektorie des Prothesenbeins für die gesamte Schwungphase am Anfang derselben mittels Mustererkennung geschätzt. Es wird dabei die Annahme getroffen, dass die Bewegung des Beines während der Schwungphase mit der Art der zukünftigen Kontaktoberfläche korreliert. Bein Treppensteigen ist dies besonders gut sichtbar. Das Bein wird während der Schwungsphase deutlich gegenüber dem normalen Gehen angehoben. Der Ansatz ermöglicht in diesem Fall die Anpassung des Knöchelmoments bei einer aktiven Fußprothese vor dem Auftreten. Beispielsweise beim Treppensteigen wird das Moment verringert, um weniger Widerstand zu erzeugen. Der Nachteil ist jedoch, dass für die Anpassung der Aktuatoren nur wenige 100 ms in der Schwungphase bleiben. Mindestens 300 ms werden hierbei bereits am Anfang der Schwungphase für die Mustererkennung benötigt.

3 Konzeption der Terrainerkennung

In diesem Kapitel werden zunächst die Anforderungen an eine Erkennung von Geländeübergängen und -arten analysiert. Daraufhin werden die Spezifikationen für eine sensorische Erkennung des Terrains umrissen. Im Anschluss werden Sensoren zur kontaktfreien Umgebungserfassung in Bezug zu den Anforderungen gegenübergestellt.

3.1 Anforderungen an eine Terrainerfassung für Knie- und Fußprothesen

Die Erkennung des Untergrunds mittels Distanzmess-Sensorik hat für den Einsatz in der Prothetik besondere Anforderungen zu erfüllen. Zum einen ist es notwendig, das vorliegende Terrain zu klassifizieren und im Besonderen auch die räumliche Einordnung in Bezug zur Prothese zu erfassen. Die Bedingungen und die Einsatzumgebung können im Gegensatz zu Robotersystemen nicht hinreichend kontrolliert werden. Da das Messsystem zum einen als Produkt in eine Prothese integriert werden soll und zum anderen den Prothesenträger nicht einschränken darf, ergeben sich daraus neue Anforderungen.

3.1.1 Minimale zu detektierende Objekthöhe

Zur Anpassung der Dorsalflexion einer Fußprothese benötigt die Steuerung eine Winkelinformationen zur Einstellung einer hinreichenden Bodenfreiheit oder den Befehl zur Ausführung einer fest eingestellten Dorsalflexion. Die Bodenfreiheit wird als foot clearance angegeben und ergibt sich, wie in Abbildung 3.1 dargestellt, je nach Gangphase aus dem Abstand der Ferse (heel clearance, HC) oder der Zehen (toe clearance, TC) zum Untergrund. Der TC ist eindeutig bestimmend und wird häufig als Maß für die Bodenfreiheit herangezogen. Bei Prothesen mit fest eingestellter Flexionsstrategie ist nur die Information über das Vorhandensein eines Hindernisses notwendig. Hierfür muss die kleinste detektierbare Objekthöhe angegeben werden. In einer Studie von Dadashi et al. 2013 mit über 1400 Probanden wurde unter anderem der minimale TC ausgewertet, dessen Mittelwert (2.0 ± 0.5) cm beträgt. Die untere Grenze von 1.5 cm kann demnach als minimale zu erfassende Objekthöhe herangezogen werden. Prothesen mit adaptiver Flexionsstrategie zur

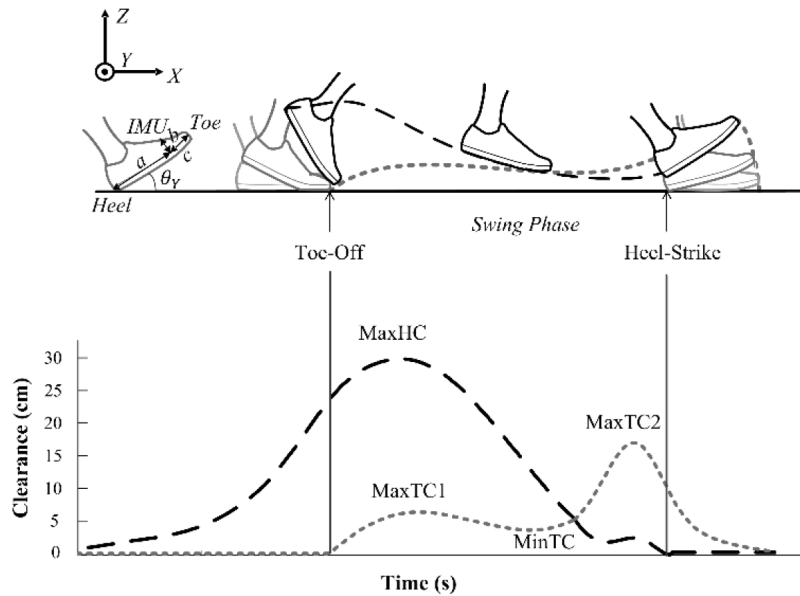


Abbildung 3.1: Verhältnis zwischen Zeh- und Fersensbodenfreiheit während der Schwungphase. Quelle: Dadashi et al. 2013

Hindernissüberschreitung sind bisher nicht existent. Somit ist die Definition der Genauigkeit der Erfassung von Objekthöhen hypothetisch. Letztendlich ergibt sich die Frage, wie viel zusätzliche Bodenfreiheit über Aktoren eingebracht werden muss, um Messunsicherheiten auszugleichen. Diese Frage ist Bestandteil der Diskussion in Kapitel 9.

3.1.2 Art des zu erfassenden Untergrunds

Gemeinsam mit dem Prothesenhersteller Össur wurde evaluiert, welche Untergründe und Umgebungsmerkmale erkannt werden müssen, um die Entscheidung für einen Gangmodus zu treffen. In Tabelle 3.1 ist das Ergebnis tabellarisch aufgelistet. Die Tabelle beinhaltet Objekttypen, deren Bedeutung für eine Prothesensteuerung sowie die Notwendigkeit der Erfassung geometrischer Dimensionen wie Höhe (V), Breite (H) und Tiefe (T). Diese ist von Objekt zu Objekt unterschiedlich. Die horizontale Dimension (vgl. Transversalebene in Abbildung 2.1) ist für die Steuerung der Prothesengelenke nicht notwendig, erhöht jedoch die Sicherheit zum Betreten eines Terrains. Die in Klammern gesetzten Werte sind Annahmen, da noch keine vergleichbaren Erfahrungswerte in der Literatur und in Produkten existieren.

Tabelle 3.1: Objekte für die Charakterisierung von Geländeeigenschaften

Objekttyp	Beschreibung	Erfassung der Dimension		
		H	V	T
Einfache Stufe	Vertikale Stufe mit einer Ebene zum Auftreten. Transition von Ebene zu Stufe.	nein	ja	nein
Erste Stufe einer Treppe bei Aufstieg	Viele vertikale Treppenstufen mit Ebenen zum Auftreten. Transition von Ebene zu Treppe.	(ja)	ja	nein
Letzte Stufe einer Treppe (Plateau) bei Aufstieg	Vertikale Stufe mit einer Ebene zum Auftreten. Transition von Treppe zu Ebene.	nein	nein	nein
Erste Stufe einer Treppe bei Abstieg	Viele vertikale Treppen mit Ebenen zum Auftreten. Transition von Ebene zu Treppe.	(ja)	ja	nein
Letzte Stufe einer Treppe bei Abstieg	Vertikale Stufe mit anschließender Ebene. Transition von Treppe zu Ebene.	nein	nein	nein
Rampe	Ebene mit positiver und negativer Steigung. Übergang von schiefer zu gerader Ebene und umgekehrt.	(ja)	ja	ja
Türschwelle	Erhebung. Hindernis zum Überschreiten. Kann zum Stolpern führen.	(ja)	ja	ja
Hohes Gras	Grass kann die Schwungphasen-Extension verzögern bzw. dämpfen.	(ja)	(ja)	(ja)
Pflastersteine	Kleine Erhebungen. Können zum Stolpern während der Schwungphase führen.	(ja)	ja	(ja)
Große Hindernisse	Ungewollte Knieflexion kann zum Kollision mit einem Hindernis führen, beispielsweise eine Wand oder ein großer Stein.	nein	(ja)	nein

H=Horizontal, V=Vertikal, T=Tiefe, ()=Annahme

3.1.3 Technische Anforderungen

In diesem Abschnitt werden die technischen Anforderungen für die Auswahl eines Sensorsystems genauer betrachtet. Laut Aussage des Prothesenherstellers Össur sollte der Leistungsverbrauch des Gesamtsystems zur Terraindetektion, bestehend aus Sensor und Auswerteeinheit, im Durchschnitt 50 mW nicht übersteigen. Mit den existierenden Batteriesystemen muss eine Tragedauer von mindestens einem Tag ohne zusätzlichen Ladezyklus möglich sein. Dies schränkt die Auswahl der Sensorsysteme und -prinzipien deutlich ein. Des Weiteren muss das Messsystem den baulichen Anforderungen für die Integration in eine Prothese genügen. Zusätzlich notwendige Ausformungen sollten die typische Beinform unterstützen. Eine weitere Anforderung ist die maximale Zeit für Messung und Berechnung bis hin zur Ausgabe eines Signals an die Steuerung. Sie ist dadurch gekennzeichnet, zu welchem Zeitpunkt die Prothese spätestens Informationen zum Umschalten in einen anderen Gangmodus benötigt. Dies kann sich zeitlich von einem Gangzyklus bis hin zu wenigen Millisekunden vor dem Auftreten bzw. Interagieren mit dem Gelände erstrecken. Diese Anforderung bestimmt direkt die notwendige maximale Entfernung, bei der noch das vorliegende Gelände erkannt werden muss. Für einen vollständigen Gangzyklus mit einer durchschnittlichen Länge von 2 m beträgt dies circa 4 m. Inbegriffen ist dabei die Erfassung der Objektstruktur in der Tiefe. Hierfür sind ca. 2 m Radius ausreichend, was in etwa einem Doppelschritt entspricht. Eine weitere wichtige Anforderung ist die Störuneempfindlichkeit gegenüber Verdeckungen des Sensors durch die Kleidung des Prothesenträgers, wie zum Beispiel eine Hose oder ein Rock. Ein Sensorsystem sollte demnach hindurchschauen können oder nicht davon beeinflusst werden. Ein weiteres wichtiges Merkmal ist die Unempfindlichkeit gegenüber den Umwelteinflüssen im Außenbereich, wie Sonnenlicht, Feuchtigkeit und Temperatur. Aufgrund der geringen Höhe zum Untergrund ist der Sensor potentiell dem aufgewirbelten Schmutz ausgesetzt. Im nächsten Abschnitt soll auf Basis der Anforderungen ein Konzept für die sensorische Terraindetektion aufgestellt werden.

3.1.4 Einbindung der Umgebungsinformation in das Prothesensystem

Wie in Abbildung 3.2 dargestellt, beeinflusst die Umgebung die Intention des Menschen für zukünftige und aktuelle Bewegungen. Daraus resultiert hauptsächlich die Bewegung der Prothese im Raum. Gelenkstellungen und -momente lassen sich mittels Aktoren und

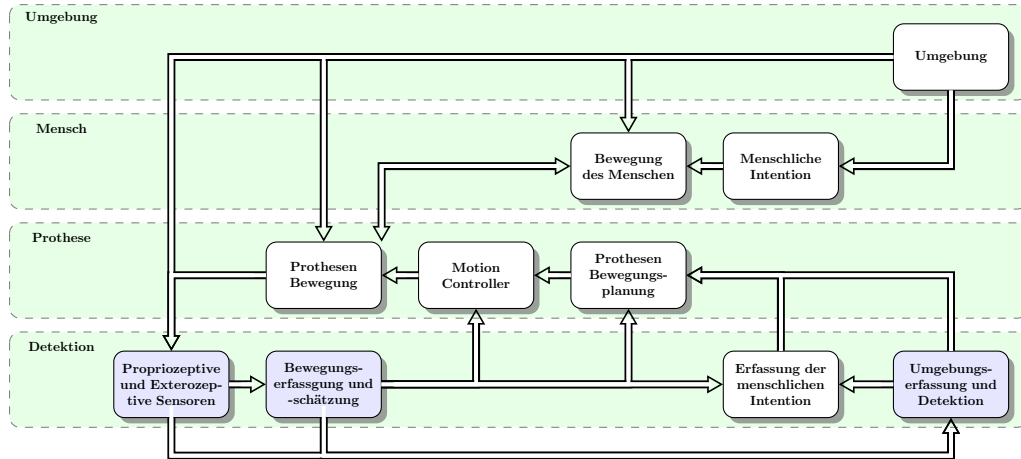


Abbildung 3.2: Konzept der Verknüpfung von Sensorinformationen mit der Prothesensteuerung. Die violett hinterlegten Bestandteile sind Teil dieser Dissertation.

eines dazugehörigen Motion-Controller steuern. Eine übergeordnete Planung stellt verschiedene Gangmodi ein. Hier greift die Umgebungsdetektion ein. Aus den Bewegungsdaten werden die Position und Orientierung der Prothese relativ zu einem Startpunkt geschätzt. Mit den Daten der exterozeptiven Sensoren wird die Umgebungsstruktur geometrisch vermessen und mittels Position und die Orientierung in ein globales Koordinatensystem transformiert. Diese Daten bieten die Basis für die Detektion von Objekten, welche eine Transition zwischen verschiedenen Geländearten darstellen. In der Kombination von Bewegungsdaten und den erkannten Transitionsobjekten entsteht die Interpretation der Intention des Benutzers in Bezug zur Umgebung. Dies bedeutet exemplarisch: Wenn vor einer Person eine Treppenstufe erfasst wird, kann davon ausgegangen werden, dass diese im nächsten Schritt betreten wird. Daraus ergibt sich ein System, welches, an der Prothese getragen, das jeweilige zum neuen Terrain schon vor dem Kontakt zuverlässig erkennt. Im Zustandsautomat der Prothesenbewegungsplanung werden die möglichen Bewegungszustände der Prothese in Systemzuständen repräsentiert und mittels Übergangsbedingungen geschaltet. Sensordaten und zeitliche Bedingungen bieten dafür die Basis. In einfachen Varianten eines Zustandsautomaten werden möglichst viele Bewegungszustände in wenigen Systemzuständen vereint. Dies hat den Vorteil einer geringen Komplexität und einfachen Implementierung, geht jedoch auf Kosten der Anpassbarkeit an bestimmte Eigenschaften der Bewegungszustände. Deutlich wird dies besonders beim Treppengehen, wo die Gangphasen auch ohne besondere Anpassung geschaltet werden können. Wie von Brian et al. 2013 am Beispiel einer aktiven Prothese aufzeigen, werden für die Verbesserung des physiologischen Gangmusters und der Sicherheit verschiedene Steuerungsalgorithmen für die Gangmodi, wie beispielsweise Treppensteigen oder Gehen auf der Ebene, entwickelt.

Die technische Herausforderung liegt dabei darin, rechtzeitig zwischen diesen Gangmodi zu schalten, um einen physiologisch-natürlichen und sicheren Gang zu gewährleisten.

Daraus abgeleitet wird ein Sensorsystem benötigt, welches folgende Komponenten umfasst: (1) Ein Sensorsystem zur kontinuierlichen Bewegungsmessung (Position und Lage) des Prothesensystems in Bezug zu einem Referenzkoordinatensystem bzw. Ausgangspunkt für die Kartierung der Sensordaten. (2) Eine Sensorik zur kontaktlosen Erfassung von Strukturen in der Umgebung sowie dessen geometrische Eigenschaften und Entfernung. Im folgenden Unterkapitel werden diese Komponenten genauer betrachtet und in ein Konzept überführt.

3.2 Vergleich von Sensortypen zur Umfelderkennung

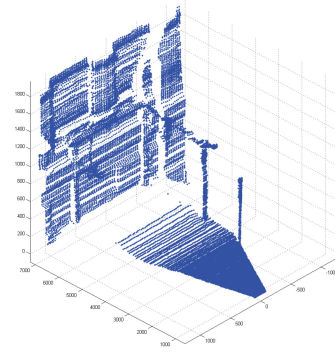
In diesem Unterkapitel werden verschiedene Sensortypen zur Umfelderkennung mit Radarsensoren gegenübergestellt um Vorteile und Nachteile in Bezug zu den Anforderungen aufzuzeigen. Auf Basis der Arbeiten von Ameri 2013 und Behnam et al. 2016 sowie eigenen Forschungsarbeiten zur Untersuchung von Laser- und Radarsystemen wurde die Bewertung verschiedener Sensortypen in Tabelle 3.2 zur Anwendung als Terrainerkennungssystem vorgenommen. Zwei- und dreidimensionale Kamerasysteme haben eine sehr hohe Informationsdichte und sind deshalb besonders für die Umfelderkennung im Allgemeinen interessant. Jedoch scheitern sie insofern an der Praxistauglichkeit, bei Verschmutzung, Verdeckung und ebenso bei verschiedenen Lichteinflüssen, als dass sie bei zuverlässiger Distanzinformation generieren. Lasersensoren und -scanner können aufgrund des aktiven Messverfahrens und der hochgenauen Tiefenmessung eine präzise Umgebungskarte erstellen. In einer Arbeit von Kleiner 2011 wurde ein 2D-Laserscanner an eine Prothese montiert und mittels der erfassten Rotation der Prothese in der Sagittal-Ebene ein dreidimensionales Abbild der Umgebung errechnet. In Abbildung 3.3 ist der Messaufbau und das Ergebnis einer Rampe in Laborumgebung dargestellt. Vorteilhaft ist hier die reichhaltige Strukturinformation. Jedoch limitiert die Empfindlichkeit gegenüber Verdeckungen und Umwelteinflüssen die Einsatzmöglichkeit für Prothesen so stark, dass dieser Sensortyp aus Herstellersicht keine Kundenakzeptanz finden wird. Ultraschallsensoren sind heutzutage die günstigste Variante zur Distanzerfassung im Nahbereich und haben sich besonders im Automobilbereich als Parkassistenzsystem etabliert. Es werden mechanische Frequenzen zwischen 20 kHz und 1 GHz erzeugt und kegelförmig abgestrahlt. Höhere Frequenzen bieten eine bessere Ortsauflösung, werden jedoch deutlich stärker als niedrige Frequenzen in Luft gedämpft und vermindern somit die Reichweite. Das Verfahren ist abhängig von



(a) 2D-Laser-Scanner Aufbau



(b) Rampe in Laborumgebung



(c) Gemessenes 3D-Abbild der Rampe

Abbildung 3.3: Forschungsansatz des Autors zur Umgebungserfassung mittels 2D-Scanner (Kleiner 2011)

der Temperatur des Mediums sowie den Teilchenbewegungen Medium (beispielsweise ein Luftstrom), was zu einer Verfälschung des Messergebnisses führen kann. Einige Materialien, beispielsweise Lautsprecherbespannungen und spezielle Gitter, sind akustisch transparent und können als Schutz vor Verschmutzungen dienen. Ultraschallsensoren werden zur Kartierung und Hindernisvermeidung in der Robotik und Automobilbereich eingesetzt. Schallwellen im Koppelmedium Luft haben im Gegensatz zur Lichtgeschwindigkeit eine langsame Ausbreitungsgeschwindigkeit. Daher muss zwischen Wiederholfrequenz und maximaler Messentfernung abgewägt werden. Bei Entfernungen ab 1 m wird häufig eine Wiederholfrequenz kleiner 20 Hz empfohlen. Ein Scannen während der Standphase beim Gehen würde weniger als 20 Abtastpunkte erzeugen, was für eine Abtastung des Terrains sehr wenig ist. Es hat sich in der Praxis herausgestellt, dass sich besonders Radarsensoren hinsichtlich der Robustheit gegenüber Umweltbedingungen eignen (Qian et al. 2021). Deshalb wird dieser Sensor für sicherheitskritische Anwendungen wie der Kollisionswarnung im Fahrzeug eingesetzt. Für die Auflösung von Umgebungsstrukturen, also zur Unterscheidung von Objekten und Erfassung der Geometrie, sind die Kamera- und Lasersysteme im Vorteil, welche die Umgebung teil hochauflösend abbilden. Ein laserbasierter Sensor ermöglicht eine deutlich bessere Auflösung der Umgebung, kann jedoch nicht verdeckt werden. Im Bereich des Energieverbrauchs und der Integration stehen unter anderem auch die günstigen Ultraschallsysteme hervor. Die gewichtigsten Faktoren für die Auswahl eines Sensorkonzeptes sind die Möglichkeit der Auflösung von Umgebungsstrukturen im Außen- und Innenbereich unabhängig von Umwelteinflüssen sowie eine Funktionsfähigkeit der Messung bei Verdeckungen des Sensors, beispielsweise durch Kleidung. Verdeckungen treten immer dann auf, wenn ein Prothesenträger das System mittels einer Kosmetik oder der Kleidung verdeckt, was aber nicht als ein Ausschlusskriterium für den Einsatz des Systems gelten muss. In Wettkämpfen wie den Paralympics und dem Cybathlon werden

Tabelle 3.2: Vergleich von Sensoren für die Umfelderkennung

	SISO-Radar (24-120 GHz)	MIMO-Radar (24-120 GHz)	Stereo-Kamera	TOF-Kamera	Laser-Distanzsensor	2D-Laser-Scanner	Ultraschall-Distanzsensor
Robustheit gegenüber Umwelteinflüssen	++	++	-	-	+	+	+
Betrieb bei Tag- und Nacht	++	++	-	++	++	++	++
Miniaturisierbarkeit	++	+	-	+	++	-	++
Energieverbrauch	+	-	-	-	+	-	++
Robustheit gegenüber Verdeckungen	++	++	-	-	-	-	+
Maximale Messdistanz	++	++	-	-	++	++	-
Maximale Messfrequenz	++	+	-	-	++	+	-
Baugröße	++	+	+	++	++	-	++
Informationsgehalt zur Objekterkennung	-	+	++	++	-	+	-
Kleinste detektierbare Strukturgröße	+	+	-	-	++	++	-

++ sehr gute Performanz, + gute Performanz, - geringe bis keine Performanz

neueste Entwicklungen der Öffentlichkeit gezeigt, was der Thematik einen technologisch innovativen Charakter verleiht. Ein Prothesenträger mit einem hochentwickelten Produkt erfährt also Bewunderung und Neugier. Bei diesem Vergleich zeigt sich, dass Radar- und Ultraschallsensoren für diese Aufgabe geeignet sind, jedoch mit Blick auf die Auflösung von Umgebungsstrukturen deutliche Nachteile aufweisen. Im direkten Vergleich zwischen Ultraschall und Radarsensoren ist die Wiederholrate bei Ultraschallsensoren zu gering, um neben dem Abstand eine Aussage über die Umgebungsstruktur mittels Scannen während der Bewegung zu ermöglichen.

3.3 Erfassung der Prothesenbewegung

In Unterabschnitt 3.1.4 wurde die Notwendigkeit einer relativen Positionsmessung dargestellt. Lokale Referenzsysteme oder anderweitige Messmethoden, die eine Infrastruktur benötigen, scheiden kategorisch für eine Messung der Prothesenbewegung aus. Benötigt wird eine unabhängige, integrierte Lösung. In derzeitigen Entwicklungen sowie in der Literatur ist die Verwendung von inertialen Messsystemen bereits geläufig. Position und Orientierung können mittels Integration bestimmt werden. Aufgrund der Sensordrift und des Integrationsverfahrens addieren sich Fehler in der Messgröße unweigerlich auf. Unter Verwendung von Schätzverfahren und Modellierung sind stetige Korrekturen des Fehlers in begrenztem Umfang möglich. IMUs bestehen aus einem dreiachsigen Beschleunigungs- und Drehratensensor, dessen Bestandteile orthogonal zueinander angeordnet sind. Die geläufigste Ausführung sind siliziumbasierte Mikrosysteme (MEMS), welche vom low-cost-Bereich bis hin zu hochpräzisen Anwendungen in der Militärtechnik eingesetzt werden. In der Arbeit von Gorsic et al. 2014 wurden IMUs zur Schätzung des Bewegungszustands für die Steuerung aktiv angetriebener Prothesen verwendet. Von Wada et al. 2014 werden Inertialsensordaten zur Drehwinkelstellung während der Schwungphase einbezogen. Die Ansätze zur Rekonstruktion der Prothesenbewegung beschränken sich in der Literatur auf die Messung der Fußbewegung und der Berechnung der höher liegender Extremitäten mittels inverser Kinematik (Ahmadi et al. 2015). Dies hat den Hintergrund, dass sich die Null-Korrektur der Geschwindigkeit am Fuß durchführen lässt, da einige Bereiche am Fuß während der Standphase kurzzeitig in Ruhe sind (Skog et al. 2010). In diesem Ansatz wird das Inertialsensorsystem in der Tibia-Region, welche bei Fuß- und Knieprothese gleichfalls mit einem Prothesenrohr versehen ist, integriert. In Kapitel 6 wird der entwickelte Algorithmus für die Bewegungsrekonstruktion beschrieben und anhand von Messdaten validiert.

3.4 Analogien zur humanoiden Robotik

Humanoide Roboter verfügen über Gliedmaßen, welche einer mechatronischen Prothese im Aufbau sehr ähnlich sind. Der Unterschied besteht darin, dass ein Roboter vollständig gesteuert wird und im Gegensatz dazu eine am Menschen montierte Prothese eine Kombination zweier in Wechselwirkung stehender, aber individuell gesteuerter Regelsysteme ist. Für humanoide Roboter erfordert das Gehen beispielsweise in unstrukturiertem Gelände oder beim Steigen von Treppen und Rampen eine präzise Positionierung der künstlichen Gliedmaßen. Damit sollen gefährliche Stürze und Stolpern vermieden werden, was bei

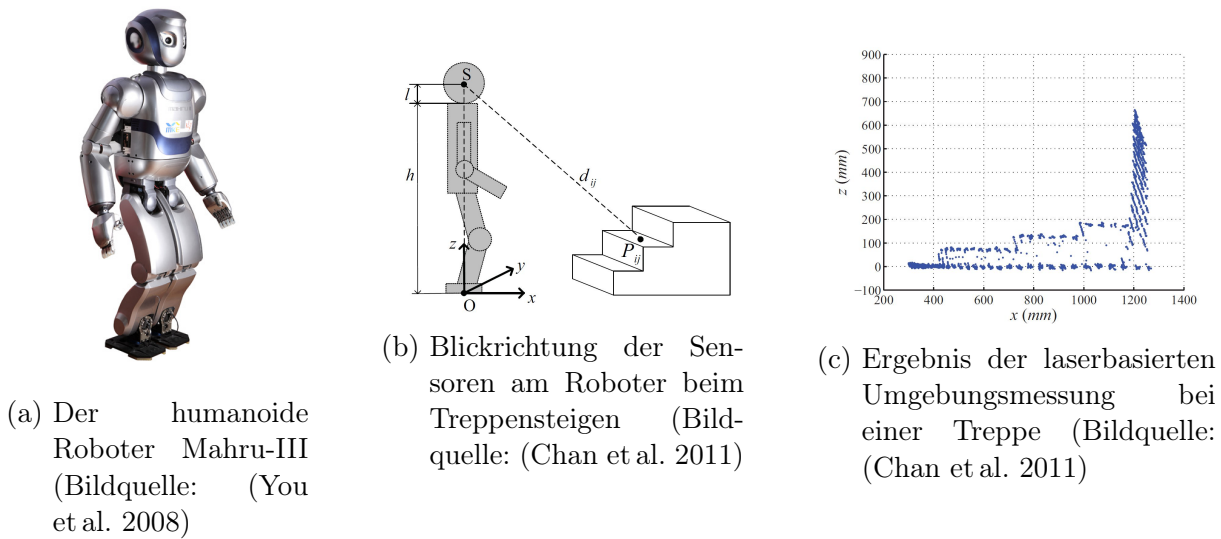


Abbildung 3.4: Laser-Scanner-Umgebungserkennung beim humanoiden Roboter Mahru

einem Roboter heutzutage in den meisten Fällen eine Beschädigung oder einen Ausfall bedeutet. Daher haben sich in den letzten Jahren einige Forschungsgruppen intensiv mit dem Thema der Umfelderkennung und Hinderniserkennung für humanoide Roboter beschäftigt. Die Arbeiten von Maier et al. 2011 und Oßwald et al. 2012 beschreiben eine auf Laser- und Kamertechnik basierte Umgebungserkennung für einen Roboter, welcher zu jedem Zeitpunkt einen statischen Zustand einnehmen kann. Von Oßwald et al. 2012 beschreiben anhand eines bekannten Modells der Umwelt die sechs-dimensionale Lage des humanoiden Roboters mittels einer Monte-Carlo-Lokalisierung ermittelt. Die Laser-Scanner-Daten und extrahierten Linien aus der Kamera werden mittels der bekannten Position am Roboter in ein globales Koordinatensystem transformiert und mit dem vorhandenen Umgebungsmodell abgeglichen. Die eingesetzte Lokalisierungstechnik wurde jedoch nur in statischen Situationen getestet. Der Ansatz von Chan et al. 2011 beschreibt die Nutzung eines Laser-Scanners für die Umgebungserkennung an einem humanoiden Roboter (Abbildung 3.4(a)). Der Sensor ist im Kopf des Roboters integriert und kann während des Stehens in der Sagittalebene elektromechanisch geneigt werden (Abbildung 3.4(b)). Aufgrund der Schwenkbewegung wird ein großes Volumen abgetastet. Das Ergebnis ist, wie in Abbildung 3.4(c) dargestellt, eine Punktwolke, in deren Struktur deutlich Objekte erkannt werden können. Mittels einer Gruppierung der Punkte über Gradienten und Abstand wird in diesem Anwendungsfall die Anzahl und Geometrie der Treppenstufen detektiert. Diese einfache Abstraktion der Daten benötigt zwar wenig Rechenleistung, dennoch ist der Algorithmus auf Treppen in einer störungsfreien Umgebung beschränkt. Das Robotersystem in Nishiwaki et al. 2012 ist ebenfalls mit einem Laser-Scanner ausgerüstet, der sich im Torso des Roboters befindet (siehe Abbildung 3.5). Während des Still-

standes wird über einen Schwenkmechanismus ein Volumen abgetastet. Die Messpunkte werden diskreten Bereichen zugeordnet, welche zusammen die x-y-Ebene in ein Gitter aufteilen. In jedem Gitterbereich wird die Höhe (z-Komponente) aller zugehörigen Punkte statistisch gemittelt. Die resultierende diskrete Höhenkarte dient der Schrittplanung und Lokalisierung. Der Ansatz ist auf relativ großflächige Ebenen begrenzt. Zusammenfassend zeigt sich, dass auch in der humanoiden Robotik die Gliedmaßenbewegung zur Erfassung der Umgebung erfolgreich eingesetzt wird.

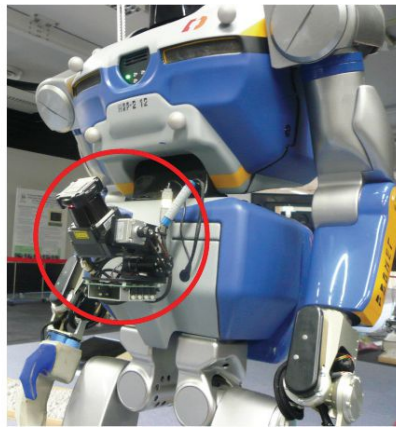


Abbildung 3.5: Der in Nishiwaki et al. 2012 verwendete Roboter mit Laser-Scanner im Torso

3.5 Umgebungserfassung während der Bewegung

Aus der vorangegangenen Analyse wird deutlich, dass sich ein Ein-Kanal Radarsensordistanzsensor als Sensor für die Umgebungserfassung eignet. Da dieser nur radiale Entfernungen ohne Winkelinformation liefert, ist es notwendig, das Prinzip zur Kartierung von Distanzmessungen während einer Bewegung in ein Umgebungsprofil zu betrachten. Hierfür eignet sich die zyklische Bewegung der Prothese. Das Umfeldersfassungssystem wird während des Gehens kontinuierlich in allen sechs Freiheitsgraden bewegt. Die Ausrichtung und Position der Prothese bestimmt das Sichtfeld der Sensorik und somit ist es relevant, den Zeitraum der Messung optimal festzulegen. In Frage kommen die Stand- und/oder Schwungphase oder Teile dieser. Eine hinreichende Ortsauflösung des Bereichs vor der Prothese ist nur möglich, wenn der Distanzsensor in mehreren Positionen und Winkeln das Terrain abtastet. Die Tibia-Sektion überstreicht in der Stand- und Schwungphase einen ähnlich großen Winkelbereich, jedoch in umgekehrter Reihenfolge und einem anderen Zeitbereich. Wie in Abbildung 2.2 ersichtlich, ist die Dauer der Standphase ca. 10 % länger.

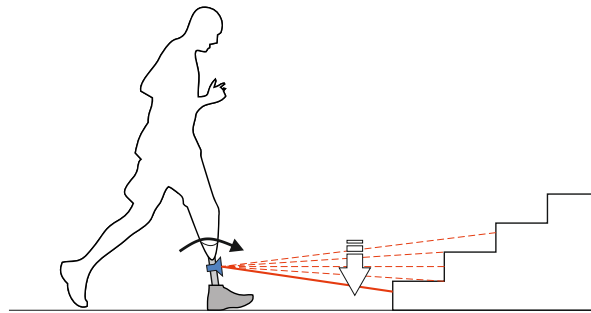


Abbildung 3.6: Umgebungserfassung während des Gehens

Ein weiterer Unterschied ist, dass das Bein während der Standphase hauptsächlich rotatorische Bewegungen durchführt und in der Schwungphase beides kombiniert. Mit größerem Bewegungsumfang erhöht sich auch die Messunsicherheit während der Bewegungsmessung. Das Prothesensystem nutzt die Zeit in der Schwungphase für die Anpassung von Gelenkstellungen und -momenten. Die Information hierfür muss im besten Fall also bereits also am Anfang dieser Phase vorliegen. Zusammenfassend eignet sich die Standphase. Das damit verbundene Prinzip der Umgebungserfassung ist in Abbildung 3.6 dargestellt. Während der Standphase rotiert das Messsystem hauptsächlich in der Sagittalebene im Bereich von ca. 10° bis -50° . Der entwickelte Zustandsautomat in Abbildung 3.7 beschreibt eine mögliche Ausführung und Synchronisation einer Terrainerkennung mit dem menschlichen Gang. Initiiert wird der Erkennungsprozess mit dem Fersenkontakt, welcher die Standphase einleitet. Parallel hierzu wird aus den Inertialsensordaten die Bewegungstrajektorie des Radarsensors berechnet und zusammen mit den Radardistanzdaten abgespeichert. Die Zehenablösung markiert das Ende der Standphase mit dem Übergang zur Schwungphase. Es liegen nun alle Sensorinformation für die Erstellung einer Terrainkarte vor, aus deren Merkmalen bestimmte Terraintypen erkannt werden können. Mit dieser Information führt die Steuerung eine Anpassung der Prothesenmechanik entsprechend der Strategie für den jeweiligen Untergrund durch.

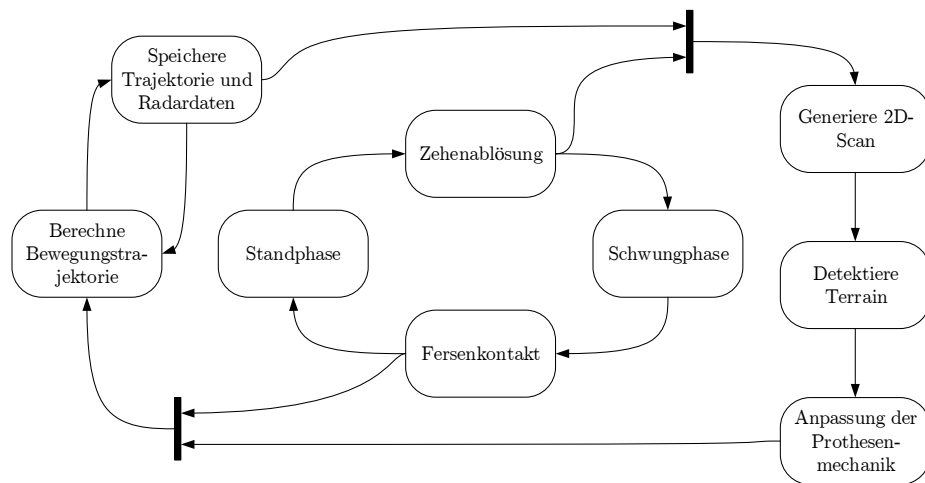


Abbildung 3.7: Zustandsautomat für die Durchführung einer Terrainerkennung während der Bewegung

4 Sensorsystem zur Terrain erfassung

In diesem Kapitel wird das Sensorsystem für die Terrain erfassung beschrieben. Es besteht aus einem Einkanal-Radarsensor für die Umgebungserfassung und einer inertialen Messeinheit zur Bewegungsmessung. Anschließend werden mit Blick auf die Verwendung in der Praxis die Eigenschaften dieses Systems analysiert.

4.1 Definition der Koordinatensysteme

Die Übersicht in Abbildung 4.1 beschreibt die geometrischen Zusammenhänge zwischen dem Sensorsystem, der Prothese und der Umgebung. Zur Vereinfachung wird das Sensorkoordinatensystem als gemeinsame Bezugsbasis für den Radarsensor und die inertiale Messeinheit definiert. Folgende Koordinatensysteme werden eingeführt: Das Welt-Koordinatensystem (KOS) w , welches die Beziehung zwischen der Umgebung und dem Sensorsystem herstellt und dessen z -Achse parallel zum Vektor der Erdbeschleunigung ausgerichtet ist. Das Sensor-KOS s dient zur Beschreibung des Sensorsystem-Ursprungs in Bezug zum Welt-KOS. Das Prothesen-KOS p hat seinen Ursprung auf der Prothesenferse. Hiermit soll das Sensorsystem in Bezug zum Prothesensystem definiert werden. Die Höhe des Radarsensors h_{Radar} ist gleich der Distanz in z^p -Richtung von Prothesen-KOS-Ursprung zum Sensor-KOS-Ursprung. Der Ursprung des Weltkoordinatensystems wird für jede Messung in der Standphase für den Tibiawinkel $\phi = 0$ neu definiert. R ist die radiale Entfernung zwischen dem Ursprung des Sensor-KOS und einem Radar-Messpunkt in der Umgebung.

4.2 Monostatischer Einkanal-FMCW-Radarsensor

Der Begriff „Radar“ steht für die Abkürzung des englischen Ausdrucks **RA**dio **D**etection **A**nd **R**anging. Hierbei handelt es Systeme welche anhand eines ausgesendeten Signals mit der Wellenlänge λ Objekte detektieren und deren Entfernung zu ggf. Geschwindigkeit bestimmen. Als Radar werden Systeme bezeichnet, welche im Bereich von 3 MHz

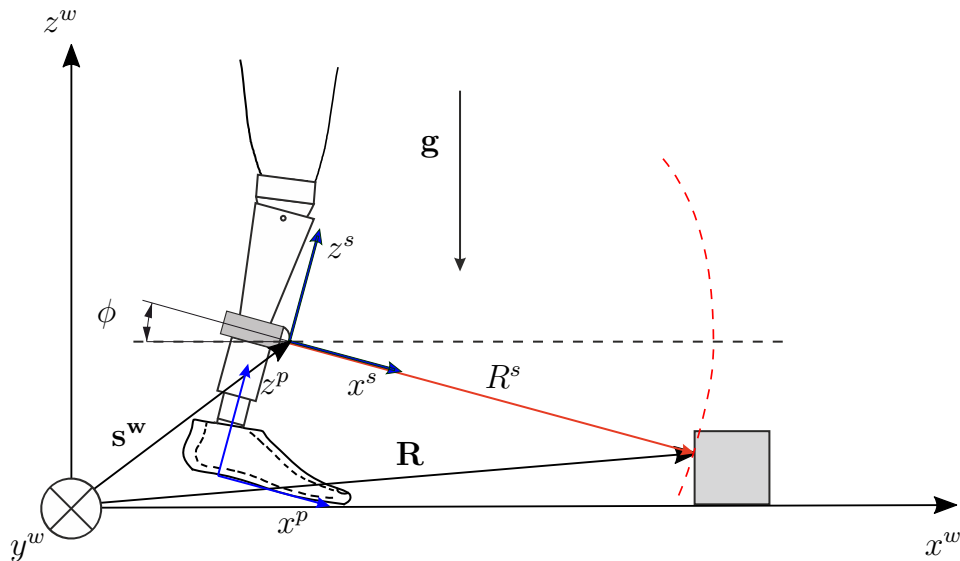


Abbildung 4.1: Definition der Koordinatensysteme mit dem Welt-Koordinatensystem (KOS) w , dem Sensor-KOS s und dem Prothesen-KOS p .

bis 300 GHz operieren (IEEE 1984). Die Auswahl eines Radarverfahrens als Distanzsensoren ist bei vorliegender Baugröße und unter Beachtung des Kosten-Nutzen-Verhältnisses derzeit auf einen bestimmten Typ, das frequenzmodulierte Dauerstrichradar (FMCW), beschränkt. In diesem Abschnitt wird die Funktionsweise und Messcharakteristik eines FMCW-Radars beschrieben. Zur Distanzmessung mittels Radarsensorik stehen prinzipiell zwei Messverfahren zur Auswahl, das Pulsradar und das frequenzmodulierte (FM) Radar (Im et al. 2013). Bei FM-Radaren ist das frequenzmodulierte Dauerstrichradar (engl. **F**requency **M**odulated **C**ontinuous **W**ave (FMCW) Radar) das geläufigste und entsprechend auch kommerziell verfügbar. Beide Radarprinzipien erfassen die Distanz auf unterschiedliche Weise. Bei einem Pulsradar wird die Zeit zwischen einem ausgesendeten und empfangenen Puls direkt gemessen und in eine Distanz umgerechnet, wohingegen bei einem FMCW die Distanz indirekt über eine Phasen- und Frequenzdifferenz zwischen Eingangssignal und Ausgangssignal ermittelt wird. Der Nachteil eines Pulsradars für die Anwendung im Nahbereich, ist eine geringere Objektauflösung bei gleichbleibender Bandbreite gegenüber einem FMCW-Radar. Ein weiterer Vorteil des FMCW-Radars ist die minimale Messdistanz. Bei Pulsradaren ist diese aufgrund notwendiger Pausenzeiten zwischen Senden und Empfangen begrenzt. Pulsradare werden üblicherweise in der Fernerkundung angewendet. Für den Nahbereich bis 100 m sind heutzutage FMCW-Radare im Einsatz und mittels Halbleitertechnologien kostengünstig und miniaturisiert herstellbar. Als monostatisch werden Radare mit einer Antenne bezeichnet, welche zugleich eine Sende- und Empfangsfunktion ausübt. Dies ist platzsparend, hat aber den Nachteil der Kopplung zwischen Sende- und Empfangssignal.

4.2.1 Die Radargleichung

Basierend auf der reflektierten und empfangenen Signalantwort können Entfernung und relative Geschwindigkeit des reflektierenden Objektes ermittelt werden. Die Gleichung zur Berechnung der reflektierten Signalstärke P_r ist in (4.1) angegeben.

$$P_r = \underbrace{\left(\frac{P_t G_t}{4\pi R^2}\right)}_{\text{Reflektierte Leistungsdichte}} \cdot \underbrace{\left(\frac{\sigma_S}{4\pi R^2}\right)}_{\text{Verstärkung am Empfänger}} \cdot \underbrace{\left(\frac{G_r \lambda^2}{4\pi}\right)}_{\text{Verstärkung am Empfänger}} \quad (4.1)$$

P_t bezeichnet die ausgesendete Signalstärke. Die Antenne wird über den Antennengewinn beim Senden G_t und beim Empfang G_r definiert. σ_S ist der gestreute Radarquerschnitt des reflektierenden Objektes. Die Signalstärke nimmt mit der Entfernung hoch 4 ab. Der Empfänger muss somit eine hohe Sensitivität und einen großen Dynamikbereich besitzen, um Ziele im Nah- und Fernbereich wahrzunehmen.

4.2.2 Radarquerschnitt

Der Radarquerschnitt σ_S , im englischen *Radar Cross Section* (RCS) genannt, beschreibt die Beziehung zwischen ausgesendeter Leistung zum Objekt und reflektierter Leistung vom Objekt. Der Radarquerschnitt eines Objektes kann in Simulationsumgebungen für verschiedene Eintreffwinkel und Positionen berechnet werden. In der Realität fallen Objekte deutlich komplexer aus, was die Modellierung aufwendig gestaltet. Hierfür gibt es Simulations-Tools für elektromagnetische Wellen, wie zum Beispiel ALTAIR™, oder Ansätze mittels Raytracing (Ouza et al. 2017), (Gubelli et al. 2013). Die Bedienung und Verfügbarkeit dieser Werkzeuge übersteigt den Umfang der vorliegenden Arbeit, ist für weiterführende Untersuchungen einzelner Terrain-Geometrien aber sicher unterstützend. Für einzelne isolierte Grundgeometrien gibt es in der Literatur, wie beispielsweise in Brooker 2009, bereits gut erforschte analytische Modelle. Für komplexe Geometrien wird der RCS in Vermessungskammern empirisch ermittelt. Die wesentlichen Einflussfaktoren für den RCS sind neben der Oberflächenrauheit und Leitfähigkeit die projizierte Fläche des Objektes und die Wellenlänge des Radarsignals. Mittels dieses Zusammenhanges kann eine Vorhersage über das Reflexionsverhalten getroffen werden, um beispielsweise Objekte wiederzuerkennen oder diese besonders ungünstig für eine Erkennung mittels Radar zu gestalten.

4.2.3 Materialabhängigkeit

Die reflektierte Energie und Polarisation einer elektromagnetischen Welle ist neben der Geometrie auch stark von der Materialeigenschaft, in diesem Fall der dielektrischen Eigenschaft ϵ_r , der jeweiligen Oberfläche abhängig. Luft hat eine Dielektrizitätskonstante von $\epsilon_0 \approx 1.05$. Umso größer ϵ_r gegenüber ϵ_0 , desto mehr Energie wird reflektiert. Zur Vereinfachung wird in dieser Arbeit die Annahme verwendet, dass die Materialeigenschaft der betrachteten Umgebungsstruktur homogen ist und sich somit keine Unterschiede im Rückstreuverhalten ergeben.

4.2.4 Spieglende und diffuse Reflexionen

Die Rauigkeit einer Oberfläche für das Reflexionsverhalten bei Radar wird im Wesentlichen von der Wellenlänge, dem Einfallswinkel der ausgesendeten Radarsignale und der Beschaffenheit der Oberfläche bestimmt. Es werden drei Reflexionsarten unterschieden, die in Abbildung 4.2 zur Veranschaulichung dargestellt sind:

- *Spieglende Reflexionen* bei glatten Oberflächen im Verhältnis zur Wellenlänge. Die Energie wird hauptsächlich nach dem Reflexionsgesetz Einfallswinkel = Ausfallswinkel reflektiert. Mittels monostatischem Radar ist dies nur in einem sehr schmalen Winkelbereich erfassbar.
- *Diffuse Reflexionen* bei rauen Oberflächen im Verhältnis zur Wellenlänge. Die Wellen werden in verschiedene Richtungen zurückgestreut. Die Rückstrahlenergie ist partiell geringer als bei glatten Oberflächen, jedoch dafür über einen großen Winkelbereich erfassbar.
- *Retroreflexion* bei orthogonal zueinander stehenden Oberflächenelementen. Das Signal wird über einen großen Winkelbereich gerichtet zurückgestreut. Hierbei treten Mehrfachreflexionen auf. Retroreflexionen sind über einen großen Winkelbereich hinweg erfassbar.

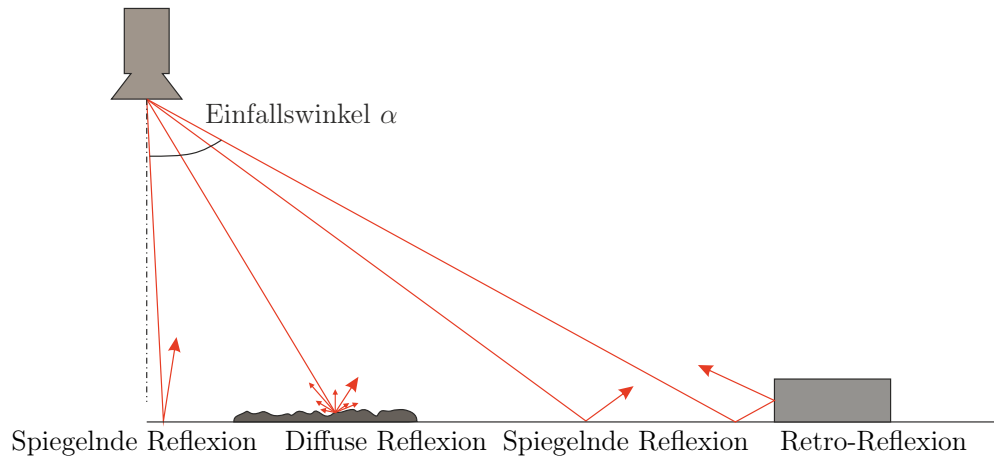


Abbildung 4.2: Reflexionsarten bei unterschiedlichen Oberflächeneigenschaften

4.2.5 Rückstreuung aufgrund von Beugung

Eine Eigenart elektromagnetischer Wellen sind Beugungseffekte an Diskontinuitäten von Oberflächenstrukturen. Diese werden durch abrupte Kanten und konvexe Ecken erzeugt. Hierdurch wird unter anderem ein Teil der Energie wieder in Richtung der ausgesendeten Welle gestreut. Das Phänomen lässt sich mit dem Huygensschen Prinzip erklären, nach dem jeder Punkt einer Wellenfront ein Ausgangspunkt für eine kugelförmige Welle bildet. Die Stärke und Richtung der aufgrund von Beugung gestreuten Energie hängt stark von der Form des Objektes ab. Ein Beispiel von Unterbrechungen an Oberflächen ist in Abbildung 4.3 dargestellt. Des Weiteren treten diese Beugungseffekte auch bei Diskontinuitäten der Oberflächenimpedanz auf. Dies ergibt die Möglichkeit, Abschlusskanten von Flächen zu detektieren. Kleine Brüche im urbanen Untergrund, wie beispielsweise Abschlusskanten an Steinplatten und Fliesen, erzeugen hierdurch einen deutlichen Beitrag zum RCS. Jedoch entstehen auch Rückstrahlquerschnitte von Objekten ohne signifikante Oberfläche und somit ohne Relevanz für eine Hinderniserkennung, wie beispielsweise kleine Löcher und Vertiefungen. Die Kriechwelle ist ein Spezialfall der Beugung, wird auf rundlichen Oberflächen erzeugt und umläuft diese. Hierbei wird kontinuierlich Energie gestreut, sodass auch ein gewisser Anteil nach dem Umlauf wieder zum Sender zurückgestreut wird und somit ein Geisterziel im Spektrum generiert.

4.2.6 Einfluss der Oberflächenrauigkeit

Das Rayleigh-Kriterium stellt eine Beziehung zwischen der Rauigkeit h_r einer Oberfläche sowie der Wellenlänge λ und des Einfallswinkels α her und bestimmt, ob ein einfallender

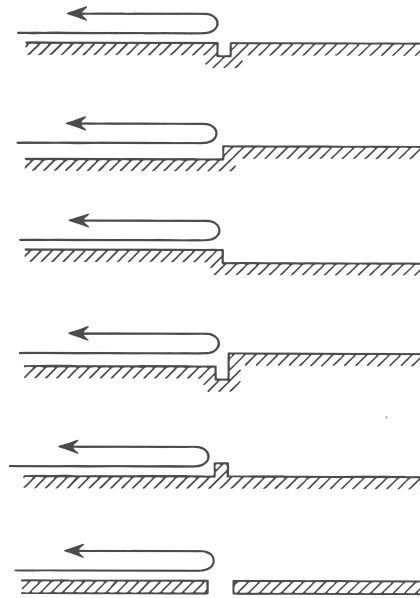


Abbildung 4.3: Unterbrechung an Oberflächen wie Lücken oder kleine Stufen erzeugen eine Reflexion entgegengesetzt der Ausbreitungsrichtung. Quelle Knott et al. 2004

Radarpuls spiegelnd oder eher diffus reflektiert wird. Das Kriterium in (4.2) stellt die Rauigkeit in Beziehung zur Wellenlänge und definiert, wie gering h_r sein muss, damit die Oberfläche noch als glatt gilt und eine spiegelnde Reflexion dominiert.

$$h_r < \frac{\lambda}{8 \sin \alpha} \quad (4.2)$$

Bei Oberflächen mit sehr geringer Rauigkeit spiegelt das Radarsignal stark und die Reflexion erreicht den Empfänger ab einem bestimmten Einfallswinkel nicht mehr. Bei Oberflächen mit hohem Rauigkeitswert überwiegt der diffus streuende Anteil und die Energie wird über einen großen Einfallswinkel-Bereich zurück zum Empfänger reflektiert. In Abbildung 4.4 ist die Rauigkeit für die Trägerfrequenz des in den Versuchen eingesetzten Radars von 94 GHz und der damit verbundenen Wellenlänge von 3.2 mm in Abhängigkeit vom Einfallswinkel dargestellt. Hierbei wird deutlich, dass Oberflächen ab einer Rauigkeit von 400 μm mit dem Einfallswinkel steigend auch diffus reflektieren. Verfahren zum Aufbereiten von Oberflächen, wie beispielsweise Schleifen, Polieren und Fräsen, erreichen im Mittel eine Rauigkeit nicht größer als 400 μm . Im Gegensatz zu Gehwegen und Treppen im Außenbereich ist diese Rauigkeit überwiegend innerhalb von Gebäuden anzutreffen. Somit entscheidet die Rauigkeit auch über die Sichtbarkeit der Oberfläche über einen großen Winkelbereich.

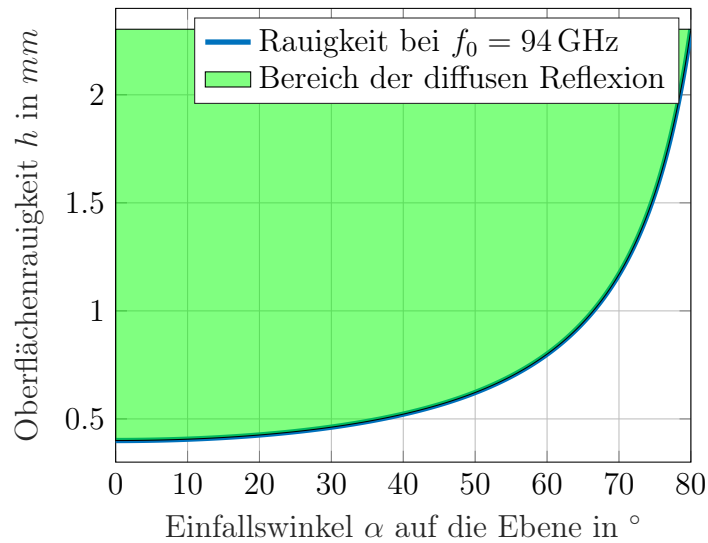


Abbildung 4.4: Oberflächenrauigkeit

4.2.7 Aufbau und Funktionsweise eines FMWC-Radarsensors

Heutige FMCW-Radare sind kompakte, halbleiterbasierte Messsysteme, welche in Front- und Backend unterteilt werden. In Abbildung 4.5 ist die prinzipielle Architektur eines FMCW-Radars dargestellt. Der DSP steuert die Modulation des Frequenzsignals, die heutzutage in Form einer Phasenregelschleife (engl. Phased locked loop (PLL)) umgesetzt ist. Anschließend wird das Signal auf die gewünschte Ausgangsfrequenz vervielfacht, verstärkt und über eine Antenne ausgesendet. Das empfangene Signal wird mittels eines rauscharmen Verstärkers erfasst und mit dem ausgesendeten Signal in die Zwischenfrequenz heruntergemischt. Der Mischer, auch als Quadratur-Empfänger bezeichnet, führt eine Frequenzwandlung des Empfangssignals als komplexe Zwischenfrequenz in der Darstellung $I + iQ$ mit dem Basisband In-Phase (I) und Quadratur-Phase (Q) aus. Die Phasenverschiebung zwischen I- und Q ist nach der Umwandlung theoretisch genau 90° . In der Realität treten zwischen den beiden Signalen aufgrund der unabhängigen Wandlung, Filterung und Verstärkung Phasenfehler und Unterschiede im Signalpegel auf. Diese können zu Geisterzielen im Entfernungsspektrum führen. Mit einem Tiefpassfilter wird nur der niederfrequente Signalteil mit der relevanten Entfernungsinformation herausgefiltert und nochmals für eine Analog-zu-digital-Wandlung verstärkt. Im DSP wird aus dem Zeitsignal die Frequenz bestimmt und in eine Entfernung umgerechnet.

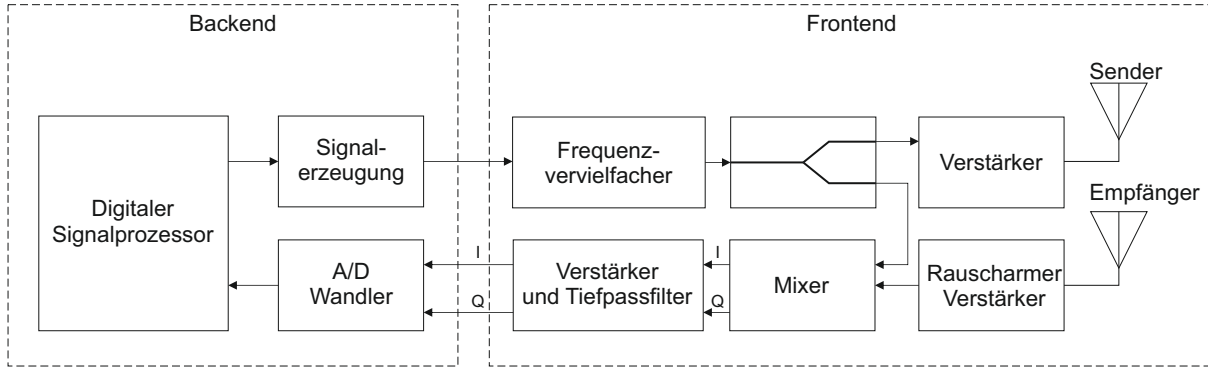


Abbildung 4.5: Aufbau eines FMCW-Radarsensors mit IQ-Verfahren

4.2.8 FMCW-Messprinzip

FMCW-Radare senden ein frequenzmoduliertes Signal aus, dessen Frequenz linear über einen gewissen Zeitabschnitt ansteigt. Typischerweise wird als Sendesignal ein Frequenzchirp in Dreiecksform, also mit steigender und optional fallender Frequenzrampe mit den Frequenzen f_{min} und f_{max} , der Mittenfrequenz f_0 , der Bandbreite B und der Periodendauer T_p angewandt. Die Periode T_p steht hier für die Dauer des ausgesendeten Frequenzmusters f_{TX} , welches sich zu (4.3) berechnet.

$$f_{TX}(t) = f_0 + \frac{Bt}{T_p} \quad (4.3)$$

Nach dem Aussenden wird nach einer Zeit t_s aus (4.4) ein reflektiertes Signal eines Objektes mit der Entfernung R_s und der radialen Geschwindigkeit v_r ein Signal empfangen.

$$t_s = \frac{2(R_s + v_r t)}{c_0} \quad (4.4)$$

Die Zwischenfrequenz f_z mit der Phase Φ_z , auch ZF-Signal genannt, repräsentiert die Differenz zwischen gesendetem und empfangenem Signal (siehe Abbildung 4.6). Sie ergibt sich aus der Frequenzverschiebung aufgrund der Laufzeit t_s zu (4.5) mit den Anteilen f_R und f_D aufgrund der Entfernung und Geschwindigkeit relativ zum Objekt.

$$f_z = \underbrace{\frac{2BR_s}{T_p c_0}}_{\text{Entfernungsverschiebung } f_R} + \underbrace{\frac{2f_0 v_r}{c_0}}_{\text{Dopplerverschiebung } f_D} \quad (4.5)$$

Die Phase Φ_z hat einen relativ kleinen Eindeutigkeitsbereich mit einem Entfernungunterschied von $\frac{\lambda_{min}}{2}$ und berechnet sich bei $v_r = 0$ zu (4.6). Um die Phase für eine Entfernungsberechnung in einem großen Bereich zu verwenden, muss diese durchgängig verfolgt

werden.

$$\Phi_z = 4\pi \frac{f_{min} R_s}{c_0} \quad (4.6)$$

Es gibt zwei gängige FMCW-Modulationsverfahren, welche sich für verschiedene Einsatzzwecke eignen und Frequenzverschiebungen bedingt durch den Dopplereffekt unterschiedlich behandeln.

Sägezahn-förmige Frequenzänderung Die Frequenz steigt, wie in Abbildung 4.6 (links) dargestellt, bis zu einem bestimmten Wert konstant an. Die Entfernung R berechnet sich mit der Zwischenfrequenz f_{zup} der steigenden Frequenzrampe zu (4.7). Eine besondere Form ist das *Fast-Chirp*-Verfahren, bei dem über eine Abfolge von kurzen Frequenzchirps ($T_p \leq 100 \mu\text{s}$) die Distanz und Geschwindigkeit ermittelt werden kann. Dieses Verfahren erfordert längere Messzeiten, ermöglicht dafür aber eine genaue Zuordnung von Objekten und Geschwindigkeiten.

$$R_s = \frac{(f_z - f_D)T_p c_0}{2B} \quad (4.7)$$

Es ist erkennbar, dass ohne die Kenntnis der Geschwindigkeit v_r keine exakte Entfernungsmessung möglich ist.

Dreiecksförmige Frequenzänderung Das Frequenzsignal enthält eine steigende und eine fallende Flanke (siehe Abbildung 4.6 rechts). Mit diesem Verfahren kann gleichzeitig die Distanz und die Geschwindigkeit eines Objektes ermittelt werden. Basierend auf den beiden Zwischenfrequenzen f_{zup} und f_{zdown} , aus der steigenden und der fallenden Frequenzrampe können die Entfernung R und die relative Geschwindigkeit v_r aus (4.8) und (4.9) berechnet werden.

$$R_s = \frac{c_0 T_p}{2B} \frac{f_{zup} + f_{zdown}}{2} \quad (4.8)$$

$$v_r = \frac{c_0}{2f_0} \frac{f_{zup} - f_{zdown}}{2} \quad (4.9)$$

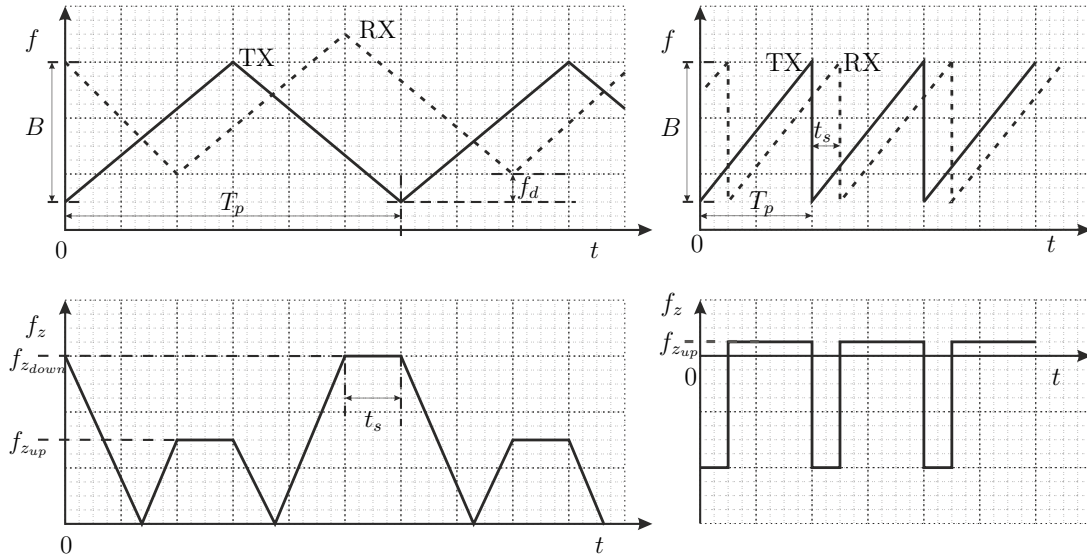


Abbildung 4.6: Zeitlicher Verlauf des Hoch- und Zwischenfrequenzsignals der FMCW Dreieck-Modulation (Links) und FMCW-Sägezahn-Modulation (Rechts)

4.2.9 Einfluss der Prothesenbewegung auf Entfernungsmessung

Während der Messung in der Standphase befindet sich das Radarsystem in Bewegung und es tritt eine nicht zu vernachlässigende Geschwindigkeit in der Hauptbewegungsrichtung von ca. 0.2 m/s auf. Dies bewirkt einen Dopplereffekt. Im Falle einer sägezahnförmigen Modulation ergibt sich der Frequenzfehler aus Gleichung (4.5) und der maximalen Geschwindigkeit von $|\mathbf{v}^w|$ in Objekttrichtung durch die bewegte Prothese zu (4.10).

$$f_{e,D} = \frac{2f_0 v_r}{c_0} \quad (4.10)$$

Mit dem Einsetzen von (4.10) in (4.7) erhalten wir den resultierenden Fehler der Entfernungsmessung $R_{e,D}$ zu (4.11).

$$R_{e,D} = \frac{2f_0 T_p v_r}{2B} \quad (4.11)$$

Bei einer Chirp-Periode von $T_p = 220 \mu\text{s}$ und einer im Industrial, Scientific and Medical Band (ISM) zulässigen Bandbreite von $B = 1 \text{ GHz}$ bei $f_0 = 122.5 \text{ GHz}$ ergibt dies in der Standphase einen Fehler von $R_{e,D} = 5.4 \text{ mm}$ und in der Schwungphase mit einer Geschwindigkeit von von ca. 2.0 m/s einen Fehler von $R_{e,D} = 53.9 \text{ mm}$. Die Entfernungsabweichung während der Standphase ist für die Zielanwendung mit diesen Parametern vernachlässigbar, muss aber je nach Konfiguration neu betrachtet werden. Wenn eine Entfernungsmessung in der Schwungphase erforderlich ist, müsste entweder der Fehler berücksichtigt oder als Modulation des Radarsignals die Dreiecksform gewählt werden, was jedoch eine Halbierung der Wiederholfrequenz zur Folge hat, da sich T_p verdoppelt.

4.2.10 Grundlagen der Signalverarbeitung

Diskrete Fourier-Transformation

Zur Berechnung der Frequenzanteile des digitalisierten komplexen Zwischenfrequenzsignals s_z wird die diskrete Fourier-Transformation (DFT) in (4.12) angewandt, mit dem Frequenzindex i , dem Zeitindex n sowie der Anzahl der Abtastwerte N_s . Daraus ergeben sich die normierten Amplituden $S_{DFT}(i)$.

$$S_{DFT}(i) = \sum_{n=0}^{N_s-1} s_{z_n} \cdot e^{-j2\pi \frac{ni}{N_s}} \quad i = 0, 1, 2, \dots, N_s - 1 \quad (4.12)$$

Hierbei ist in (4.13) die Auflösung der Frequenz von der Abtastfrequenz f_a und der Anzahl der Abtastwerte N_s abhängig.

$$\Delta f = \frac{f_a}{N_s} \quad (4.13)$$

Der Aufwand für die Berechnung der DFT mit der Ordnung $\mathcal{O}(N_s^2)$ ist relativ hoch und lässt sich auf Mikrocontrollern kaum in Echtzeit berechnen. Deshalb wird die Fast-Fourier-Transformation (FFT) in ihrer rekursiven Form eingesetzt, welche mit einem deutlich geringeren Rechenaufwand von $\mathcal{O}(N \log(N_s))$ bei fast dem gleichen Ergebnis auskommt. Die FFT ist ein Algorithmus zur Berechnung der DFT und wird in dieser Arbeit in allen Berechnungen zur Frequenzbestimmung eingesetzt.

Fensterfunktion

Die Fourieranalyse von zeitlich begrenzten Signalblöcken impliziert, dass die Signale periodisch vorkommen. Wenn dies nicht der Fall ist, führen abgeschnittene Signale an den Grenzen der Signalblöcke zu breitbandigen Nebenkeulen im Frequenzspektrum. Eine Möglichkeit zur Unterdrückung dieser Effekte ist die Anwendung gewichteter Fensterfunktionen auf dem Zeitsignal. In der Literatur wird auf einige Fensterfunktionen verwiesen, welche jeweils einen Kompromiss zwischen der Hauptkeulen-Breite bzw. Frequenzauflösung Einbußen beim Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) und der Nebenkeulendämpfung darstellen. Von Doerry 2017 wird beschrieben, dass mit den Blackman-Harris-Funktionen sehr hohe Nebenkeulen-Dämpfungen erreicht werden können. Für Spektren, welche zur zweidimensionalen bild-basierten Auswertung herangezogen werden, hat dies einen großen Vorteil. Bei Spektren aus Radarumgebungsdaten mit mehreren Objekten ist zu erwarten, dass Hauptkeulen mit großen Amplitudenunterschieden nebeneinander existieren und

möglichst nicht mit den Nebenkeulen überlagert werden sollten. Die Fensterfunktion kann als Wichtungsfunktion $w(n)$ mit $n = 0, \dots, N_s - 1$ beschrieben werden. Für Blackman-Harris ist die Funktion in Gleichung (4.14) mit der Fensterbreite F_B angegeben.

$$w(n) = a_0 - a_1 \cos\left(\frac{2\pi n}{N_s - 1}\right) + a_2 \cos\left(\frac{4\pi n}{N_s - 1}\right) - a_3 \cos\left(\frac{6\pi n}{N_s - 1}\right) \quad (4.14)$$

4.2.11 Entfernungsauflösung

Die Entfernungsauflösung bestimmt die minimal mögliche Distanz zwischen zwei Zielen, um diese im Frequenzspektrum voneinander trennen zu können. Das Auflösungsvermögen ist dann von Bedeutung, wenn mehrere zu unterscheidende Ziele im Messbereich vorhanden sind. Die Entfernungsauflösung δ_r hängt reziprok von der Bandbreite B des gesendeten Frequenzchirps ab und berechnet sich zu (4.15).

$$\delta_r = \frac{c}{2B} \quad (4.15)$$

In Abbildung 4.7 ist der Effekt der Entfernungsauflösung grafisch dargestellt. Mit abnehmendem Entfernungsabstand d zweier Objekte und gleichbleibender Entfernungsauflösung bewegen sich die Hauptkeulen im Frequenzband aufeinander zu, bis sie sich überlagern und nicht mehr voneinander trennbar sind. Die Wahl der Bandbreite hat demnach einen entscheidenden Einfluss hinsichtlich des Auflösungsvermögens der Umgebungsstruktur. Jedoch benötigt man mit zunehmender Bandbreite breitbandige Antennen und das notwendige freie Frequenzband des jeweiligen Landes. Es muss also ein Optimum zwischen erlaubtem Frequenzband, Kosten und hinreichender Entfernungsauflösung gefunden werden.

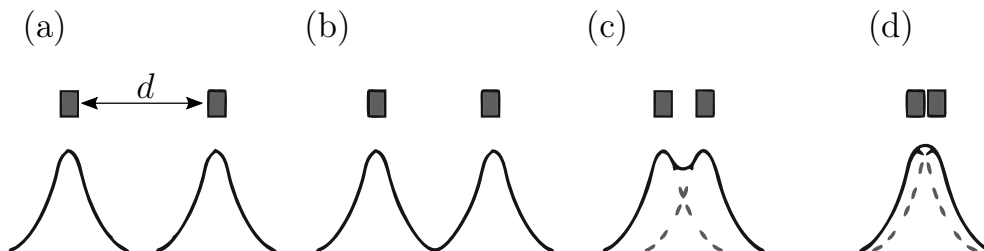


Abbildung 4.7: Zielunterscheidung basierend auf der Entfernungsauflösung: a) Ziele können gut unterschieden werden bei $d > \delta_r$, b) Ziele sind unterscheidbar bei $d = \delta_r$, c) Ziele sind sehr schwer unterscheidbar bei $d < \delta_r$, und d) Ziele nicht auflösbar bei $d \ll \delta_r$. Abbildung nach Nguyen et al. 2016.

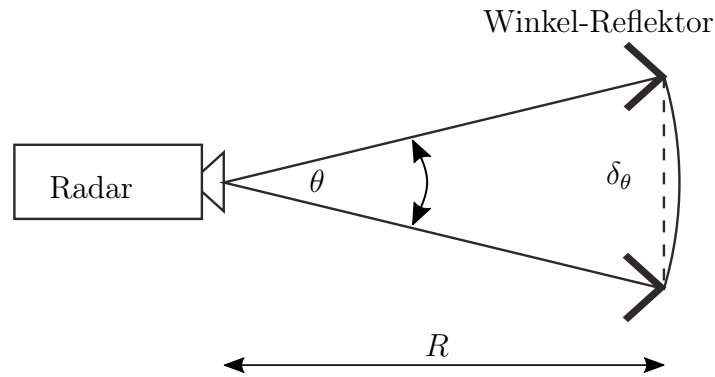


Abbildung 4.8: Die Winkelaufösung δ_θ wird durch den Öffnungswinkel θ der Antenne bestimmt. Darstellung nach Richards 2014.

4.2.12 Winkelaufösung

Das Auflösungsvermögen gibt an, wie groß der tangentielle Abstand zweier Objekte gleicher Entfernung zum Radar sein muss, um sie voneinander unterscheiden zu können. Das seitliche Auflösungsvermögen, auch Winkelaufösung δ_θ genannt, wird durch den Öffnungswinkel der Antenne θ und mittels Gleichung 4.16 bestimmt.

$$\delta_\theta = 2R \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (4.16)$$

Die ausgesendete Energie bis zu einem Signalabfall von -3 dB hat eine keulenartige Form. Der Winkel θ beschreibt die Öffnung dieser sogenannten Hauptkeule an der Antenne. Es gilt, dass zwei Ziele, welche im gleichen Abstand R zur Antenne gleichzeitig von der Hauptkeule erfasst werden, prinzipiell nicht voneinander unterschieden werden können. Somit definieren die beiden Punktstreuer in Abbildung 4.8, die an den Kanten der Hauptkeule platziert sind, die Winkelaufösung des Radarsensors. Mit zunehmender Entfernung verschlechtert sich somit das Auflösungsvermögen. Bei einem schwenkenden Radarsensor können zwei Ziele in gleicher radialer Entfernung mit demselben Rückstrahlquerschnitt nur dann voneinander im Entfernungsspektrum unterschieden werden, wenn sich zwischen deren Amplitudenverläufen im Frequenzspektrum in tangentialer Richtung zum Radius ein Minimum befindet.

4.2.13 Messgenauigkeit

Die hauptsächlichen Quellen für Ungenauigkeiten liegen in der eingesetzten Hardware und der Beschaffenheit und Größe des Radarziels in Bezug zu seiner Umgebung. Typische

Einflüsse sind im Folgenden aufgelistet:

- Die Linearität der Frequenzrampe hat einen großen Einfluss auf die Genauigkeit. Bei Abweichungen bildet sich ein Phasenfehler in der erzeugten Zwischenfrequenz. Die wirkt sich in nicht realen Zielen (engl. Clutter) oder überdeckten Zielen in der Zwischenfrequenz aus.
- Phasenrauschen des Frequenzgenerators (Oszillator). Das Phasenrauschen wird heruntergemischt und ist direkt im ZF-Signal sichtbar.
- Frequenzabhängiger Amplituden- und Phasenfehler des Quadraturdetektors. Die Auswirkungen sind ein unterschiedlicher Pegel zwischen I- und Q-Signal sowie ein Fehler im Phasenversatz zwischen I und Q. Die Phase sollte im Idealfall 90° betragen. Die Fehlereinflüsse heutiger digital und analog integrierter Komponenten auf einem Radarsensor sind nur noch für hochgenaue Messungen relevant, welche eine Genauigkeit im Millimeter-Bereich und darunter erreichen sollen.

Für die Anwendung zur Umgebungserfassung verfügen heutige kommerzielle Radar-ICs bereits über die notwendige Präzision, um eine Genauigkeit für eine Distanz von mindestens 5 mm zu realisieren (Ikram et al. 2018). Hinsichtlich der Auswertung gibt es zwei grundlegende Unterschiede: zum einen die Entfernungsmessung basierend auf der Zwischenfrequenz und zum anderen die Kombination aus Phase und Zwischenfrequenz. Letztere hat eine starke Limitation in Umgebungen mit vielen Objekten und führt deswegen zu einer Verfälschung der Phaseninformation (Bhutani et al. 2019).

4.2.14 Mindestabstand zur Entfernungsmessung

Theoretisch liegt der minimale Messbereich im Bereich der Wellenlänge des Radarsignals. Der messbare Minimalabstand wird jedoch im Wesentlichen durch das Antennen-Klingeln bestimmt. Hierbei handelt es sich um Reflexionen am offenen Ende der Antenne beim Übergang in das Medium Luft. Dadurch kommt es bei einer monostatischen Antenne im Anfangsbereich des Entfernungsspektrums zu großen Amplituden. Diese überdecken mögliche Zielreflexionen in diesem Entfernungsbereich. In Abbildung 4.9 ist das Antennenklingeln des verwendeten Radarsensors aus Abschnitt 7.3 im Spektrum bis 0.5 m deutlich erkennbar. Zur weiteren Signalverarbeitung wird deshalb der Bereich von 0 m bis 0.5 m maskiert und für eine Auswertung nicht weiter betrachtet.

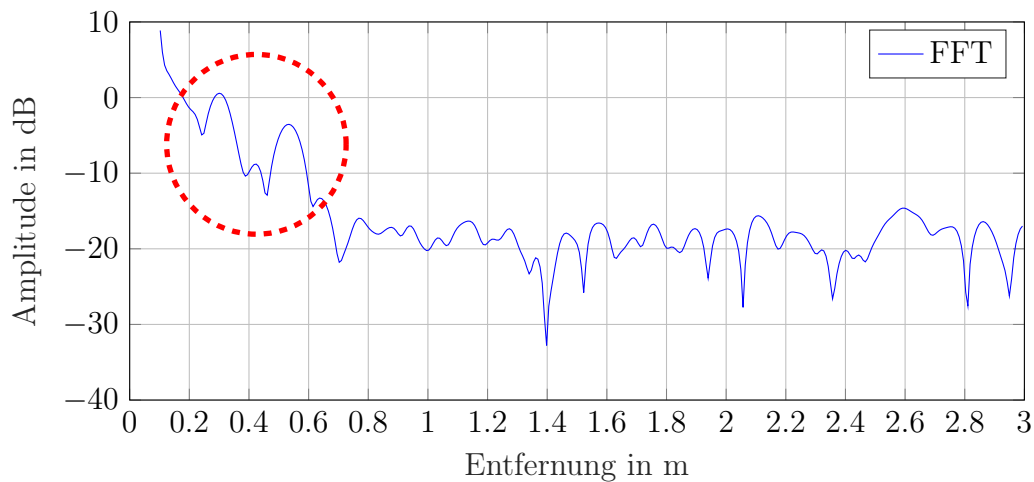


Abbildung 4.9: Entfernungsspektrum mit sichtbarem Antennen-Klingeln (rot markiert) bis ca. 0.5 m

4.2.15 Energieverbrauch

Der angestrebte Bereich für die durchschnittliche Leistungsaufnahme des Radarsensors inklusive Datenverarbeitungseinheit liegt laut Angabe des Prothesenherstellers Össur im Bereich von 50 mW. Dies basiert auf heutigen Abschätzungen, um einen täglichen Dauerbetrieb von 8 Stunden ohne Akkuwechsel realisieren zu können. Die inertielle Messeinheit ist in den meisten intelligenten Prothesen bereits integriert und in dieser Betrachtung deshalb nicht enthalten. In Abbildung 4.10 sind die größten Verbraucher dargestellt. Ein digitaler Signalprozessor (DSP) steuert den Radar-Chip und erfasst mittels Analog-zu-Digital-Konverter (ADC) die Zwischenfrequenz. Diese Architektur wird derzeit am meisten genutzt. Ein technologischer Trend ist die Integration dieser Bauteile in einen integrierten Schaltkreis, was eine Optimierung hinsichtlich des Energieverbrauchs ermöglicht. Der Technologietreiber ist derzeit die Automobilindustrie, wo eine Leistungsaufnahme bis zu 3 W für einen Radarsensor akzeptabel ist. Anwendungen für mobile Applikationen sind mit dem Einsatz im Mobiltelefon bereits in der Entwicklungsphase und weitere Sensoren für den Nahbereich werden in den kommenden Jahren erwartet. Die Leistungsaufnahme

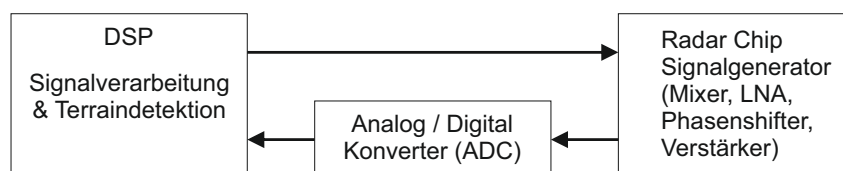


Abbildung 4.10: Komponenten des Radarsensors

derzeit kommerziell verfügbarer integrierter Einkanal-Radarchips für das Nahfeld können

Tabelle 4.1: Berechnung der Leistungsaufnahme des Radarsensors mit Datenverarbeitung

Komponente	P_{min} (mW)	P_{max} (mW)	P_{min} bei 60 % DC (mW)	P_{max} bei 60 % DC (mW)
Radar SISO	350	450	210	270
ADC	10	30	6	18
DSP	2	10	2	10
<i>Summe</i>	362	490	218	298

eine Leistungsaufnahme im Bereich zwischen 350 mW und 450 mW im Dauerbetrieb erreichen (Infineon 2021) (Silicon-Radar 2018). In Tabelle 4.1 ist die Leistungsaufnahme für typischerweise eingesetzte ADC's und DSP's aufgeführt. Es zeigt sich, dass die Gesamtleistung bei Volllast die Obergrenze von 50 mW deutlich überschreitet. In Hinblick auf den Messmodus wird der Radarsensor nur während der Standphase benötigt, was im Verhältnis zum Gangzyklus einem Auslastungsgrad (engl. duty cycle (DC)) von ca. 60% entspricht. In diesem Fall kann ein Wert von 98 mW erreicht werden. Duty Cycles werden bereits von der Mehrzahl der Radarsensoren unterstützt. Mit der technologischen Weiterentwicklung und der stetigen Reduktion des Energieverbrauchs ist ein Erreichen der gesetzten Ziele sehr wahrscheinlich. Beispielsweise kann der A1 Radar Sensor der Firma ACCONEER bei einer Leistungsaufnahme kleiner 1 mW bei 10 Hz Messrate Objekte bis zu einer Reichweite von maximal 2 m erfassen (Acconeer 2019).

4.2.16 Einfluss von Millimeterwellen auf den menschlichen Körper

Aufgrund der Nutzung des Radarsensors in der unmittelbaren Umgebung des Menschen, ist es notwendig, die Auswirkungen der Strahlung auf Lebewesen zu betrachten. Das Millimeter-Wellen-Band (W-Band) reicht von 30 GHz bis 300 GHz, mit einer zugehörigen Wellenlänge von ca. 10 mm bis ca. 1 mm. Anders als Ultravioletter- und Gammastrahlung wirkt Strahlung im W-Band nicht ionisierend. Die Energie der elektromagnetischen Wellen reicht nicht aus, um Elektronen aus ihrer Bindung herauszubewegen. Dieser Effekt erhöht nachweislich das Krebsrisiko (FCC 1996). Die Hauptwirkung auf den Menschen ist die Erhitzung von Gewebe, beispielsweise in den Augen und der Haut. Die Ursache ist die Absorption der Energie durch den menschlichen Körper (IEEE 2006). Zum Schutz des Gewebes existieren Grenzwerte der International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) (ICNIRP 1998), die international anerkannt sind. Die durch die

ICNIRP vorgeschlagenen grundlegenden Einschränkungen und Grenzwerte sind in Tabelle 4.2 aufgelistet und geben an, unter welchen Bedingungen sich das Gewebe um maximal 1 °C erwärmen darf. Die gerichtete Leistungsdichte S_g des Radarsystems bei einem Ab-

Tabelle 4.2: Grenzwerte für die Exposition von menschlichem Gewebe mit mm-Wellen nach ICNIRP 1998.

Exposition	Leistungsdichte (mW/cm ²)	Gemittelte Fläche (cm ²)	Gemittelte Zeit (min)
Berufliches Umfeld	5	20	$\frac{68}{f^{1.05}(GHz)}$
	100	1	
Allgemein	1	20	
	20	1	

stand R errechnet sich aus der ungerichteten Leistungsdichte S_u und dem Antennengewinn G zu (4.17).

$$S_g = G \cdot S_u = G \cdot \frac{P_s}{4\pi R^2} \quad (4.17)$$

Da ein Anteil von bis zu 80 % der ausgesendeten mm-Wellenenergie von der Haut absorbiert wird (Wu et al. 2015), kommt es bei andauernder Bestrahlung zur lokalen Erhitzung. Experimente bei 60 GHz und verschiedenen Leistungsdichten konnten einen maximalen Temperaturanstieg von 0.8 °C nachweisen (IEEE 2006). Da die Augen über keinen vergleichbaren Kühlungsmechanismus wie die Haut verfügen, hat eine lokale Erwärmung eine größere Wirkung. In Experimenten an Primaten bei einer Frequenz von 60 GHz und einer Leistungsdichte von 10 mW/cm² konnten keine Schäden am Gewebe der Augen nachgewiesen werden. Alle Experimente wurden unter Einhaltung der gesetzlich festgelegten Grenzwerte in ICNIRP 1998 durchgeführt, was deren Validität für die Anwendung von mm-Wellen im Nahbereich unterstreicht.

4.3 Inertiales Messsystem

Ein inertiales Messsystem besteht aus drei orthogonal zueinander angeordneten Beschleunigungs- und Drehratensensoren. In einem Strapdown-System sind diese fest mit dem Objekt verbunden und werden als Inertial Measurement Unit (IMU) bezeichnet. Gemessen werden die Ableitungen der dreidimensionalen Bewegung. Die Winkelgeschwindigkeit als erste Ableitung der Orientierung sowie die Beschleunigung als zweite Ableitung der Position. Mittels Koppelnavigation (engl. *dead reckoning*) können die Position und der Winkel

in jeweils drei Freiheitsgraden bestimmt werden. Diese Messungen werden im Sensor-Koordinatensystem erfasst, welches starr mit der Prothese verbunden ist. Heutzutage werden kostengünstige inertielle Messsysteme als Mikrosystem (MEMS) auf Siliziumbasis hergestellt. In der industriellen Forschung besteht ein großes Interesse an zusätzlichen Funktionen und verbesserter Präzision von MEMS-Systemen. In der wissenschaftlichen Literatur wird den Algorithmen zur Sensorfusion viel Aufmerksamkeit gewidmet, da sie die Verarbeitung von Rohdaten mehrerer Sensoren ermöglichen, um zusätzliche Informationen oder eine höhere Präzision zu erhalten. In heutigen Ausführungen sind diese Sensoren in einem hybriden Aufbau miteinander verbunden und bereits ab Werk zueinander kalibriert. Somit entfällt die Notwendigkeit der nachträglichen Kalibration der Sensorenachsen (Perlmutter et al. 2012). Kostengünstige MEMS-Sensoren leiden mehr als andere hochwertige MEMS-Sensoren unter bestimmten Fehlern, wie z. B. Einschaltverzerrungen, Verzerrungsdrift, Skalenfaktor-Drift und anderen umgebungsabhängigen Fehlern (Bhatt et al. 2012). Diese Fehler führen dazu, dass sich der Lagebestimmungsfehler im Laufe der Zeit schnell erhöht und die Genauigkeit der Messung beeinträchtigt wird. Ohne zusätzliche Maßnahmen werden Fehler mit der Zeit aufintegriert. Im Folgenden soll ein Überblick über die Sensortypen vermittelt werden. Die Berechnung der Orientierung und Position auf Basis der Sensordaten ist in Kapitel 6 beschrieben.

4.3.1 MEMS-Drehratensensor

Wenn sich ein Objekt in einem rotierenden Bezugssystem bewegt, erfährt es die Corioliskraft \vec{F}_c welche in Gleichung 4.18 mittels der Objektmasse m , der Geschwindigkeit \vec{v} und der Drehgeschwindigkeit $\vec{\omega}$ des rotierenden Bezugssystems. MEMS-Drehratensensoren nutzen diesen Effekt zur Messung der Rotationsgeschwindigkeit.

$$\vec{F}_c = -2m(\vec{\omega} \times \vec{v}) \quad (4.18)$$

Eine häufig eingesetzte Ausführung der MEMS-Gyroskope basiert auf einer vibrierenden Sensorstruktur, welche mit einer festen Frequenz angeregt wird. In Abbildung 4.11(a) ist eine Prinzipdarstellung des Sensors mit einer oszillierenden Masse aufgezeigt. Wenn das Gyroskop gedreht wird, bewirkt die Corioliskraft eine sekundäre Schwingung in orthogonaler Richtung zur erzwungenen Schwingung. Die sekundäre Schwingung wird mittels kapazitiver Messung erfasst und in eine Drehgeschwindigkeit umgerechnet. In der Darstellung in Abbildung 4.11(a) dreht sich der Sensor um seine y-Achse.

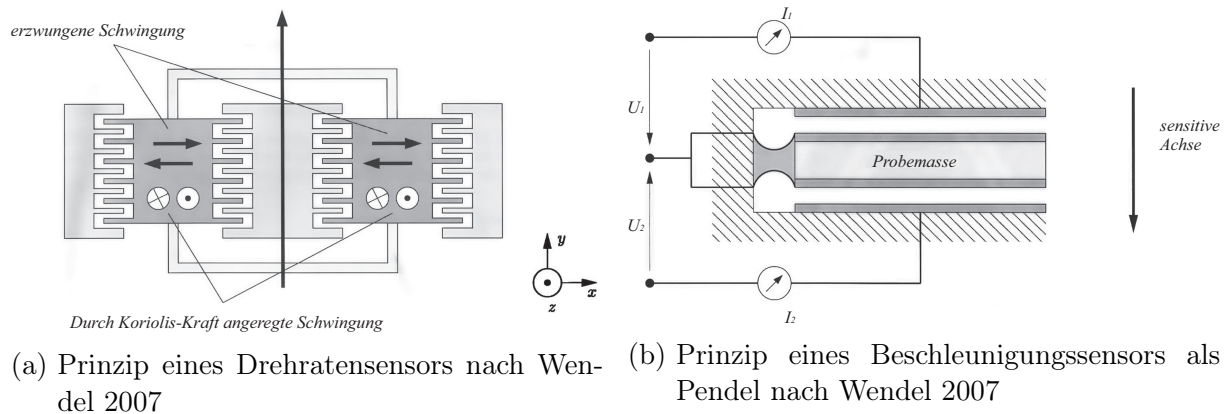


Abbildung 4.11: Prinzip-Aufbau der MEMS Sensoren

4.3.2 MEMS-Beschleunigungssensor

Das physikalische Prinzip des Beschleunigungssensors, wie in Abbildung 4.11(b) gezeigt und von Wendel 2007 näher beschrieben, ist relativ einfach. Eine Masse wird an einer elastischen Aufhängung aufgrund einer Beschleunigung ausgelenkt. Da der Effekt der Gravitation wie eine konstante Beschleunigung wirkt, ist die Masse bereits im Stillstand ausgelenkt. Ohne weitere Informationen wie dem Winkel in Bezug zur Gravitation kann demnach nicht unterschieden werden, ob die Ursache der Auslenkung die Gravitation oder die Bewegungsbeschleunigung ist. Heutzutage gibt es zwei Ausführungsformen, das piezoelektrische und das kapazitive Prinzip. Piezoelektrische Sensoren haben den Vorteil, dass nur dynamische Beschleunigungen erfasst werden. Jedoch ist die Messung der Gravitation essentiell als Bezugssystem für die Winkelmessung. Daher wird für die inertielle Navigation das kapazitive Wirkprinzip eingesetzt.

5 Radarbasierte Umgebungserfassung

Im folgenden Kapitel wird das Verfahren zur Umgebungsmessung von Objekten mittels eines bewegten monostatischen Radars beschrieben. Im Besonderen wird die Reflexionseigenschaft der Umgebung hinsichtlich ihrer Deutbarkeit untersucht, um eindeutige Merkmale zu identifizieren. Des Weiteren wird eine Aussage über die Parametrisierung des Radarsystems für ein hinreichendes Messergebnis getroffen.

5.1 Radar-Scanning

Für die sensorische Abtastung der Umgebung kommt, wie in Abschnitt 4.2 beschrieben, ein monostatischer Radarsensor zum Einsatz. Im Gegensatz zu bildgebenden Mehrkanalradaren, bei denen einer räumliche Abtastung über einen Winkelbereich elektronisch möglich ist, müssen bei Einkanalsensoren entweder die Radarwellen über Spiegel mechanisch abgelenkt werden, oder dass Radarsystem wird entsprechend bewegt. Die einzelnen Messungen werden anschließend zu einem Gesamtbild zusammengesetzt. Ein kostengünstiger Ansatz sind scannende Radarsysteme, welche die Umgebung Sektor für Sektor mittels rotierenden bidirektionalen Antennen erfassen. Das Bild wird mittels Kombination der einzelnen Reflexions-Intensitäten erstellt. Diese Methode benötigt relativ wenig Rechenaufwand, ist aber in ihrer örtlichen Auflösung auf die Apertur und Wellenlänge begrenzt (Ali et al. 2010). Ein anderes sehr bekanntes Verfahren ist das synthetische Apertur-Radar (SAR), welches bereits erfolgreich für rotierende Radare eingesetzt wurde. Hierbei wird zur Strukturerrfassung die Phasenänderung des Radarsignals einbezogen. In der Arbeit von Klausning 1989 wurden jedoch hierbei die Limitierungen besonders für low-cost-Systeme aufgezeigt, da es unbedingt notwendig ist, die Phase des Radarsignals stetig zu verfolgen. Dies erfordert hohen mechanischen und rechnerischen Aufwand, da die Phase nur mit hoher mechanischer Winkelauflösung getrackt werden kann. In einem anderen Verfahren der SAR-Technik in der Arbeit von Ali et al. 2014 konnte zwar mit Vereinfachungen SAR für mobile Roboterplattformen angewendet werden, die Anforderungen an eine kontrollierte mechanische Bewegung können bei einer willkürlichen menschlichen Bewegung jedoch nicht erfüllt werden. Infolge dessen eignet sich für den Einsatz in einer bewegten Prothese

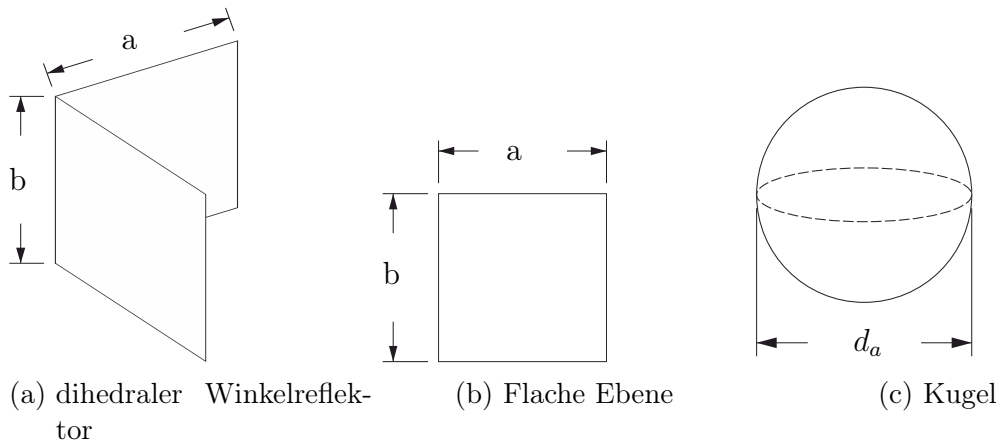


Abbildung 5.1: Ziele für die Innenraum-Modellierung

die Kartierung der Intensitäten einzelner Radarmessungen zu einem Gesamtbild der Umgebung. Im Bereich der Robotik wurde dies für die Navigation zur Verfolgung einzelner Objekte eingesetzt (Fritsche et al. 2015).

5.2 Radarzieldefinition und Umgebungsmodell im Innenraum

Für die Interpretation der Umgebungsdaten aus Radarsignalen ist es notwendig, ein Vorhersagemodell zu erstellen, um festzustellen, ob das Reflexionssignal eine geometrische Form, Störungen, Interferenzen oder andere Signalartefakte repräsentiert. Hierfür wird die Umgebungsstruktur als eine Zusammensetzung verschiedener Grundformen modelliert, für deren Radarquerschnitt bereits verifizierte Daten existieren (Brooker 2009) und die sich möglichst gut voneinander unterscheiden. Aus den in Tabelle 3.1 bestimmten Szenarien können diese geometrischen Grundelemente abgeleitet werden, welche in Tabelle 5.1 und Abbildung 5.1 zusammengefasst sind. Es ergaben sich drei Gruppen an Grundgeometrien, der dihedrale Winkelreflektor (Kante), die flache Ebene und die Kugel. Alle großen Flächen in der Umgebung, wie beispielsweise Wände und der Untergrund oder große Hindernisse, weisen das Reflexionsverhalten der Ebene auf. Anders verhält es sich bei Treppenstufen oder flächigen Objekten in rechtwinkliger Anordnung zum Untergrund. Hierbei kommt es an den 90° zueinander angeordneten zwei Flächen zu einer Retroreflexion. Diese Gruppe wird unter der Bezeichnung dihedraler Winkelreflektor zusammengefasst. Kleinere, mit dem Radar vollständig erfassbare Objekte mit komplexeren Geometrien, wie beispielsweise rundliche Steine, Kugeln oder mehrkantige Objekte, haben

Tabelle 5.1: Auflistung der Radarziele des Umgebungsmodells

Radarziel	Objekttypen aus Tabelle 3.1	Erkennungsmerkmal
Ebene	Wand, Rampe, Untergrund, große Hindernisse	Hoher RCS um 0° Einfallswinkel. Diffuse Reflexion ermöglicht Abtasten über großen Winkelbereich.
Dihedraler Winkelreflektor	Stufe, Türschwelle, Treppe	Retroreflexion. Radiale Entfernung über Einfallswinkel konstant.
Rundliche Objekte	Pflastersteine, kleine Objekte	Konstanter aber kleiner RCS über Einfallswinkel. Geisterziele aufgrund Kriechwellen-Effekt bei leitenden Materialien.

einen kleinen Radarquerschnitt. Dieser variiert jedoch gering über den Betrachtungsbereich. Eine Kugel als Grundform entspricht dieser Gruppe demnach am besten.

5.2.1 Charakteristik einzelner Umgebungsstrukturen

Der Radarquerschnitt ist in der Realität für jedes Objekt individuell. Die Identifikation von einzelnen Radarzielen wird vorrangig in der Luft oder auf dem Wasser angewendet. Hier wird davon ausgegangen, dass sich kaum andere Objekte in der Umgebung befinden, Objektklassen (beispielsweise Schiffe und Flugzeuge) begrenzt sind und die Objekte sich in ihrer Ausdehnung vollständig im Erfassungsbereich des Radars befinden. Strukturen in der Umgebung des Untergrunds grenzen mindestens an benachbarte Flächen wie den Untergrund selbst. Somit ist eine Treppe oder Rampe ein Teil eines Umgebungsabbilds. Ein RCS eines einzelnen Objektes ist demnach immer mit dem RCS umliegender Objekte und Strukturen überlagert und eine eindeutige Zuordnung eines erfassten Radarquerschnitts zu einer Objektklasse oder Umgebungsstruktur ist daher kaum möglich. Objekte der Terrainstruktur, beispielsweise Treppen, sind sich zwar geometrisch ähnlich, im Detail jedoch sehr verschieden. Zum Beispiel können Treppen offen oder geschlossen ausgeführt sein. Mit dem in der Arbeit verwendeten Ansatz kann jedoch ein Abbild der Umgebung mittels Kombination einzelner Radarmessungen aus verschiedenen Positionen und Blickwinkeln erstellt werden. Je nach Messung sind verschiedene Objekte im Erfassungsbereich des Radars und dominieren die RCS einzelner Umgebungsmerkmale. Hiermit wird die Bestimmung ausgedehnter Objekte ermöglicht, deren Abbild nur mittels Zusammensetzung

mehrerer Radarmessungen erfassbar ist. Die Voraussetzung hierfür ist die Modellierung der Radarstrahlen als optischer Strahlengang, um die entsprechenden Gesetzmäßigkeiten anwenden zu können. Das Verhältnis von Objektumfang bezogen auf eine Kugel mit dem Durchmesser d_a in Abbildung 5.1 zur Wellenlänge λ ist die Richtgröße und lässt sich in drei Regionen unterscheiden (Skolnik 2008):

- Rayleigh-Region ($\frac{2\pi d_a}{2\lambda} < 1$): Die örtliche Verteilung RCS ist stark abhängig von der Wellenlänge.
- Mie- oder Resonanz-Region ($1 \leq \frac{2\pi d_a}{2\lambda} < 10$): Der RCS fluktuiert stark in Abhängigkeit von der Wellenlänge.
- Optische Region ($\frac{2\pi d_a}{2\lambda} \geq 10$): Die Wellenlänge hat kaum Einfluss auf den RCS. Optische Gleichungen zur Bestimmung des RCS sind hinreichend genau.

Der eingesetzte Radarsensor hat eine Trägerfrequenz von ca. 94 GHz und entspricht einer Wellenlänge von $\lambda = 3.2$ mm. Ab einem Radius von $d_a \geq 10.2$ mm liegen überwiegend optische Gesetzmäßigkeiten vor, was auf alle relevanten Objekte für die Umgebungserfassung zutrifft. Im Folgenden wird der RCS der in Abbildung 5.1 dargestellten Objekte genauer betrachtet, um einen Erwartungswert für die spätere Analyse der zweidimensionalen Umgebungsbilder zu erstellen.

Flache Ebene

Bei einem monostatischen Radar dominiert je nach Einfallswinkel auf einer flachen Ebene, wie in Unterabschnitt 4.2.6 beschrieben, abhängig von der Rauigkeit entweder der spiegelnde oder der diffus reflektierende Anteil im Empfangssignal. Im diffus reflektierenden Bereich wird ein Teil des Signals über einen großen Winkelbereich direkt zum Empfänger zurückgesendet und das Oberflächenprofil kann somit geometrisch abgetastet werden. Mit dem winkelabhängigen Radarquerschnitt $\sigma_{pl}(\alpha)$ einer planaren Fläche mit den Kantenlängen a und b aus (5.1) zeigt sich, dass die zurückgestreute Leistung bei einem Einfallswinkel von 0° am größten ist. Es ist zu erwarten, dass sich um diesen Einfallswinkel herum alle Reflexionen stark überlagern und im Mittel die gemessene Entfernung konstant bleibt. Somit kann im spiegelnden Bereich die planare Geometrie nicht ermittelt werden und wird auf ein Punktziel reduziert.

$$\sigma_{pl}(\alpha) = \frac{4\pi a^2 b^2}{\lambda^2} \left[\frac{\sin\left(\frac{2\pi}{\lambda} a \sin \alpha\right)}{\frac{2\pi}{\lambda} a \sin \alpha} \right]^2 \cos^2 \alpha \quad (5.1)$$

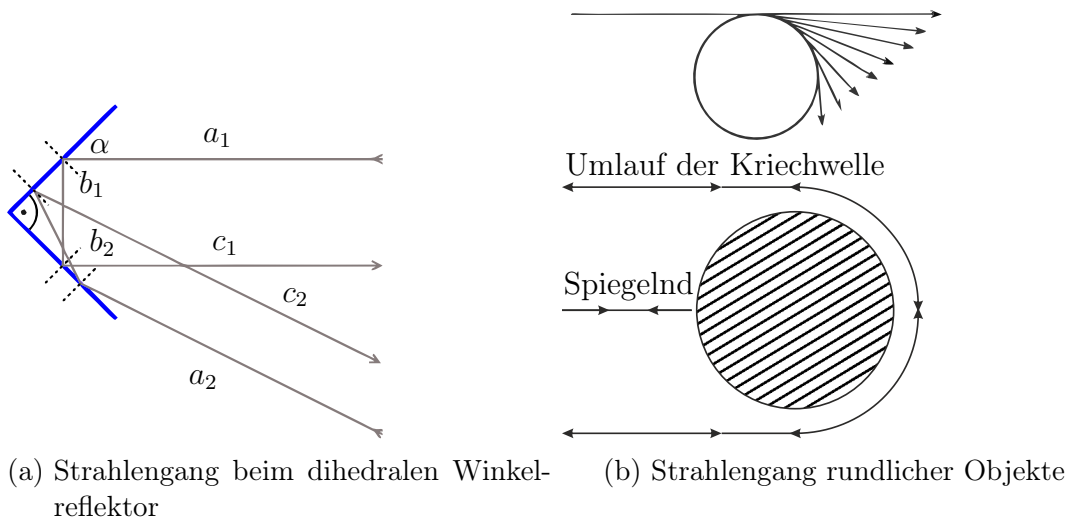


Abbildung 5.2: Strahlengang für ausgewählte Radarziele

Dihedraler Winkelreflektor

Bei diesem Objekt werden die Strahlen zweifach an den rechtwinklig zueinander angeordneten Platten reflektiert. Die Gesamtstrecken für einen Strahl je nach Einfallswinkel bleibt konstant und somit auch die gemessene radiale Entfernung. Für den in Abbildung 5.2(a) gezeigten Strahlengang gilt: $a_1 + b_1 + c_1 = a_2 + b_2 + c_2$. Für den RCS σ_{di} eines idealen dihedralen Winkelreflektor mit den Kantenlängen a und b der angrenzenden Flächen in Abhängigkeit von α ergibt sich mit (5.2) bei einem Einfallswinkel von 45° das Maximum der zurückgestreuten Leistung.

$$\sigma_{di}(\alpha) = \frac{8\pi a^2 b^2}{\lambda^2} \sin^2\left(\alpha + \frac{\pi}{4}\right) \text{ mit } 0^\circ \leq \alpha \leq 90^\circ \quad (5.2)$$

Rundliche Objekte

Der RCS eines rundlichen Objektes mit dem Radius r_a ist relativ klein, da nur ein Bruchteil der Energie direkt zum Empfänger zurückstrahlt, dafür aber, wie in (5.3) ersichtlich, gleichbleibend in Abhängigkeit vom Einfallswinkel. Des Weiteren kommt bei Kontakt zum Boden die Retroreflexion hinzu, was die Sichtbarkeit in einem gewissen Bereich verbessert. Oberflächenwellen haben bei dieser Objektgruppe für monostatische Radare einen Einfluss auf das Empfangssignal. Bei leitenden Materialien (Leitfähigkeit $> 10^{-8} \text{ S m}^{-1}$) bildet sich auf der Oberfläche eine sogenannte Kriechwelle aus (siehe Abbildung 5.2), die kontinuierlich wieder ausgekoppelt wird (Sukharevsky et al. 2015). Ein gewisser Anteil

der Energie umrundet das Objekt und die ausgekoppelten Wellen erreichen den Radarempfänger. Hierdurch entstehen Geisterziele hinter dem Objekt, mit einem Abstand von mindestens dem halben Umfang. Dieser Effekt tritt in urbanen und unstrukturierten Umgebungen unter anderem bei kleinen rundlichen Objekten aus Metall, Gesteinen und Beton auf.

$$\sigma_{sp} = \pi r_a^2 \text{ mit } r_a \gg \lambda \quad (5.3)$$

5.3 Erstellung des 2D-Radarscans

Die komplexe Zwischenfrequenz, als Ausgangssignal des Mixers in Abbildung 4.5, bestehend aus I- und Q-Kanal, wird vorverstärkt und mittels Analog-Digital (AD) Wandler digitalisiert. Neben der Festlegung der maximalen Frequenz (aus Unterabschnitt 7.3.2) ist auch die Auflösung der Amplitude von Bedeutung, da für die spätere Weiterverarbeitung räumliche Intensitätsverteilungen der reflektierten Signale betrachtet werden. In der Ausführung dieser Arbeit wurde ein 14-Bit AD-Wandler eingesetzt, um für die Analyse der Radar-Scans eine möglichst hohe Intensitätsauflösung zu erhalten. In Abbildung 5.3(a) ist die gesamplete Zwischenfrequenz einer Frequenzrampe grafisch aufbereitet. Die Entfernungsinformation ist in den höheren Frequenzanteilen im kHz -Bereich enthalten. Da die I-Q-Signale des verwendeten Radarsensors nur relativ kleine Amplitudenunterschiede zueinander aufweisen, muss für die Vermeidung von hierdurch entstehenden Geisterzielen kein Verfahren zur I-Q Kalibration eingesetzt werden. Anschließend wird das Zeitsignal mit der Blackman-Harris-Fensterfunktion aus Unterabschnitt 4.2.10 multipliziert. Mittels FFT in Unterabschnitt 4.2.10 wird aus dem Zeitsignal $s_z(t)$ das normierte Entfernungsspektrum $S_{FFT}((R_s)(\phi))$ berechnet. In Abbildung 5.3(b) sind die Amplituden des Entfernungsspektrums von drei aufeinanderfolgenden Treppenstufen dargestellt. Die Amplituden unterscheiden sich in diesem Beispiel deutlich aufgrund der unterschiedlichen Einfallswinkel des Radarsignals zu den Frontflächen der Treppenstufen. Alle N_M -Einzelmessungen während der Standphase werden, wie in Abbildung 5.4 dargestellt, in einer gemeinsamen Matrix gespeichert und ergeben das 2D-Entfernungsspektrum.

Die Position \mathbf{R} eines Messpunktes im Weltkoordinatensystem ergibt sich mittels Koordinatentransformation zu (5.4) und der Position \mathbf{s}^w des Radarsensors im Weltkoordinatensystem.

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} R_x \\ R_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sin \phi & 0 \\ 0 & \cos \phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R_s \\ 0 \end{bmatrix} + \mathbf{s}^w \quad (5.4)$$

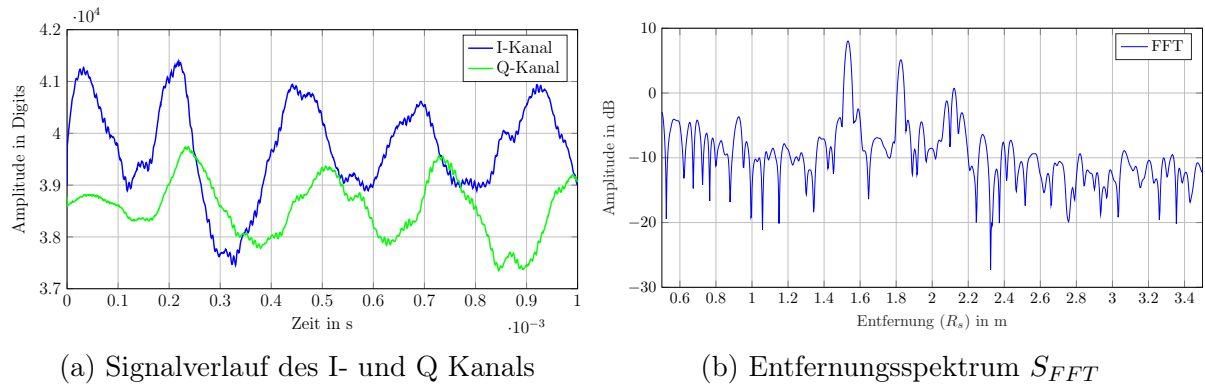


Abbildung 5.3: Entfernungsmessung zu einer dreistufigen Treppe. Verwendet wurde eine Frequenzmodulation als Sägezahnform mit $B = 12$ GHz und $T_p = 1$ ms.

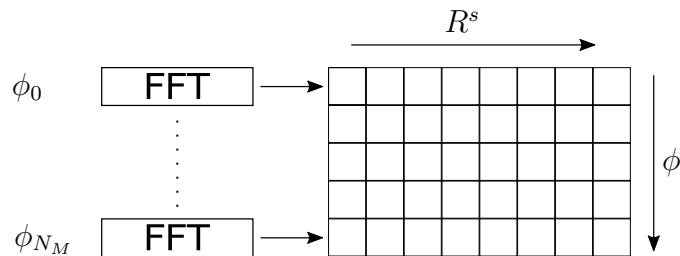


Abbildung 5.4: Zusammensetzung des 2D-Spektrums

Das Resultat, wie in Abbildung 5.5 dargestellt, ist ein zweidimensionales Intensitätsbild in der Sagittalebene. Die farbliche Kodierung entspricht den Reflexionsintensitäten je Entfernung. Das Messobjekt ist, wie eingangs beschrieben, eine dreistufige Treppe. Deutlich erkennbar sind drei äquidistante vertikale Ziele, welche den Treppenstufen entsprechen. Die Ausdehnung in vertikaler Richtung wird durch die Winkelauflösung des Radarsensors, den Auftreffwinkel, den Rückstrahlquerschnitt und die Materialbeschaffenheit des Messobjektes bestimmt. Des Weiteren sind in diesem 2D-Entfernungsspektrum auch Störfrequenzen ersichtlich, die kontinuierlich in einer Frequenz bzw. Entfernung sichtbar sind. Diese treten aufgrund von Einkopplungen auf der Platine des Radarsensors auf und sind meist nur in prototypischen experimentellen Sensoren, wie dem verwendeten FMCW-Radarsensors vorhanden. In kommerziellen Systemen werden Störeinkopplungen per Design elektrisch unterdrückt.

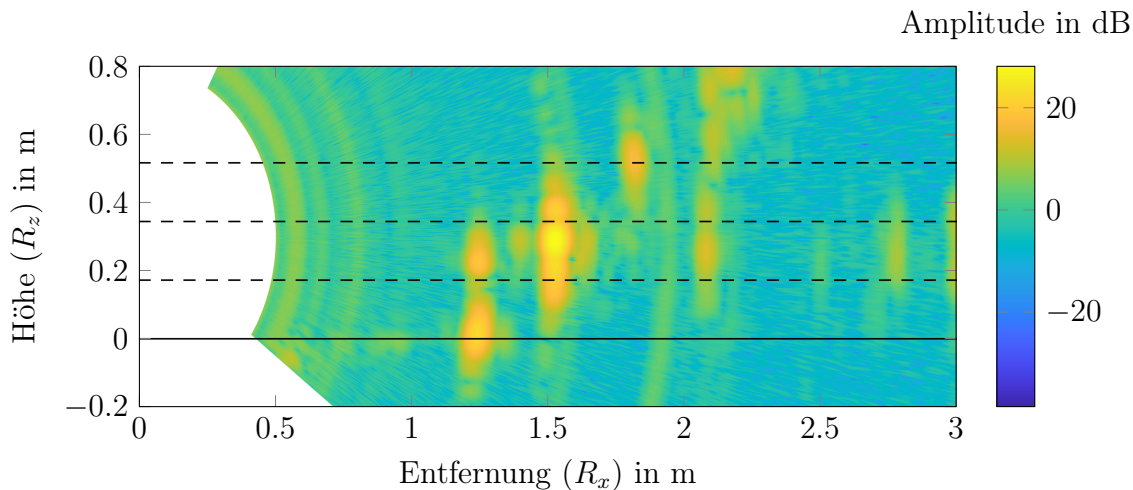


Abbildung 5.5: In das kartesische Koordinatensystem übertragene 2D-Entfernungsspektren einer dreistufigen Treppe. Die gestrichelten Linien repräsentieren die Oberkante einer Stufe.

5.3.1 Untersuchung einzelner Terrainmerkmale

Für das in Abschnitt 5.2 aufgestellte Umgebungsmodell wurden von Objekten, welche exemplarisch für die drei vorgeschlagenen Gruppen von Objekten stehen, Radarscans mit dem in Unterabschnitt 7.5.1 beschriebenen Aufbau durchgeführt. Im Folgenden werden die dazugehörigen 2D-Entfernungsspektren analysiert. Das Reflexionsverhalten entspricht im Wesentlichen den modellbasierten Annahmen für die betrachteten geometrischen Grundobjekte. Spiegelnde Ziele sind hierbei ein Indikator für ein vertikal ausgeprägtes Objekt. Diffuse Ziele sind entweder sehr kleine Erhebungen, welche kein relevantes Hindernis darstellen, oder raue Flächen, die einen flachen Einfallswinkel im Bezug zum Radarstrahl aufweisen.

Vertikale Ebene: In Abbildung 5.6 wurde eine hölzerne vertikale Grobspanplatte mit relativ hoher Rauigkeit vermessen. Im Tibiawinkel um 0° ist deutlich das Maximum der spiegelnden Reflexion sichtbar. Mit zunehmendem ϕ sind die diffusen Reflexionen der Holzwand deutlich erkennbar. Deren Ursache ist eine Kombination aus Rückstreuungen an der rauhen Oberfläche und Materialunregelmäßigkeiten im Inneren der Platte. Dieses Beispiel ist ein Extrem mit besonders günstigen Reflexionseigenschaften, verdeutlicht jedoch die anzutreffende Charakteristik. Je nach Rauigkeit wird sich die Signalintensität des diffusen Anteils verändern und möglicherweise im Rauschen untergehen. Eine verlässliche Konstante ist demnach die spiegelnde Reflexion.

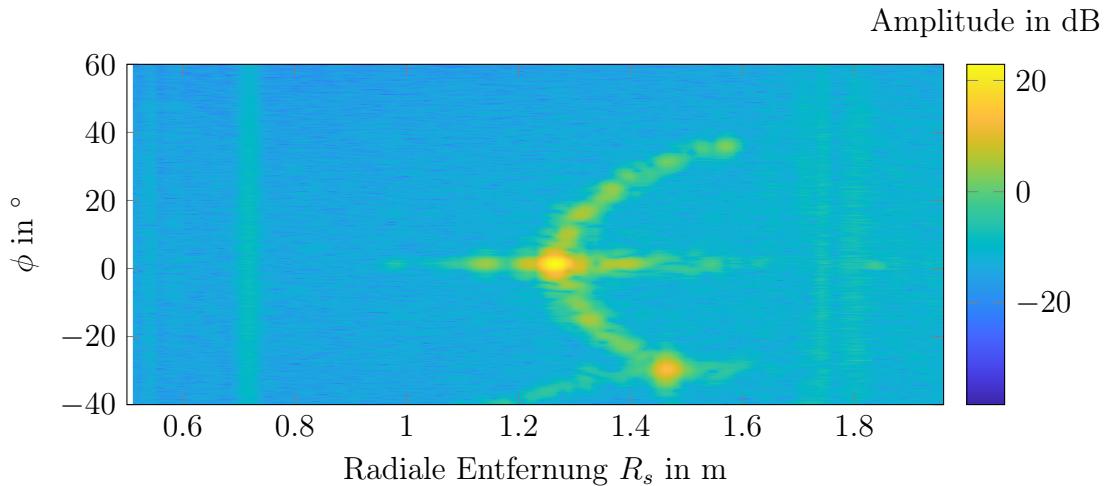


Abbildung 5.6: Radius-Winkel-Spektrum einer vertikalen OSB-Platte. Der Tibiawinkel entspricht ebenfalls dem Einfallswinkel des Radarstrahls.

Dihedraler Winkelreflektor: In Abbildung 5.7 wurde die untere Kante einer vertikalen Grobspanplatte auf Betonboden vermessen. Diese geometrische Anordnung ergibt einen Winkelreflektor, wie er typischerweise bei Treppen und Stufen auftreten wird. In einer konstanten radialen Entfernung von 1.45 m ist die Rückstrahlung der Winkelanordnung sichtbar und hebt sich von der diffusen Streuung weiterführender Flächen der Wand und des Untergrunds ab. In einem Einfallswinkelbereich, in dem die spiegelnde Reflexion der Frontfläche nicht dominiert, befindet sich das Zentrum der Reflexion im Knickpunkt des Winkelreflektors.

Rundliche Objekte: Das Messobjekt in Abbildung 5.8 ist ein quarzbasierter, rundlicher Stein auf einer Betonoberfläche in einem Abstand von 1 m. Sichtbar ist eine Retroreflexion in der Höhe von 0 m, gefolgt von der Reflexion der Steinoberfläche. Ab einer Entfernung von ca. 1.2 m erscheinen Geisterziele aufgrund umlaufender Kriechwellen. Dieses Muster wiederholt sich äquidistant mit abnehmender Leistung. Ohne das Wissen über die Geometrie des Objektes kann kein direkter Rückschluss auf das Vorhandensein von Geisterzielen oder realen Objekten gezogen werden.

Objektkanten Dieses Umgebungsmerkmal beschreibt eine konvexe Ecke oder auch Kante eines Objektes, die eine Unterbrechung der ebenen Oberflächenstruktur darstellt. Dies bewirkt, wie in Unterabschnitt 4.2.5 beschrieben, eine signifikante Rückstreuung der Radarwellen. In Abbildung 5.9 ist hierdurch die Oberkante einer Stufe im Spektrum

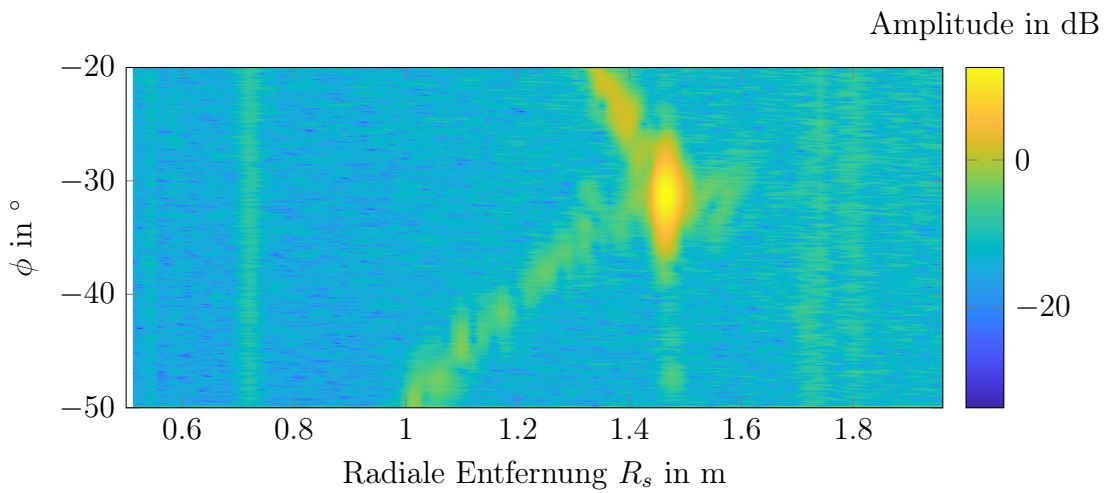


Abbildung 5.7: Radarscan in Polarkoordinaten einer Ecke (Entfernung 1.45 m) zum ebenen Untergrund. Im Gegensatz zu den umliegenden diffusen Reflexionen des Untergrunds und der Stufe ändert sich die Entfernungsmessung über den Winkel nicht.

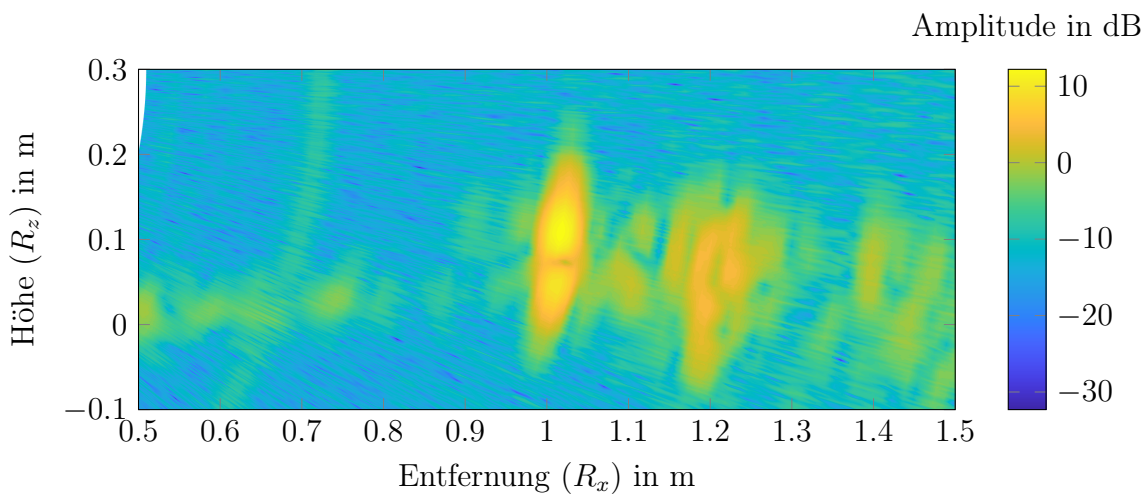


Abbildung 5.8: Radarscan eines rundlichen Steins (Entfernung 1.0 m) auf ebenem Untergrund. Kriechwellen erzeugen Geisterziele hinter der Reflexion der Steinoberfläche in regelmäßigen Abständen mit abnehmender Amplitude.

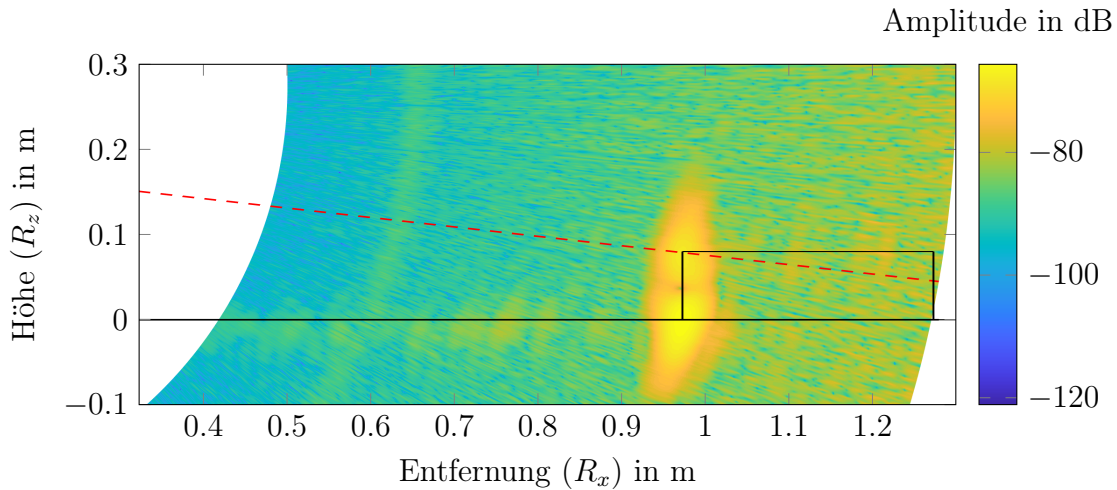


Abbildung 5.9: Radarscan einer 8 cm hohen Stufe (schwarz umrandet). Sichtbar ist die Rückstreuung an der Oberkante aufgrund der Beugungseffekte. Die rote Linie markiert die Ausrichtung des Radars bei Erfassung der Oberkante.

deutlich sichtbar. Dieses Merkmal ist besonders für die Erfassung der Stufenhöhe interessant und hebt sich deutlich von diffusen Reflexionen der angrenzenden Flächen ab. Der Eckpunkt korreliert mit dem Intensitätszentrum der Rückstreuung.

5.3.2 Einfluss der Winkelauflösung

Im Bereich der Radarobjektdetektion werden Objekte üblicherweise, wie im Anwendungsbereich Automotive, Flugverkehr und dem Militär, im Fernfeld betrachtet. Hierbei ändert sich der über den Winkel erfasste Radarquerschnitt im Verhältnis zur Entfernung kaum, da die Objektdimension kleiner als die Winkelauflösung ist. Im vorliegenden Anwendungsbereich variiert das Verhältnis der Winkelauflösung zur Objektdimension signifikant und das Erscheinungsbild des Objektes im 2D-Entfernungsspektrum ändert sich dementsprechend. In Abbildung 5.10 ist dies anhand eines Scans einer einzelnen 20 cm hohen Stufen aus verschiedenen Entfernungen verdeutlicht. Hierfür wurden nachträglich die Scans der Stufen übereinandergelegt. Im Bereich bis ca. 0.8 m sind die Rückstreuungen der Oberkante, Frontfläche und Unterkante der Stufe voneinander trennbar, mit fortschreitender Entfernung verringert sich deutlich die Winkelauflösung und die Position der einzelnen Streuzentren im Spektrum gehen ineinander über. Daraus resultiert, dass Objekteigenschaften je nach Entfernung unterschiedlich erfasst werden können.

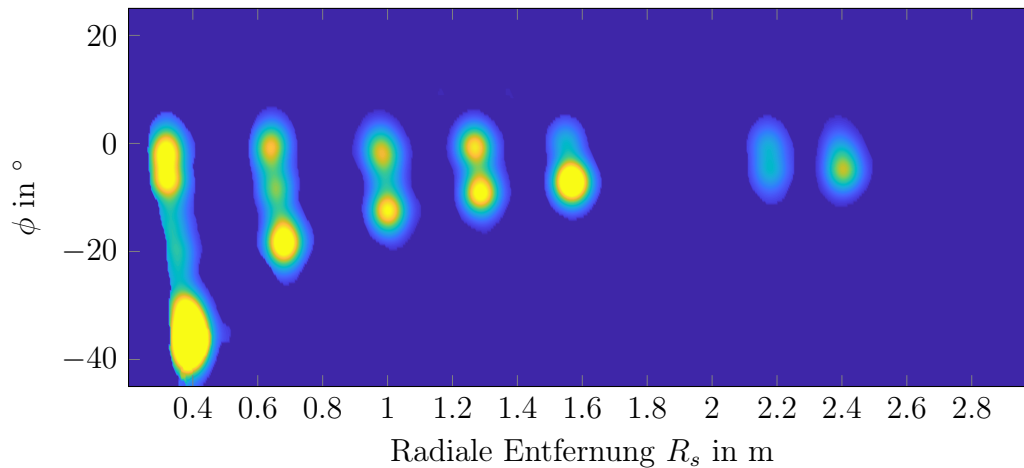


Abbildung 5.10: Zusammengefügte Scans einer 20 cm hohen Stufe aus verschiedenen Distanzen. Deutlich erkennbar ist die Abhängigkeit des Erscheinungsbildes von der Entfernung.

5.4 Detektion ausgedehnter Ziele

Die Detektion der Oberfläche ausgedehnter Ziele, wie Treppen und Rampen, ist essentiell für die Interpretation der Umgebung. Die Herausforderung bei der Zielerfassung anhand von Radarmessungen besteht darin, relevante Ziele aus einem Rauschen bzw. aus einem mit Cluttern behafteten Signalspektrum mit hoher SNR-Bandbreite zu extrahieren. Clutter werden als Ziele bezeichnet, welche vom Radarsystem angezeigt werden, jedoch nicht von Interesse für die Zielerkennung sind oder diese sogar stören. Das Verfahren der konstanten Falschalarmrate (CFAR) ist hierbei die am häufigsten verwendete Methode, mit der Annahme, dass das Rauschen im Radarsignal einer bestimmten Verteilung entspricht und dessen Intensität unbekannt ist. Entsprechend wird das erkannte Rauschen des Spektrums maskiert, um nur relevante Ziele aufzuzeigen. Die Hypothese von CFAR besteht darin, dass in einem Spektrum ein Ziel die Ausdehnung einer Zelle, also die Entfernungsauflösung, nicht überschreitet. Angrenzende Zellen werden entsprechend dem Rauschen oder Cluttern zugeordnet. Spezielle Abwandlungen der CFAR-Methode behandeln diese Probleme und werden im Folgenden näher betrachtet. Der entscheidende Vorteil von CFAR ist die einfache Implementierung, die für eine echtzeitfähige Umsetzung besonders geeignet ist und daher besonders im Bereich Automotive Anwendung findet (Lin et al. 2020).

5.4.1 Auswahl des CFAR-Verfahrens

Bei der Auswahl einer Methode ist die mögliche Charakteristik der Ziele zu betrachten. Einige Methoden sind für Einzelziele ausgelegt und können nah beieinanderliegende Ziele als Rauschen interpretieren. Im Szenario der Umgebungsdetektion sind insbesondere aneinandergrenzende große und kleine Zielreflexionen, beispielsweise bei Treppenstufen oder Steinen, möglich. Für die Interpretation ausgedehnter Objekte und Umgebungsstrukturen ist eine Auflösung von deren Beschaffenheit mit den darin vorhandenen stark und gering ausgeprägten Signalintensitäten notwendig, da diese nicht nur von der Objektgröße, sondern auch vom Einfallswinkel der Radarsignale bestimmt werden. Alle CFAR-Verfahren haben gemein, dass sie gleitend über das Entfernungsspektrum für jeden Entfernungsbereich, im Folgenden Testzelle y genannt, einen Schwellwert zur Zielerkennung berechnen. Hierbei werden die Reflexionswerte vor und nach der Testzelle einbezogen. Es existieren derzeit zwei CFAR-Hauptvarianten (El-Darymli et al. 2013), das Mittelwertbasierte CFAR (ML-CFAR), und das CFAR, das eine Reihenfolge nach Häufigkeit bildet (OS-CFAR). ML-CFAR schätzt das Hintergrundrauschen basierend auf dem mittelwertbasierten der Nachbarregionen, wohingegen das OS-CFAR-Verfahren in einem Bereich den Schwellwert für das Rauschen aus der Häufigkeitsverteilung der Intensitäten bestimmt. Das oft eingesetzte *cell averaging* (CA) CFAR aus der ML-CFAR-Familie erzielt die besten Ergebnisse, wenn das Hintergrundrauschen homogen verteilt ist. In der Praxis ist das aufgrund der Existenz benachbarter Objekte und Strukturen jedoch nur selten der Fall, da diese dem Rauschen um eine Testzelle zugeordnet werden können. Benachbarte Objekte werden dadurch maskiert. Anpassungen des Verfahrens wie das *smallest of cell averaging* (SOCA) CFAR-Verfahren und das *greatest of cell averaging* (GOCA) CFAR-Verfahren ermöglichen eine Verbesserung bei mehreren auftretenden Reflexionen oder der Erkennung von Übergängen einzelner Signaleintensitäten. Im Gegensatz dazu wurden OS-CFAR-Verfahren speziell zur Erfassung mehrerer Ziele entwickelt. In Abbildung 5.11 ist das Entfernungsspektrum einer Treppe mit Stufentiefen von je 30 cm dargestellt. Es sind keine weiteren Objekte in der Umgebung vorhanden. Das wichtigste Kriterium für die Auswahl ist die Trennung möglichst vieler Objekte vom Hintergrundrauschen im Spektrum. Die OS-CFAR- und SOCA-CFAR-Methoden maskieren die wenigsten nebeneinanderliegenden Objekte. Das OS-CFAR-Verfahren zeigt im direkten Vergleich das beste Ergebnis und wird daher in dieser Arbeit für die Filterung relevanter Ziele ausgewählt.

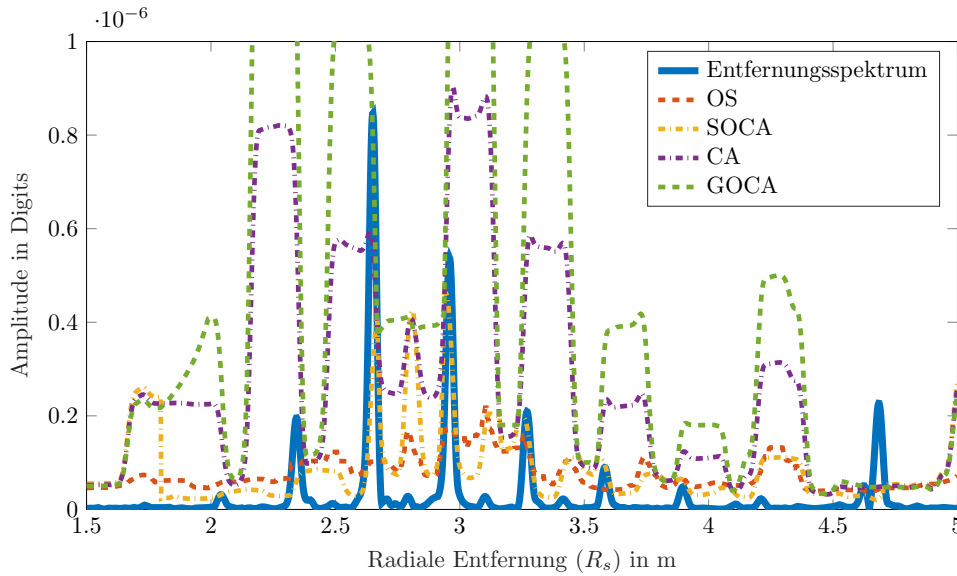


Abbildung 5.11: Vergleich einzelner CFAR-Verfahren. Dargestellt sind das Entfernungsspektrum einer Treppe mit Stufen im Abstand von 30 cm und die berechneten Schwellwerte zur Unterscheidung von Zielen und Clutter.

5.4.2 OS-CFAR

OS-CFAR basiert auf der Theorie der geordneten Statistik. Wie in Abbildung 5.12 gezeigt, werden in einem Referenzfenster um das zu testende j -te Bin y_j des Spektrums die Werte einer Auswahl umliegender Zellen in einer Rangordnung gespeichert. Um die Testzelle y_i wird ein Anzahl N_{OG} von Guard-Zellen definiert, welche für die Referenzwerte nicht in Betracht gezogen werden. Die Referenzzellen mit der Anzahl N_{OR} sind im Indexbereich zwischen $j \pm \frac{z_1}{2}$ aus (5.6) und $j \pm \frac{z_2}{2}$ aus (5.5) außerhalb der Guardzellen definiert.

$$z_2 = \frac{N_{OR} + N_{OG}}{2} \quad (5.5)$$

$$z_1 = \frac{N_{OG}}{2} \quad (5.6)$$

Aus dieser Rangordnung der Referenzzellen wird das k -te Element ausgewählt und für die Berechnung des Schwellwerts T_h verwendet. Hierzu wird der zu berechnende Schwellwertmultiplikator T_{OS} mit dem k -ten Element multipliziert. Ist der Wert in der Zelle y_j größer als T_h , enthält diese ein relevantes Ziel. Die Bestimmung von T_{OS} basiert auf einer iterativen Berechnung mittels der gewünschten Falschalarmrate P_{fa} aus (5.7).

$$P_{fa} = \frac{\text{Falschziele}}{\text{Anzahl Entfernungsbins}} \quad (5.7)$$

Diese berechnet sich bei OS-CFAR zu (5.8). Für die gewünschte Falschalarmrate muss T_{OS} iterativ ermittelt werden. Die Auswahl des k -ten Rangs erfolgt mit dem üblichen initialen Wert von $k = \frac{3N_{OR}}{4}$, der empirisch je nach Radarsystem und Erfahrungswerten angepasst wird.

$$P_{fa} = \frac{N_{OR}!(T_{OS} + N_{OR} - k)!}{(N_{OR} - k)!(T_{OS} + N_{OR})!} \quad (5.8)$$

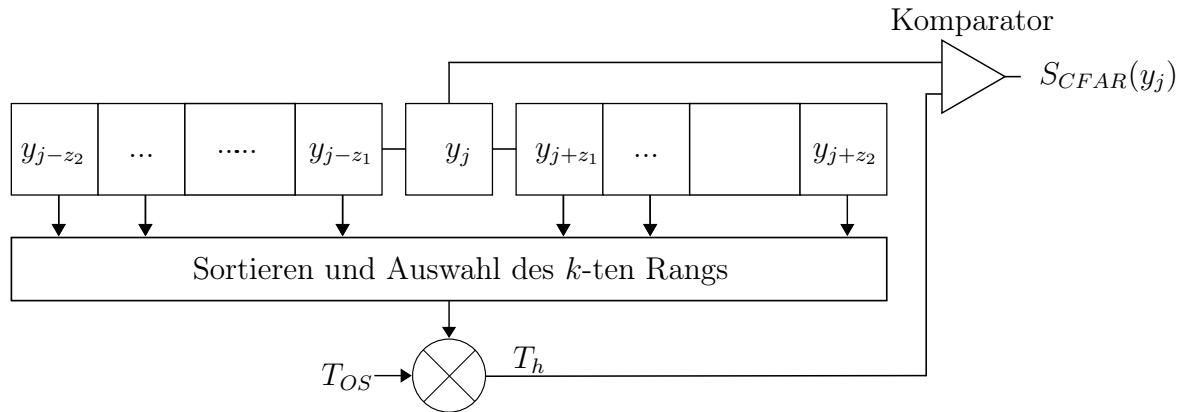


Abbildung 5.12: Architektur der OS-CFAR-Methode

5.4.3 OS 2D-CFAR für zusammengesetztes 2D-Entfernungsspektrum

Da die Entfernungsmessungen einzeln aufgezeichnet und in einer Matrix zusammengefasst werden, ist es zweckmäßig, die Zielerfassung als 1D-Problem einzeln in den Entfernungsspektren zu behandeln. Bei vertikal ausgeprägten Strukturen gibt es in den Einzelmessungen kaum benachbarte Ziele, welche sich bei der Detektion gegenseitig beeinflussen. Hingegen weisen horizontale Ebenen oder Treppen in Entfernungsrichtung eng beieinanderliegende Ziele auf, welche in einem CFAR-Algorithmus dem Rauschen zugeordnet werden können. Eine CFAR-Filterung mit Zellen in ϕ -Richtung hat eine gegensätzliche Charakteristik, sodass horizontale Ziele isolierter auftreten und nicht als Rauschen interpretiert werden können. Deshalb wird OS-CFAR nicht nur in der Entfernungsdimension, sondern auch, wie in Kurniawan et al. 2015 beschrieben, in Tibiawinkel-Richtung angewendet. Wie in Abbildung 5.13 ersichtlich, wird die 2D-CFAR-Information einer Testzelle aus der logischen Verknüpfung der CFAR-Filterausgänge in R_s - und ϕ -Richtung in (5.9)

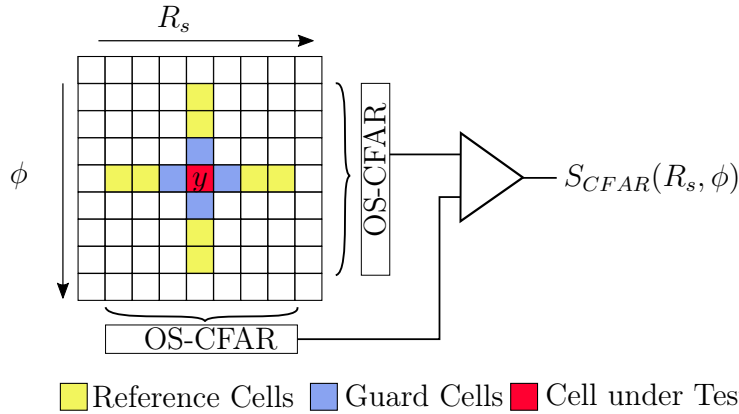


Abbildung 5.13: Links: 2D-CFAR Sample-Fenster; Rechts: Reduziertes 2D CFAR Sample-Fenster

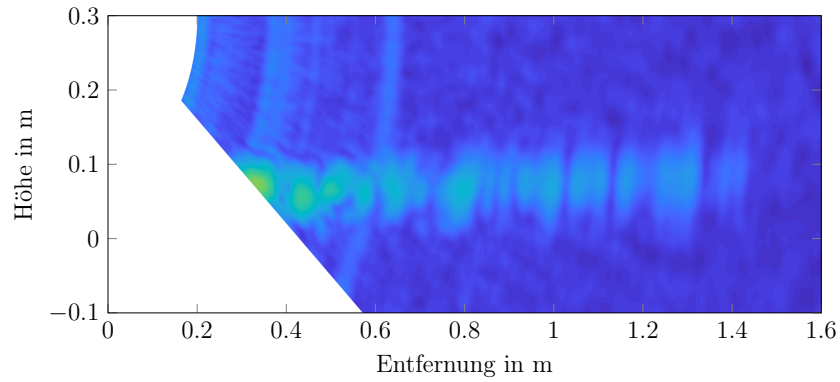
berechnet.

$$S_{CFAR}(R_{si}, \phi_j) = S_{CFAR}(R_{si}) \wedge S_{CFAR}(\phi_j), i = 0..N_s - 1, j = 0..N_\phi - 1 \quad (5.9)$$

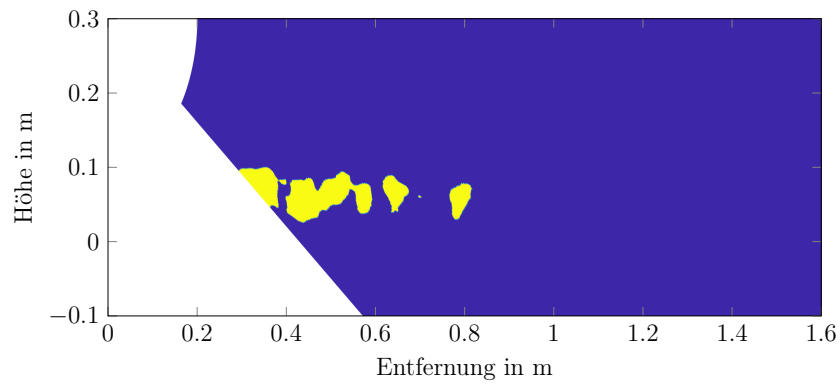
Ein großer Vorteil der Repräsentation dieser Matrix in Polarkoordinaten liegt darin, dass in den orthogonalen Richtungen, ausgehend von einer Testzelle, relativ wenige angrenzende Ziele zu erwarten sind, da vertikale und horizontale Strukturen in dieser Darstellung eine kreisförmige Ausprägung aufweisen. In Abbildung 5.14 zeigt der direkte Vergleich mit identischen Parametern zwischen der 1D-OS-CFAR und der 2D-kombinierten-OS-CFAR-Variante, dass horizontale Strukturen mittels 2D-Ansatz deutlich besser extrahiert werden.

5.4.4 Extraktion diffuser und spiegelnder Ziele

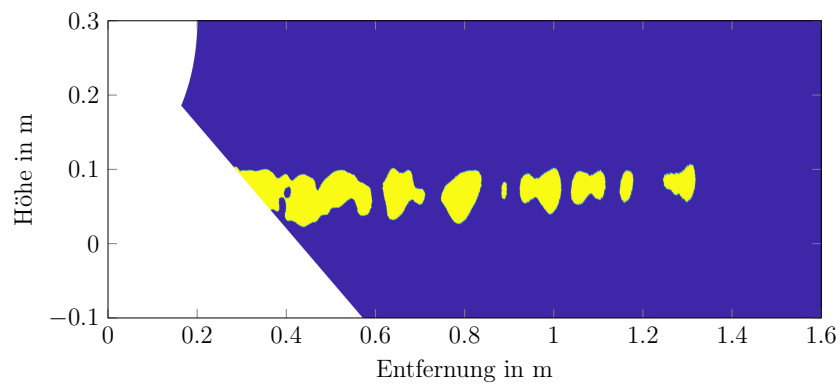
In den im Vorigen beschriebenen Untersuchungen hat sich gezeigt, dass spiegelnd reflektierende Ziele eine deutliche Indikation für ein relevantes Terrainmerkmal enthalten. Diffuse Intensitäten im Radarbild enthalten ebenfalls eine wertvolle Umgebungsinformation, werden jedoch in Nachbarschaft zu dominanten Intensitätsverteilungen als Rauschen interpretiert. Für eine Weiterverarbeitung ist es daher wichtig, diffuse und spiegelnde Ziele voneinander zu trennen, um sie später Umgebungsmerkmalen zuzuordnen. Hierbei werden zwei verschiedene Schwellwerte $T_{OS_{SP}}$ für spiegelnde und $T_{OS_{DF}}$ für diffuse Ziele angewendet. Der Amplitudenverlauf in Abbildung 5.15 einer 1.6 m hohen Holzplatte mit einer Rauigkeit $h_r > 500 \mu\text{m}$ zeigt die Separation der diffusen und der spiegelnden Ziele



(a) Rampe



(b) 1D-OS-CFAR



(c) 2D-OS-CFAR-Methode

Abbildung 5.14: Vergleich der Zieldetektion einer Rampe. Die Darstellungen in b) und c) zeigen das binäre Bild nach der CFAR-Filterung.

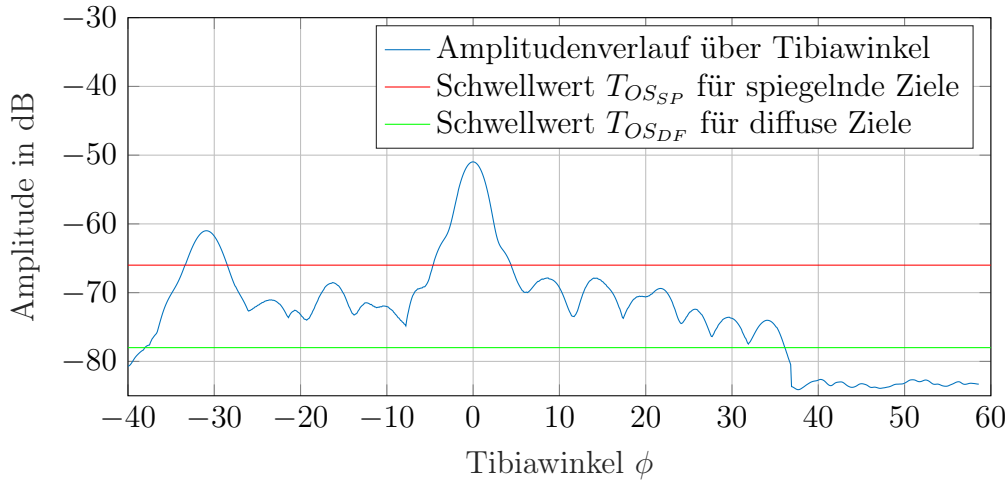


Abbildung 5.15: Amplitudenverlauf S_{FFT} über ϕ einer 1.6 m hohen Holzplatte in einer Entfernung von 1.2 m. Der Peak bei -32° markiert die Ecke zum Fußboden.

mittels OS-CFAR-Schwellwert. Im ersten Schritt werden alle spiegelnden Reflexionen in die Matrix $S_{FFT_{Specular}}$ mittels OS-CFAR in (5.10) aus dem Spektrum extrahiert.

$$S_{FFT_{Specular}} = S_{FFT} \wedge S_{CFAR, T_{OS_{SP}}} \quad (5.10)$$

Anschließend werden die diffusen Anteile, in denen mit hoher Wahrscheinlichkeit auch Clutter und andere Störer enthalten sind, in (5.11) in die Matrix $S_{FFT_{Diffuse}}$ gespeichert. Hierbei werden die spiegelnden Reflexionen mittels XOR-Operation der binären Matrizen der jeweiligen CFAR-Operationen mit unterschiedlichen Schwellwerten eliminiert.

$$S_{FFT_{Diffuse}} = S_{FFT} \wedge \left(S_{CFAR, T_{OS_{DF}}} \oplus S_{CFAR, T_{OS_{SP}}} \right) \quad (5.11)$$

Die resultierenden Matrizen $S_{FFT_{Specular}}$ und $S_{FFT_{Diffuse}}$ enthalten nun extrahierte Intensitätsverläufe über den Winkel und die Entfernung. Die geometrische Information über die Position eines Merkmals ist in den Maxima M_p der Intensitäten enthalten (5.12).

$$M_p = \begin{bmatrix} x_{mp}^w \\ z_{mp}^w \end{bmatrix} \quad (5.12)$$

Hierfür wird der von Natan 2021 entwickelte Algorithmus 2DFastPeakFinder zur Bestimmung von 2D-Maxima in Bildern angewandt. Dieser ermöglicht die Bestimmung lokaler Maxima in verrauschten 2D-Bildern, was der Intensitätsverteilung in $S_{FFT_{Specular}}$ und $S_{FFT_{Diffuse}}$ entspricht.

5.5 Bestimmung ausgewählter Objekte

Im folgenden wird die Extraktion von geometrischen Merkmalen einzelner Objekte vorgestellt. Die Auswahl beschränkt sich hierbei auf zwei wesentliche Objekte, die geschlossene Stufe und die Rampe. Diese beiden Objekte sind bereits für ein Großteil der Terrainerkennungs-Szenarien, wie beispielsweise Stufe, Treppe, Rampe und Ebene relevant.

5.5.1 Geschlossene Stufe

In diesem Abschnitt wird die Vermessung geschlossener Stufen basierend auf der Radarsignatur behandelt. Das Ziel hierbei ist die Bestimmung zweier Eigenschaften, der Höhe und der Entfernung zur Stufe. In Abbildung 5.16 sind die wesentlichen Rückstreuzentren aufgezeigt. Bei verschiedenen Einfallswinkeln sind unterschiedliche Merkmale dominant. An der oberen Kante einer Stufe kommt es in einem relativ großen Einfallswinkelbereich aufgrund von Beugungseffekten zur Ausprägung eines Rückstreuzyklus. Bei einem Einfallswinkel von 0° ist die monostatische Spiegelung auf der Oberfläche dominant. Wenn die Hauptkeule des Radars in Richtung der Ecke beziehungsweise der Kontaktfläche zum Untergrund zeigt, dann dominiert das Reflexionsverhalten des Winkelreflektors. Somit können zur Detektion einer Stufe im Radarscan folgende Merkmale herangezogen werden:

- Ein signifikantes Rückstreuzyklus an der oberen Kante der Stufe. Dies ermöglicht die Bestimmung der Stufenhöhe.
- Abhängig vom Einfallswinkel und der Oberflächenrauigkeit ein Rückstreuzyklus an der Frontfläche.
- Ein ausgeprägtes Rückstreuzyklus an der unteren Kante der Stufe aufgrund der Retroreflexion zwischen Stufe und Kontaktfläche.

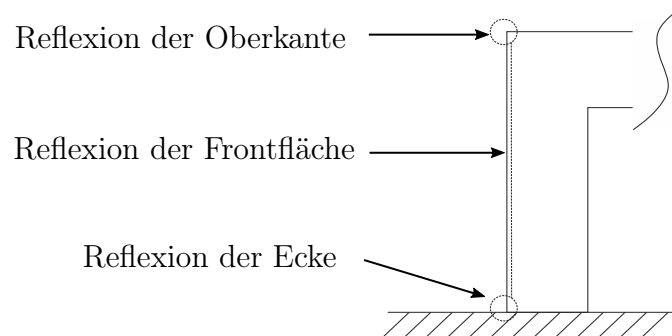


Abbildung 5.16: Darstellung der wesentlichen spiegelnden Rückstreuzyklen einer Stufe

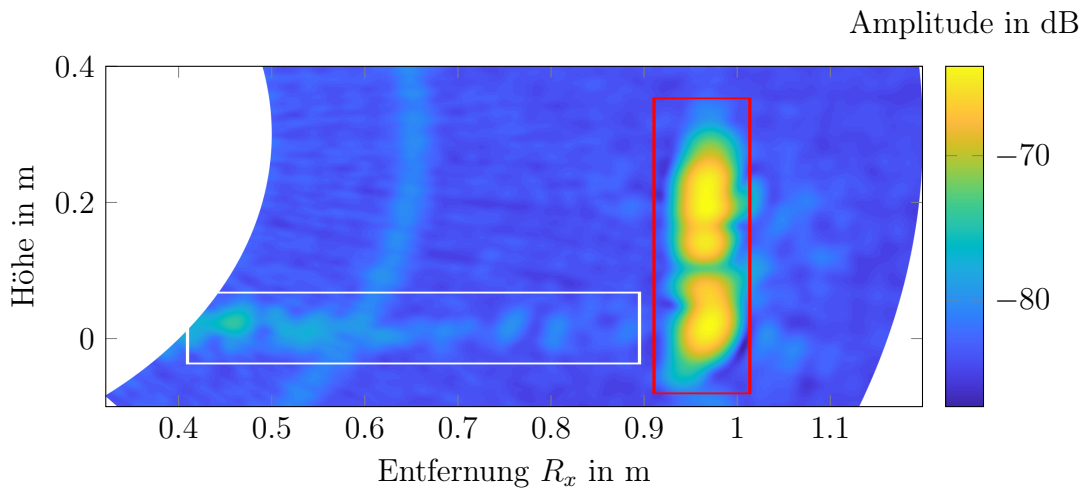


Abbildung 5.17: Spiegelnde (weiß umrandet) und diffuse (rot umrandet) Rückstreuzentren einer geschlossenen Stufe

Als Beispiel ist in Abbildung 5.17 die Messung einer 20 cm hohen Stufe in 1 m Entfernung dargestellt. Die weiße Box umrandet die diffusen Reflexionen des Untergrunds vor der Stufe, welche in ihrer Intensität mit zunehmendem Einfallswinkel abnehmen. Deutlich erkennbar ist die Unterbrechung der Reflexionsmuster aufgrund von Interferenzen. In der roten Umrandung befinden sich die Rückstreuzentren der Stufenvorderseite, der Oberkante und der Ecke zum Untergrund. Zur Extraktion dieser Merkmale und zur Zuordnung zu einer zusammenhängenden Oberfläche wird im Folgenden ein Algorithmus erläutert.

Architektur des Algorithmus

Das in Abbildung 5.18 gezeigte Flussdiagramm beschreibt den Ablauf für die Vermessung einer Stufe. Der Anknüpfungspunkt sind die ermittelten lokalen Maxima in den extrahierten Zielen, welche nun in zusammenhängende vertikale Ziele geclustert werden. Im nächsten Schritt werden die Ziele entsprechend festgelegter Kritikern den Terrainmerkmalen auf der Stufe zugeordnet. Die daraus ermittelbare Stufenhöhe und -entfernung wird über einen entwickelten Zusammenhang plausibilisiert.

Clusterung vertikal verteilter Ziele

Die Clusterung aller Ziele bzw. lokaler Maxima M_p mit der Anzahl N_{M_p} erfolgt über das Kriterium ζ_{R_x} , welches über die maximale horizontale relative Distanz zwischen den

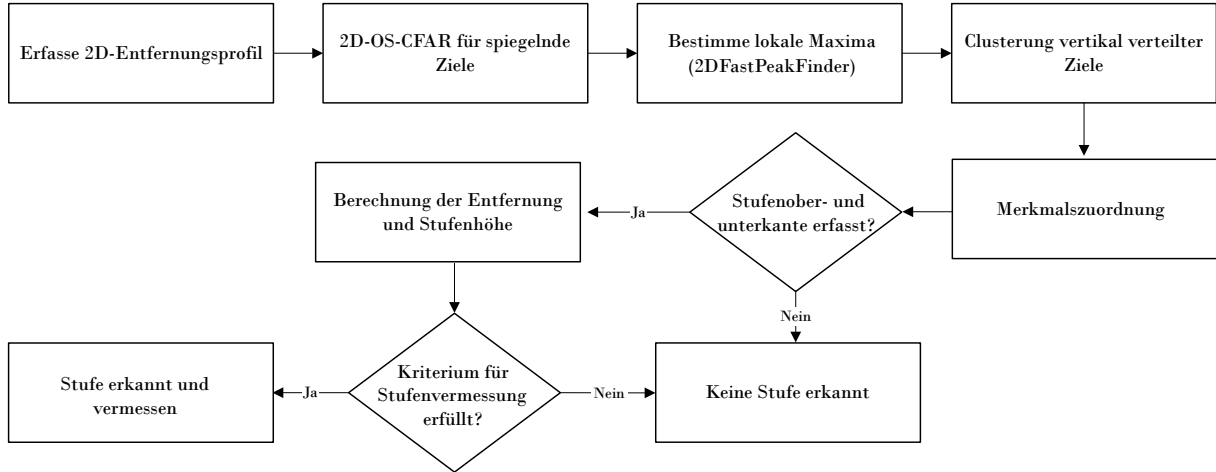


Abbildung 5.18: Algorithmus zur Detektion und Vermessung einer geschlossenen Stufe

einzelnen Zielen bestimmt wird. Als Methode wird ein agglomeratives hieratisches Clusterverfahren angewendet. Jedem einzelnen Ziel wird zunächst ein eigenes Cluster zugeordnet. Schrittweise werden diese mittels des Kriteriums ζ_{R_x} zu immer größeren Clustern zusammengefasst, bis alle Ziele $M_{p_0} \dots M_{p_{N_{M_p}-1}}$ einem Cluster O_c zugeordnet sind. Das Ergebnis enthält gruppierte Ziele, welche in einem bestimmten Entfernungsbereich vertikal verteilt sind. Anschließend wird in einem Intervall $[R_{i-\zeta_{R_x}} \dots R_{i+\zeta_{R_x}}]$ in S_{FFT} um den Mittelwert der R_x -Koordinaten ein Amplitudenverlauf über den Maximalwert in diesem Intervall in (5.13) ermittelt.

$$S_{O_c}(k, l) = \frac{1}{N} \sum_{i=k-\zeta_{R_x}}^{k+\zeta_{R_x}} S_{FFT}(R_{xi}, R_{zi}) \quad (5.13)$$

S_{O_c} beschreibt das Intensitätslevel zwischen den erfassten Zielen. Da es sich um eine geschlossene Stufe handelt, führen diffuse und spiegelnde Rückstreuer der Frontfläche dazu, dass das Energielevel zwischen den Zielen der unteren und oberen Kante einen gewissen Wert $\zeta_{S_{FFT}}$ in S_{O_c} nicht unterschreitet. Dem Cluster-Objekt werden nur solche Maxima zugeordnet, zwischen denen das Amplitudenlevel $\zeta_{S_{FFT}}$ nicht unterschreite. Dies ergibt einer der Objektoberfläche zugeordneten Anzahl $N_{M_{O_c}}$ von lokalen Maxima bzw. Rückstreuern. Der in Abbildung 5.19(a) und Abbildung 5.19(b) dargestellte Amplitudenverlauf einer 0.6 m hohen Stufe über dem Tibiawinkel und der Höhe in der Entfernung von 1.6 m zeigt deutlich drei Maxima, die je nach Position einem bestimmten Merkmal zugeordnet werden können. Welchem Merkmal sie zugeordnet werden, hängt von der erwarteten Objektform ab.

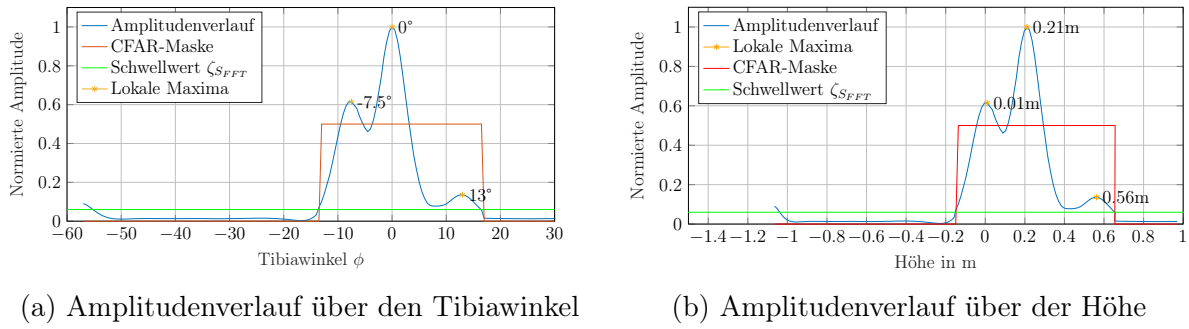


Abbildung 5.19: Amplitudenverlauf S_{Oc} einer 0.6 m hohen Stufe in einer Entfernung von 1.6 m.

Merkmalszuordnung und Berechnung der Stufenhöhe

Die Zuordnung der Terrainmerkmale zu den geclusterten Zielen basiert auf der Reihenfolge der Höhe der Ziele zum Untergrund, auf dem der Prothesenfuß steht. Als Voraussetzung dient die Annahme, dass mindestens zwei Ziele des geclusterten Objektes vorhanden sein müssen. Die Höhe der Oberkante h_{OK} wird dem höchsten lokalen Maxima im Cluster zugeordnet, die Höhe der Unterkante h_{UK} dem niedrigsten. Die Berechnung der Stufenhöhe h_{Stufe} ist abhängig von N_{MOC} und ergibt sich zu (5.14).

$$h_{Stufe} = \begin{cases} h_{OK} - h_{UK} & N_{MOC} > 1 \\ h_{OK} & N_{MOC} = 1 \end{cases} \quad (5.14)$$

Kriterium zur validen Stufenvermessung

Im Radarscan kann somit die Distanz zwischen unterer und oberer Kante ermittelt werden, was direkt auf die Stufenhöhe schließen lässt. Dies hat zur Voraussetzung, dass beide Merkmale theoretisch sicher voneinander unterschieden werden. Als Näherung wird die Annahme getroffen, dass sich beide Merkmale mindestens im vertikalen Abstand der Winkelauflösung δ_θ befinden müssen. Demnach muss die Höhe der Stufe h_{Stufe} mindestens die Winkelauflösung bei der jeweiligen Entfernung betragen (5.15).

$$h_{Stufe} > \delta_\theta \quad (5.15)$$

Mit Einsetzen von (4.16) in (5.15) und Umstellen nach R ergibt sich mit (5.16) die maximale Entfernung $R_{maxStufe}$ um eine Stufenhöhe theoretisch erfassen zu können.

$$R_{maxStufe} = \frac{h_{Stufe}}{2 \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)} \quad (5.16)$$

Des Weiteren kann die Reflexion der Frontfläche im Bereich des Einfallswinkels von 0° der Radarhauptkeule mit dem Öffnungswinkel θ die Reflexion der Oberkante überdecken. Um dies mit großer Wahrscheinlichkeit zu vermeiden, muss die Höhe des Radarsensors h_{Radar} so gewählt sein, dass in diesem Fall die Hauptkeule, also das -3 dB Level der Sendeleistung, nicht die Oberkante erreicht. Die Randbedingung für h_{Radar} in (5.17) soll den Richtwert für die Anbringungshöhe des Radars definieren. Dies gilt für die Bereiche unter und über der Oberkante. Somit ist die Wahrscheinlichkeit dafür, dass sich zwischen den Intensitätsmaxima aufgrund der Frontfläche und Oberkante ein Minimum befindet, relativ hoch.

$$h_{Radar} \geq h_{OK} + R \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (5.17)$$

5.5.2 Rampen

Rampen zur Überwindung von geringen Niveauunterschieden können eine Steigung β_{Rampe} bis zu 20% aufweisen. Im öffentlichen Bereich sind nach DIN 18040-1/2 (DIN 18040-1 2010) maximal 6% vorgeschrieben. Für ein vorausschauendes Radar in der vorliegenden Konfiguration sind Rampen ein herausforderndes Objekt, da der Einfallswinkel während des Scannens relativ flach ist, sodass über dessen Verlauf hauptsächlich diffuse Reflexionen des Untergrunds zu erwarten sind. In Abbildung 5.20 sind zwei zu erwartende Merkmale dargestellt: Die spiegelnde Reflexion der Kante zwischen Ebene und Rampe sowie die spiegelnde bis diffuse Reflexion des Rampenuntergrunds. Das Ziel der Erfassung ist die

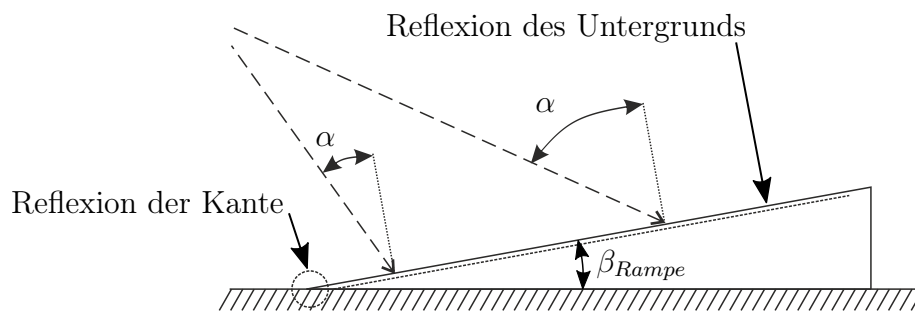


Abbildung 5.20: Darstellung der wesentlichen Reflexionseigenschaften einer Rampe

Detektion der Steigung und der Entfernung zum Beginn der Rampe.

Architektur des Algorithmus

Der entwickelte Algorithmus hat die Aufgabe, Steigung und Anfangspunkt der Rampe zu bestimmen. Im ersten Schritt werden die spiegelnden und diffusen Reflexionsanteile aus dem 2D-Entfernungsspektrum mittels OS-CFAR voneinander getrennt. Aus den diffusen Anteilen sollen lokale Maxima bestimmt werden, deren Verteilung einen Teil der Oberfläche einer Ebene darstellt. Mittels Hough-Transformation werden aus den Koordinaten der Maxima parametrisierte Geraden extrahiert. Das Ziel ist die Bestimmung einer einzelnen Ebene mit einer bestimmten Mindestlänge. Anschließend wird der Ebene ein Anfangspunkt aus den lokalen Maxima der spiegelnden Reflexionen zugeordnet. Je nachdem, ob ein Anfangspunkt zugeordnet werden kann, werden Steigung und Position der Rampe ausgegeben.

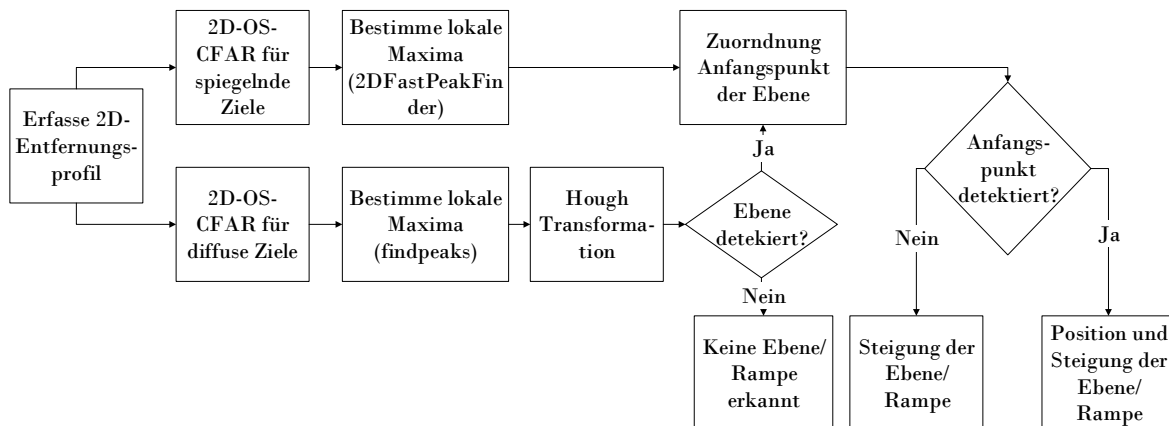
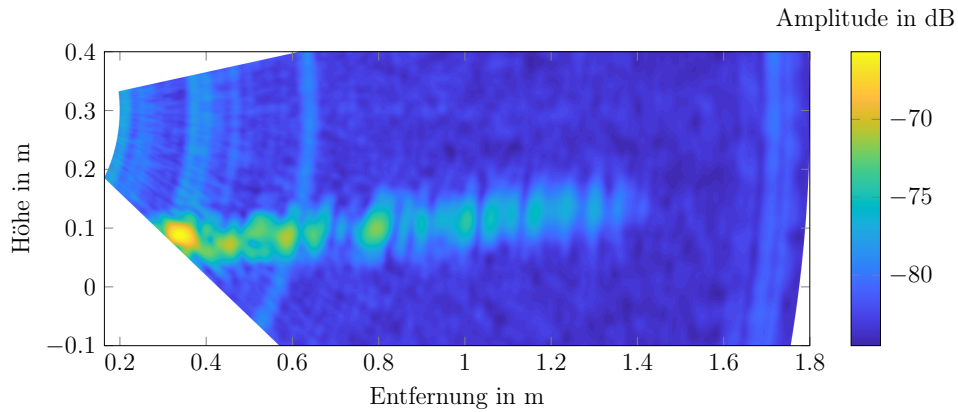


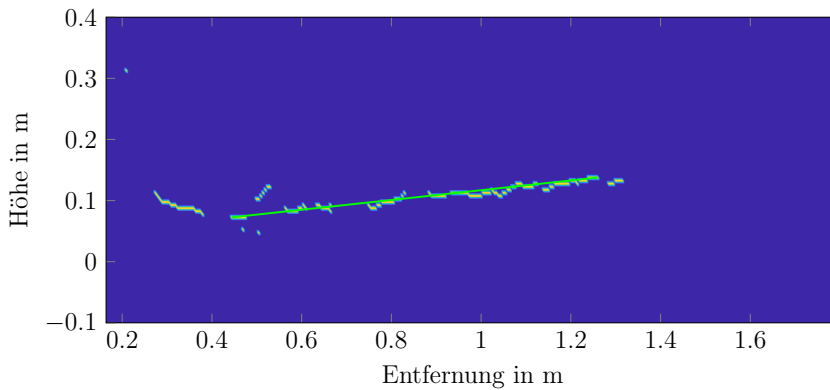
Abbildung 5.21: Algorithmus zur Detektion und Vermessung einer Rampe

Detektion der Ebene

Ausgehend von $S_{FFT_{Diffuse}}$ werden über alle Zeilen der Matrix einzeln lokale Peaks erfasst. Hierfür werden alle lokalen Maxima M_f mit einer gewissen Prominenz erfasst und deren Position als binäre Information in einer neuen Matrix gespeichert. Das resultierende binäre Bild repräsentiert eine zweidimensionale Karte relevanter Strukturpunkte. Unter der Annahme, dass die Rampe in der Sagittal-Ebene eine gerade Linie dargestellt, wird die aus der Bildverarbeitung bekannte Hough-Methode (Duda et al. 1972) zur Extraktion von Linien in binären Bildern angewendet. Die Gerade ist mit den Koeffizienten a_0 , a_1 und a_2 in (5.18) definiert. Es werden alle Geraden mit einer Steigung im Bereich $\pm 10^\circ$ und einer



(a) 2D-Scan einer hölzernen Rampe mit spiegelnden und diffusen Reflexionen



(b) Extrahierte Linie aus den einzelnen lokalen Maxima des 2D-Scans einer Rampe

 Abbildung 5.22: Vergleich des 2D-Scans und der extrahierten Linie einer Rampe mit 5° Steigung

Mindestlänge von 0,3 m ermittelt und für den Fall, dass mehrere Ergebnisse vorhanden sind, wird nur die längste ausgegeben.

$$0 = a_0 R_x + a_1 R_z + a_2 \quad (5.18)$$

In Abbildung 5.22(a) ist der Scan einer hölzernen Rampe mit 5° Steigung dargestellt. Deutlich sichtbar ist die abnehmende Signalintensität mit zunehmender Entfernung, da der Einfallswinkel ebenfalls zunimmt. Zu Beginn der Rampe ist die Reflexion der Holzkannte erkennbar. In Abbildung 5.22(b) ist das gefilterte Spektrum mit den lokalen Maxima sowie der mittels Hough-Algorithmus detektierten Linie dargestellt. Die Parameter ergeben den Winkel β_{Rampe} im Bezug zur horizontalen Ebene und die Geradengleichung der Linie.

Erfassung des Rampen-Startpunkts

Mit der Auswahl an erfassten lokalen Maxima M_p mit den Punkten $[x_{mp}^w, y_{mp}^w]$ aus den spiegelnden Reflexionen wird der Punkt mit Distanz PM_p aus (5.19) zur Geraden gesucht, welcher am kürzesten ist und sich in der horizontalen Entfernung vor dem ersten Punkt der lokalen Maxima M_p auf der extrahierten Geraden aus (5.18) befindet.

$$PM_p = \frac{|a_2 x_{mp}^w + a_1 y_{mp}^w + a_0|}{\sqrt{x_{mp}^w{}^2 + y_{mp}^w{}^2}} \quad (5.19)$$

Für die Distanz PM_p wird als Ausschlusskriterium der Schwellwert ζ_{PM_p} gewählt, mit der Bedingung $PM_p < \zeta_{PM_p}$.

6 Inertiale Bewegungsmessung des Radarsensors

Dieses Kapitel beinhaltet die Konzeption und Entwicklung eines Algorithmus zur Bewegungsmessung des Radarsensors an der Prothese um, wie in Abbildung 3.6 dargestellt, Distanzmesspunkte, die während eines Zeitabschnitts erfasst wurden, in ein gemeinsames Bezugssystem zu überführen. Dies geschieht als Voraussetzung für eine Kartierung der Umgebung während der Standphase. Die Berechnung einer Trajektorie mittels Inertialsensorik wurde in der Literatur bereits eingehend untersucht. Zur reinen Positionsmessung eignen sich low-cost-MEMS-Inertialsensoren bisher nur begrenzt. In Kombination mit zusätzlicher Sensorik zur Kompensation der Drift, zum Beispiel mit GPS oder optischer Sensorik, sind durchaus stabile Version einer Positionsmessung möglich. Daher muss ein Algorithmus für jede Anwendung angepasst oder entwickelt werden. Die Genauigkeit der Positions- und Winkelmessung ist von der Modellbildung, also dem Vorwissen über das Systemverhalten abhängig. In der Ganganalyse werden viele Inertialsensoren in einem Netzwerk an den Körper-Segmenten befestigt und mittels biomechanischer Modellierung wird eine Lagebestimmung aller Gliedmaßen durchgeführt. Die Positionen derselben werden indirekt über Winkelinformationen geschätzt oder bei Vorhandensein geeigneter Randbedingungen auch mittels Integration der Beschleunigungsinformationen ermittelt. Dies wird jedoch derzeit nur bei Erfassung der Fußbewegung während der Gangphase angewendet (Ahmadi et al. 2016). Rekonstruktionen der Lage eines Messsystems an der Tibia mit Genauigkeiten im Zentimeter- und Zehntelgradbereich hatten bisher keine Anwendung und wurden somit auch nicht in der Literatur betrachtet. Wie in Abbildung 3.7 dargestellt, ist es für die entwickelte Terraindetektion nicht notwendig, die Bewegungsinformation kontinuierlich auch außerhalb der Standphase zu bestimmen; es reicht aus, sie in diesem speziellen zeitlichen Abschnitt zu kennen. Dies ermöglicht eine vereinfachte Berechnungsweise.

6.1 Architektur der Bewegungsschätzung für die Standphase

Der Zustandsautomat in Abbildung 3.7 zeigt die Notwendigkeit einer Trajektorienfassung während der Standphase. In einer inertialsensorbasierten Bewegungsschätzung ist

die Richtigkeit der Information immer von den vorangegangenen Zuständen abhängig. Um dies zu gewährleisten, muss die Bewegung kontinuierlich geschätzt werden, da für eine Initialisierung der Zustände das System in Ruhe sein muss. Für die Berechnung einer Umgebungskarte in Abschnitt 5.3 sind drei Bewegungsfreiheitsgrade in der Sagittalebene notwendig: Die Position x^w und z^w des Radarsensors sowie der Tibiawinkel ϕ . Zur Berechnung der Position wurde eine modellbasierte Lösung auf Basis des biomechanischen Modells der Prothese entwickelt. Hierzu wird lediglich der Tibiawinkel, welcher kontinuierlich geschätzt wird, als Eingangsgröße eines vorher parametrisierten Modells benötigt. Das Diagramm in Abbildung 6.1 zeigt den Aufbau des Algorithmus mit seinen Eingangs- und Ausgangsgrößen. Im ersten Schritt schätzt ein erweiterter Kalmanfilter mit dem Zustand \mathbf{x}_k zum Zeitpunkt k mittels Inertialsensorik den Winkel gegenüber dem Lot. Anschließend wird mittels Modellierung die Position des Radarsensors bestimmt. Im Folgenden werden

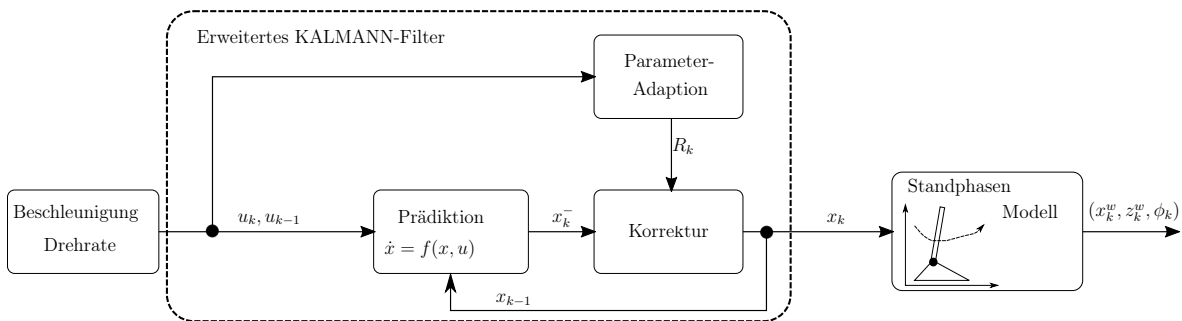


Abbildung 6.1: Architektur der Bewegungstrajektorien-Schätzung während der Standphase

die Komponenten des Algorithmus näher erläutert und ihre Funktionsweise untersucht.

6.2 Winkelbestimmung der Tibiasektion

Eine robuste Bewegungsinformation kann nur ermittelt werden, wenn diese vollständig beobachtbar ist oder direkt gemessen werden kann. Eine Winkelmessung mittels Inertialsensorik ist dies nur dann, wenn integrierte Winkelfehler aufgrund von Biasdrift der Drehratensensoren korrigiert werden. In der Arbeit von Sabatini 2011 wurde dies mit der Verwendung von Beschleunigungs- und Magnetfeldsensoren nachgewiesen. In einem Prothesensystem mit elektrischen Antrieben und metallischen Komponenten sind Erdmagnetfelder gestört und können nicht zur Korrektur der Winkel genutzt werden. Lediglich der Einsatz von Beschleunigungssensoren für die Korrektur der Roll- und Nickwinkel im Bezug zum Lot ist durchführbar und für eine Winkelberechnung in der Sagittalebene

ausreichend. Mit dieser Vereinfachung ist ein Systemmodell für die Winkelmessung beobachtbar. Die Differentialgleichung in (6.1) beschreibt ein System, das, mechanisch fest an eine Prothese gekoppelt, in drei Freiheitsgraden rotieren kann. Unter Verwendung der Inertialsensordaten $\vec{a} = [a_x, a_y, a_z]^T$ für die Beschleunigung und $\vec{w} = [w_x, w_y, w_z]^T$ für die Drehraten lässt sich die Rotation als \mathbf{q}^w -Quaternion in Bezug zum Lot und einer Startposition in Azmuth-Richtung im Weltkoordinatensystem \mathbf{w} repräsentieren.

$$\underbrace{\begin{bmatrix} \dot{\mathbf{q}}^w \\ \dot{\mathbf{b}}_\omega \end{bmatrix}}_{\dot{\mathbf{x}}} = \underbrace{\begin{bmatrix} \Phi(\omega - \mathbf{b}_\omega) \mathbf{q}^w \\ [\epsilon_{\mathbf{b}_{\omega_x}}, \epsilon_{\mathbf{b}_{\omega_y}}, \epsilon_{\mathbf{b}_{\omega_z}}]^T \end{bmatrix}}_{f(\mathbf{x}, \mathbf{u}, \epsilon, t)} \quad (6.1)$$

Die Nullpunktfehler der Drehratensensoren werden als $\mathbf{b}_\omega = [b_{\omega_x}, b_{\omega_y}, b_{\omega_z}]^T$ mit dem normalverteilten mittelwertfreien Prozessrauschen ϵ definiert. Die Funktion Φ ist eine Näherungslösung der Differentialgleichung für \mathbf{q}^w mit $\mathbf{q}^w = q_r + q_i \mathbf{i} + q_j \mathbf{j} + q_k \mathbf{k}$ und unter der Berücksichtigung von $\|\mathbf{q}^w\| = 1$ sowie der Abhängigkeit der Winkelgeschwindigkeit ergibt sich die Gleichung zu (6.2).

$$\begin{bmatrix} \dot{q}_0 \\ \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix} = -\frac{1}{2} \underbrace{\begin{bmatrix} 0 & \omega_x & \omega_y & \omega_z \\ -\omega_x & 0 & -\omega_z & \omega_y \\ -\omega_y & \omega_z & 0 & -\omega_x \\ -\omega_z & -\omega_y & \omega_x & 0 \end{bmatrix}}_{=\Phi(\omega_x, \omega_y, \omega_z)} \begin{bmatrix} q_0 \\ q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix} \quad (6.2)$$

6.2.1 Das erweiterte Kalman-Filter

Mit dem entwickelten Systemmodell wird auf Basis eines erweiterten KALMAN-Filters ein kontinuierlicher Zustandsschätzer entwickelt. Der Filter kombiniert Systeme mit zeitkontinuierlicher Dynamik und zeitdiskreten Messungen (Simon 2006). Dies ist in den meisten realen technischen Systemen der Fall. Der KALMAN-Filter repräsentiert eine rekursive Version der kleinsten Quadrate und wird in *Prädiktion* und *Korrektur* untergliedert. Er verwendet als Annahme für die Modellierung der Wahrscheinlichkeitsverteilungen die Gaußsche Normalverteilung. Die in Abbildung 6.1 gezeigte Architektur stellt die Komponenten der Zustandsschätzung dar. Im Prädiktions-Schritt wird der Zustand des Systemmodells mittels Integration geschätzt. Das Zwischenergebnis $\mathbf{x}_{\mathbf{k}-1}$ wird nun im Korrekturschritt unter Verwendung von Stützgrößen wie Randbedingungen oder Messgrößen mit dem rekursiven Verfahren der kleinsten Quadrate zu $\mathbf{x}_{\mathbf{k}}$ verbessert. Die Parameter des Prozesses unterliegen hierbei einer kontinuierlichen Anpassung. Der Zustand $\mathbf{x}_{\mathbf{k}}$ wird

durch eine nichtlineare Differenzialgleichung in (6.3) mit dem Eingangsvektor \mathbf{u}_k aus (6.4) definiert.

$$\mathbf{x}_k = f(\mathbf{x}_{k-1}, \mathbf{u}, \epsilon, t) \quad (6.3)$$

$$\mathbf{u} = [\omega_x + b_x, \omega_y + b_y, \omega_z + b_z]^T \quad (6.4)$$

Der Zustand \mathbf{x}_k unterliegt hierbei dem normalverteilten mittelwertfreien Prozessrauschen $\epsilon(t)$, das für alle Zustände mit der Kovarianzmatrix \mathbf{Q} in (6.5) definiert ist.

$$\mathbf{Q} = \text{diag}([\epsilon_p, \epsilon_q, \epsilon_r, \epsilon_{b_x}, \epsilon_{b_y}, \epsilon_{b_z}]) \quad (6.5)$$

Prädiktion: Der geschätzte Systemzustand $\hat{\mathbf{x}}$ und die zugehörige Schätzfehlerkovarianzmatrix \mathbf{P} werden vom Zeitpunkt $(k-1)^+$ zum Zeitschritt $(k)^-$ auf Basis des Systemmodells und des Eingangsvektors \mathbf{u}_k in (6.6) mit den Jakobimatrizen $\mathbf{F} = \frac{\partial f}{\partial \mathbf{x}}$, $\mathbf{G} = \frac{\partial f}{\partial \epsilon}$ propagiert.

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{x}} &= f(\mathbf{x}, \mathbf{u}, 0, t) \\ \dot{\mathbf{P}} &= \mathbf{F}\mathbf{P} + \mathbf{P}\mathbf{F}^T + \mathbf{G}\mathbf{Q}\mathbf{G} \end{aligned} \quad (6.6)$$

Um Näherungsfehler im Integrationsschritt gering zu halten, wird das mehrstufige Runge-Kutta als numerisches Integrationsverfahren angewendet (Frogerais et al. 2012). Mit der Einführung von Zwischenschritten während der Integration kann der Zustand und dessen Kovarianz rekursiv präziser ermittelt werden.

Korrektur: In diesem Schritt in (6.7) werden die aktuellen im Zeitschritt k zur Verfügung stehenden Messwerte \mathbf{z}_k zur Stützung des Systemzustands verarbeitet. Das Ziel ist die Korrektur auf Basis des nichtlinearen Messmodells in (6.8) mit dem normalverteilten Messrauschen \mathbf{v}_k , das als Kovarianzmatrix R_k repräsentiert wird. Die oberen Indizes $^+$ und $^-$ geben an, ob die zum aktuellen Zeitpunkt k vorliegenden Messwerte bereits verarbeitet wurden $()^+$ oder die Messwertverarbeitung noch aussteht $()^-$.

$$\begin{aligned} \mathbf{K}_k &= \mathbf{P}_k^- \mathbf{H}_k^T (\mathbf{H}_k \mathbf{P}_k^- \mathbf{H}_k^T + \mathbf{U}_k \mathbf{R}_k \mathbf{U}_k^T)^{-1} \\ \hat{\mathbf{x}}_k^+ &= \hat{\mathbf{x}}_k^- + \mathbf{K}_k (\mathbf{z}_k - h_k(\hat{\mathbf{x}}_k^-, 0, t_k)) \\ \mathbf{P}_k^+ &= (\mathbf{I} - \mathbf{K}_k \mathbf{H}_k) \mathbf{P}_k^- (\mathbf{I} - \mathbf{K}_k \mathbf{H}_k)^T + \mathbf{K}_k \mathbf{U}_k \mathbf{R}_k \mathbf{U}_k^T \mathbf{K}_k^T \end{aligned} \quad (6.7)$$

\mathbf{H}_k und \mathbf{U}_k sind die Jakobimatrizen $\mathbf{H}_k = \frac{\partial h_k(\hat{\mathbf{x}}_k^-, 0, t_k)}{\partial \mathbf{x}}$ und $\mathbf{U}_k = \frac{\partial h_k(\hat{\mathbf{x}}_k^-, 0, t_k)}{\partial \nu}$. In (6.7) wird für \mathbf{P}_k^+ die numerisch robustere Joseph's Form des Kovarianzmatrix-Updates verwendet.

Dieser Schritt ist zwar numerisch aufwendiger, dient aber in der vorliegenden Arbeit zur Vermeidung zusätzlicher Fehlereinflüsse. Das nichtlineare Messmodell in (6.8) ist in (6.9) definiert. Anhand von Beschleunigungswerten können die Winkellagen gegenüber dem Gravitationsfeld gemessen werden und dienen somit als Korrekturwert gegenüber den berechneten Quaternionen.

$$\mathbf{z}_k = h_k(\mathbf{x}_k, \nu_k) \quad (6.8)$$

$$\underbrace{\begin{bmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{bmatrix}}_{\mathbf{z}} = \underbrace{\begin{bmatrix} 2g(q_1q_3 - q_0q_2) \\ 2g(q_2q_3 + q_0q_1) \\ g(q_0^2q_3^2 + q_0^2q_1^2) \end{bmatrix}}_{h(\tilde{\mathbf{x}}^-)} \quad (6.9)$$

Parameteradaption Die Korrektur der Winkel über die Beschleunigungswerte funktioniert nur unter der Bedingung, dass keine dynamischen Beschleunigungsanteile in den Messwerten enthalten sind. Hierfür werden die Diagonalelemente der Matrix \mathbf{R}_k stetig so angepasst, dass bei hoher Dynamik große Einträge in \mathbf{R}_k generiert werden. Die hierfür definierte Variable $\mathbf{r}_{\text{accel}}(\mathbf{k})$ in (6.10) berechnet die jeweiligen Diagonaleinträge von \mathbf{R}_k in (6.12). Der dynamische Wert $\mathbf{m}_{\text{aw}}^{(n)}(\mathbf{k})$ wird in (6.11) durch das Verhältnis eines gleitenden Mittelwertes zum Zeitschritt k und einer Initialisierungsphase zum Zeitschritt k_{init} bestimmt.

$$\mathbf{r}_{\text{accel}}(\mathbf{k}) = 400^{(m_{\text{aw}}^{(n)}(k))} \quad (6.10)$$

$$\mathbf{m}_{\text{aw}}^{(n)}(\mathbf{k}) = \left(\frac{\left\| \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} \omega(k-i) + \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} \mathbf{a}(k-i) \right\|}{\left\| \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} \omega(k_{\text{init}}-i) + \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} \mathbf{a}(k_{\text{init}}-i) \right\|} \right) \quad (6.11)$$

$$\mathbf{R}_k = \text{diag}(r_{\text{accel}}(k), r_{\text{accel}}(k), r_{\text{accel}}(k)) \quad (6.12)$$

6.3 Positionsmessung während der Standphase

Eine Möglichkeit zur Modellierung der Bewegung des Messsystems ist die Betrachtung des menschlichen Ganges und die Ableitungen eines Modells, welches parametrisiert in einem bestimmten Zeitraum seine Gültigkeit hat. Im Gegensatz dazu kann die Trajektorie auch direkt mittels Doppelintegration der räumlichen Beschleunigungskomponenten berechnet werden. In Abbildung 6.2 ist das Ergebnis aus neun aufeinanderfolgenden Standphasen dargestellt. Es wird ersichtlich, dass die absoluten Positionsfehler der X-Komponente unkontrollierbar schwanken können, was typisch für eine Positionsmessung mittels low-cost

MEMS-Sensorik ist. In Abbildung 6.3 ist die Bewegungstrajektorie eines Prothesenfußträ-

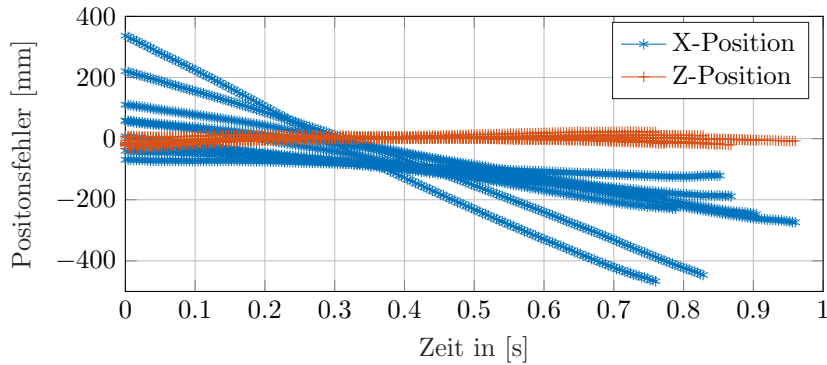


Abbildung 6.2: Positionsfehler der mittels IMU und Doppelintegration berechneten X- und Z-Position aus neun Standphasen

gers in der Sagittalebene dargestellt, die mittels Motion-Capturing erfasst wurde. Deutlich erkennbar sind die sich über den zeitlichen Verlauf hinweg ähnlichen Standphasen. In der Arbeit von Hansen et al. 2000 wurde die Überrollbewegung eines Prothesenfußes in Abhängigkeit von der Laufgeschwindigkeit untersucht. Es hat sich herausgestellt, dass sich das Abrollverhalten eines Prothesenfußes bei der Veränderung der Geschwindigkeit nicht wesentlich ändert. Die dazugehörige Abrollkurve, auch als Roll-Over Shape bezeichnet, ist das Verhältnis eines ortsfesten Punktes an der Tibia zum örtlichen Druckzentrum an der Fußsohle. Dies kann folglich auch auf einen Punkt an der Tibia in Bezug zum Weltkoordinatensystem w zutreffen und eröffnet die Hypothese, dass die Trajektorien in verschiedenen Standphasen eines Messpunktes an der Tibia sich unter allen Bedingungen ähneln. Dies betrifft im Besonderen die Translationskomponenten in der Sagittalebene. Eine Polynomregressionsfunktion 5-ten Grades in (6.13) in Abhängigkeit von ϕ hat sich aufgrund der Kurvenform als hinreichend genau erwiesen und wird jeweils für X- und Z-Position separat parametrisiert.

$$P_i(\phi) = A_1\phi^5 + A_2\phi^4 + A_3\phi^3 + A_4\phi^2 + A_5\phi + A_6 \quad (6.13)$$

Diese Näherungen müssen für jeden Prothesenfuß und Patienten bestimmt werden, da auch das Abrollverhalten spezifisch ist. Dies kann bei Bedarf mittels eines synchronisierten Motion-Capturing-Systems durchgeführt werden.

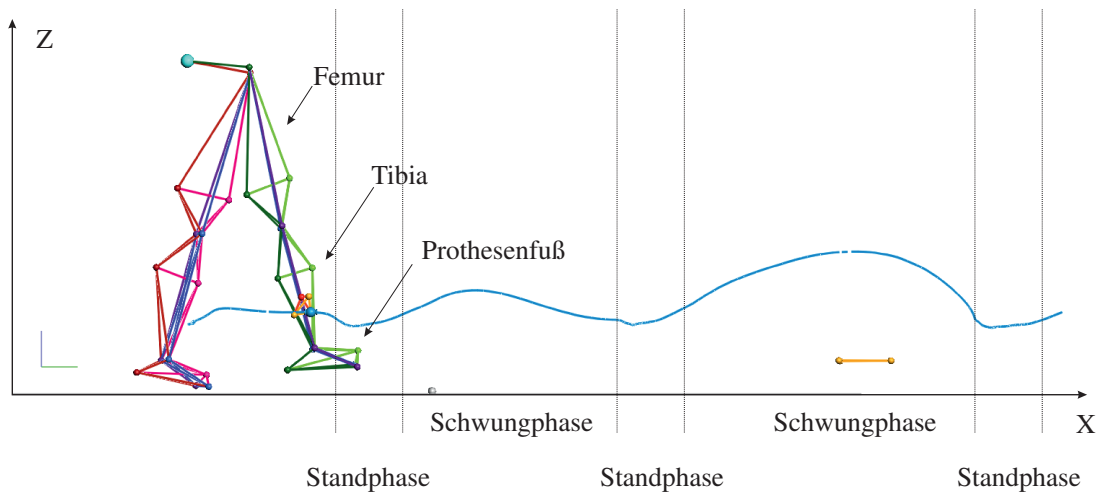


Abbildung 6.3: Darstellung eines Trajektorienverlaufs (hellblaue Linie) des Messpunktes an der Tibia Sektion bei Gang mit dem Prothesenfuß der Firma BIONIX. Die Trajektorie ist in Stand- und Schwungphase unterteilt.

6.4 Ergebnis der Positionsmessung

Anhand von Referenzdaten aus einer Ganganalyse mit zwei separaten Messungen wurde die grundlegende Eignung des Ansatzes untersucht. Hierbei wird aus einem Datensatz die Fitfunktion P_x in (6.14) mit einem $RMSE = 1.71 \text{ mm}$ und P_z in (6.15) mit einem $RMSE = 1.71 \text{ mm}$ bestimmt.

$$\begin{aligned}
 P_x(\phi) = & 3.716\text{e-}07 \frac{\text{mm}}{\circ} \phi^5 - 3.544\text{e-}05 \frac{\text{mm}}{\circ} \phi^4 + 9.478\text{e-}04 \frac{\text{mm}}{\circ} \phi^3 + 2.564\text{e-}02 \frac{\text{mm}}{\circ} \phi^2 \\
 & + 2.388 \frac{\text{mm}}{\circ} \phi + 70.7195 \text{mm}
 \end{aligned} \tag{6.14}$$

$$\begin{aligned}
 P_z(\phi) = & 1.643\text{e-}06 \frac{\text{mm}}{\circ} \phi^5 - 1.312\text{e-}05 \frac{\text{mm}}{\circ} \phi^4 - 1.993\text{e-}03 \frac{\text{mm}}{\circ} \phi^3 + 4.983\text{e-}02 \frac{\text{mm}}{\circ} \phi^2 \\
 & + 1.367 \frac{\text{mm}}{\circ} \phi + 212.1 \text{mm}
 \end{aligned} \tag{6.15}$$

In Abbildung 6.4 und Abbildung 6.5 sind die X- und Z-Positionen während der Standphase in Abhängigkeit des Tibiawinkels ϕ in der Sagittalebene dargestellt. Die Ergebnisse beinhalten keine Trainingsdaten für die Fitfunktionen P_x und P_z . Es zeigt sich, dass der mittlere Fehler der Positionsdaten in Abhängigkeit von ϕ im Bereich kleiner 10 mm liegt,

was sich zur Kartierung der Radardaten eignet. Des Weiteren ist ein stabiles alternierendes Verhalten des Fehlers ersichtlich. Hingegen zeigen die Fehlerkurven in Abbildung 6.2 auf Basis einer Doppelintegration ein stark variierendes und unvorhersehbares Verhalten, welches stark von der Anfangsbedingung für die Geschwindigkeit abhängt.

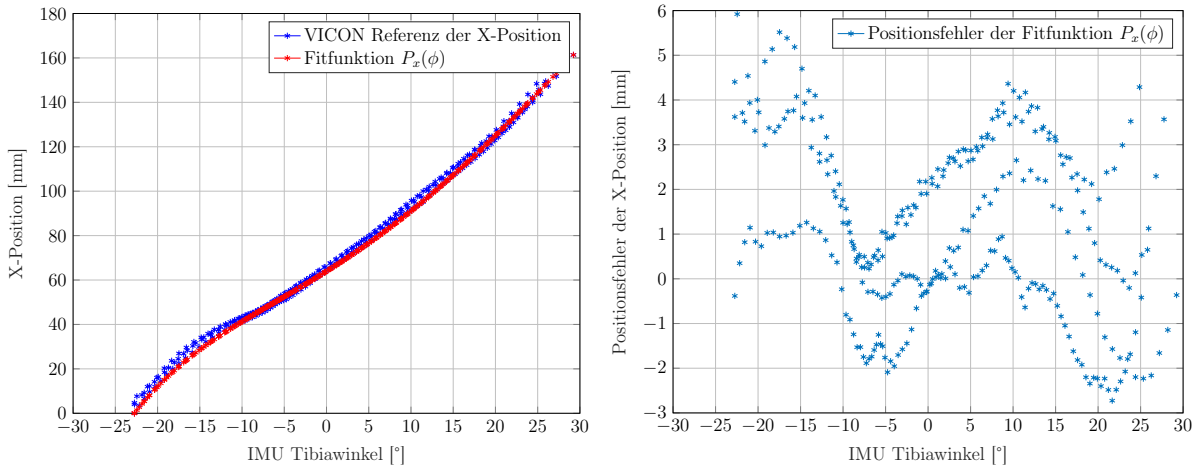


Abbildung 6.4: Vergleich der Fitfunktion P_x mit Vicon-Referenzdaten aus vier Standphasen. Der mittlere Fehler ist $e_{x_w} = (-0.23 \pm 1.87)$ mm

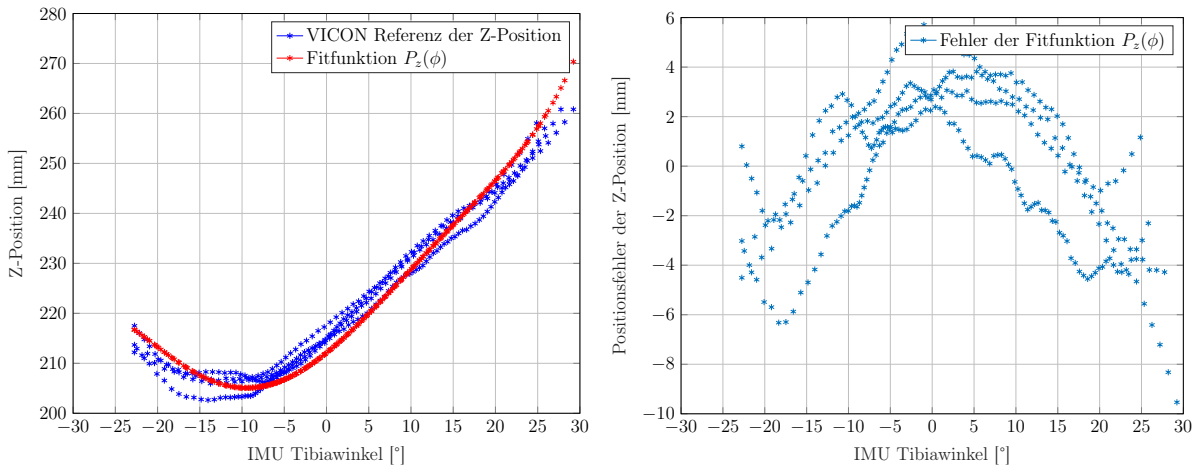


Abbildung 6.5: Vergleich der Fitfunktion P_z mit Vicon-Referenzdaten aus vier Standphasen. Der mittlere Fehler ist $e_{z_w} = (-0.29 \pm 2.90)$ mm

7 Messreihen und Versuchsaufbau

7.1 Postprocessing-Umgebung und Implementierung

Die beschriebenen Algorithmen zur Radarsignalverarbeitung und der inertialen Navigation wurden alle in einem Proprocessing-Framework in MATHWORKS MATLAB™ umgesetzt. Die aufgezeichneten Messwerte wurden in binären Formaten mit Zeitstempeln als separate Dateien hinterlegt und zur weiteren Verarbeitung auf eine gemeinsame Abtastfrequenz gesampelt. Die Implementierung ist jeweils so umgesetzt, dass prinzipiell eine Echtzeitumsetzung möglich ist und für den jeweiligen Zeitschritt nur Daten aus vorangegangenen Zeitschritten hinzugezogen werden.

7.1.1 Radarbasierte Umgebungserfassung

Die Umgebungserfassung bis hin zur Erfassung einzelner Objekte aus Kapitel 5 wurde anhand der vorgestellten Algorithmen in MATLAB-Skriptsprache implementiert. Einige essenzielle Funktionen wurden aus der MATLAB™ eigenen Software-Bibliothek entnommen oder entstammen anderen Quellen. Diese werden im Folgenden beschrieben.

Umgebungskartierung und Zieldetektion: Die in Abschnitt 5.3 eingesetzten Funktionen der *Signal Processing Toolbox*¹ wurde für Funktionen, wie beispielsweise die FFT und zur Erzeugung von Filter-Kernel-Funktionen zur Faltung eingesetzt. Für die OS-CFAR basierte Zieldetektion in Unterabschnitt 5.4.2 wurde die Implementierung der CFAR-Bibliothek aus der MATLAB eigenen *Phased Array System Toolbox*² angewendet, welche sich aufgrund ihres objektorientierten Ansatzes gut für die Anwendung des entwickelten 2D-Ansatzes eignet. Die in Unterabschnitt 5.4.4 vorgestellte Detektion spiegelnder und diffuser Ziele nutzt zur Extraktion der lokalen Maxima den von Natan 2021 entwickelten Algorithmus *FastPeakFind*³. Diese Implementierung wurde für Bilder mit hohem Rauschanteil entwickelt und beruht auf einer Glättung mittels 2D-Median-Filter.

¹Version 8.2 (R2019a)

²Version 4.1 (R2019a)

³Version 1.12.0.0

Als Eingangsdaten werden auch Fließkomma-Zahlen verarbeitet. Die S_{FFT} -Matrix wurde hierfür nicht speziell konditioniert.

Erfassung geschlossener Stufen: Das hierarchische Clusterverfahren in Unterabschnitt 5.5.1 wurde mittels der *cluster.m* Funktion der MATLAB *Statistics and Machine Learning Toolbox*⁴ implementiert. Diese bietet die notwendigen Cutoff-Parameter für die Spezifizierung von ζ_{R_x} .

Erfassung von Rampen: In Unterabschnitt 5.5.2 wird zur Bestimmung von Linien in einem binären Bild die Hough-Transformation angewendet. Die Implementierung von MATLAB innerhalb der *Image Processing Toolbox*⁵ ist speziell für Bilder ausgelegt und bietet mit den Funktionen *hough.m*, *houghpeaks.m* und *houghlines.m* bereits alle wichtigen Methoden zur Bestimmung einer einzelnen Geraden und deren Anstieg in einem definierten Winkelbereich. Zur Bestimmung lokaler Peaks zur Generierung des binären Bildes aus der Matrix $S_{FFT_{Diffuse}}$ wurde die MATLAB-Funktion *findpeaks.m* der bereits erwähnten *Signal Processing Toolbox* eingesetzt. Diese ermöglicht die Definition der Peak-Prominenz zur Filterung relevanter lokaler Maxima.

7.1.2 Inertiale Bewegungsmessung:

Die Implementierung der Algorithmen aus Kapitel 6 wurde ebenfalls in MATLAB-Skriptsprache umgesetzt. Zur Plausibilisierung der Bewegungszustandschätzung für den Start der Stand- und Schwungphase mittels Inertialsensorik wurde ein innerhalb des Projektes *Feuerwerr* (Röhrle et al. 2018) entwickelter Algorithmus, basierend auf neuronalen Netzen, auf die erfassten Bewegungsdaten der Probandenstudie angewendet. Das Ergebnis in der Arbeit von Kleiner et al. 2018 zeigt eine mittleren zeitliche Detektionslatenz von 15 ms für den Start- und Endpunkt der jeweiligen Phasen. Für die Auswertung der Probandenstudie wurden die Gangphasen in den Messdaten manuell markiert, um den Fehlereinfluss gering zu halten, da für Probanden keine brauchbaren Trainingsdaten erfasst werden konnten. Für die zeitliche Korrelation der Gangphasen wurden zusätzlich die synchronisierten Druckinformationen des Tekscan-Druckmesssystems verwendet.

⁴Version 11.5 (R2019a)

⁵Version 10.4 (R2019a)

7.2 Inertialsensorsystem

Die Auswahl des Inertialsensorsystems für die Probandenstudie ist abhängig von den maximal zu erwartenden relevanten Drehraten und Beschleunigungen während der Gangphase. Hierfür wurden für die Drehraten maximal $\pm 150^\circ/\text{s}$ und die Beschleunigung maximal $\pm 3\text{ G}$ angenommen. Des Weiteren sind Biasstabilität, eine geringe intrinsische Nichtlinearität und ein geringes Signalrauschen ausschlaggebend. Deshalb wurde die IMU mit der Bezeichnung M-G364 der Firma Epson (EPSON 2021) eingesetzt, welche sich deutlich von der Genauigkeit verfügbarer low-cost-IMUs abhebt, jedoch ca. das 10-fache Preisniveau erreicht. Die wichtigsten Parameter sind in Tabelle 7.1 aufgelistet.

Tabelle 7.1: Parameter der EPSON M-364 IMU

Parameter	Spezifikation
Maximale Beschleunigung	$\pm 3\text{ G}$
Auflösung der Beschleunigung	0.125 mG
Maximale Drehrate	$\pm 200^\circ/\text{s}$
Auflösung der Drehrate	$0.0075^\circ/\text{s}$
Ausgangsinterface	UART
Ausgabefrequenz	250 Hz

7.3 Fraunhofer FMCW-Radarsensor

In Kooperation mit dem Fraunhofer-Institut für Angewandte Festkörperphysik IAF und dem Fraunhofer-Institut für Zuverlässigkeit und Mikrointegration IZM wurde in einem Fraunhofer-internen Forschungsprojekt WISA-Radar ein kompaktes 94-GHz-Radarsystem für hoch genaue Abstandsmessungen entwickelt (siehe Abbildung 7.1(a)), welches sich aufgrund seiner kompakten Bauweise für den Einsatz in mobilen Systemen eignet. Während der Konzeptphase wurde bereits die Nutzung als Abstandssensor in der Prothetik vorgesehen. In diesem Projekt wurde der Radarsensor mit einer Genauigkeit von $(1.5 \pm 0.3)\text{ mm}$ im Bereich 0.3 m bis 5.0 m charakterisiert. In dieser Arbeit wurden Software und Elektronik speziell ausgelegt, um Messdaten synchron zu einer IMU mittels Triggereingang erfassen zu können. Zur Realisierung einer möglichst großen Bandbreite ist das Monolithic Microwave Integrated Circuit (MMIC) für einen Frequenzhub von 12 GHz bei einer Mittelfrequenz von 94 GHz ausgelegt.

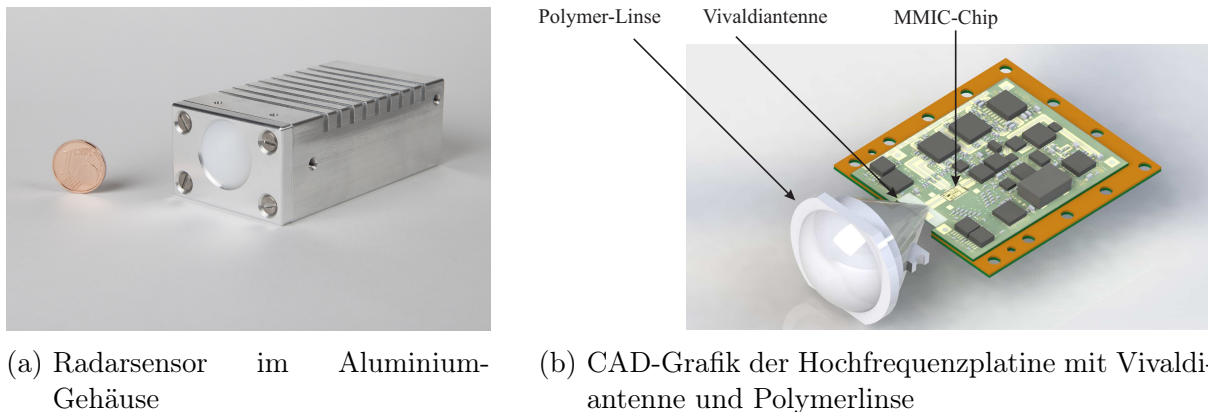


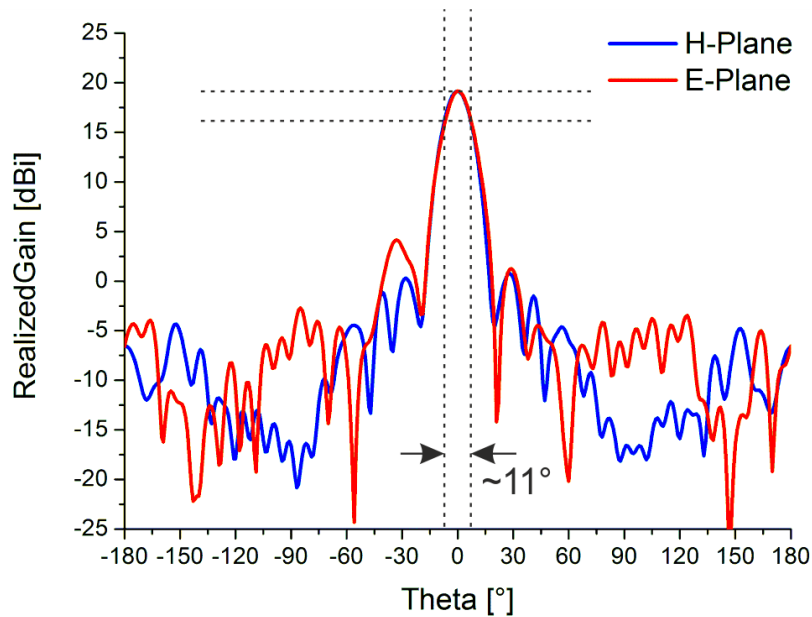
Abbildung 7.1: Radarsensor mit Vivaldiantenne

Antennendesign

Eine übliche Variante sind Patch-Antennen, welche kostengünstig produziert werden können. Deren 3 dB-Bereich liegt jedoch nur bei ca. 3% der Trägerfrequenz. Eine Vivaldiantenne hingegen ist für eine hohe Bandbreite konzipiert und wurde entsprechend in das Radarsystem (siehe Abbildung 7.1(b)) integriert (Zech et al. 2013). Das ausgestrahlte E- und H-Feld werden anschließend von einer konischen Polymer-Linse gebeugt und entsprechend gebündelt. Die eingesetzte Linse ist für einen Öffnungswinkel von 11° konzipiert und konnte für die vorliegende Arbeit nicht weiter modifiziert werden. Dies entspricht dem Bereich bis zu einem Energieabfall von -3 dB. Der hierfür in einem Labor gemessene Antennengewinn ist in Abbildung 7.2 grafisch dargestellt. In einem begleitenden, vom Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) geförderten Forschungsprojekt *FeuerWeRR* (Förderkennzeichen: 13N13479 bis 13N13481 und 13N13988) wurden Arbeiten zur Verbesserung der Winkelauflösung durchgeführt. Mittels elliptischer Linsen und vergleichbarer Abmessungen konnte die Winkelauflösung auf 6.8° reduziert werden (Röhrle et al. 2018).

7.3.1 Funktionsweise des analogen Frontends

Die Architektur des Radarsystems ist in Abbildung 7.3 dargestellt. Das analoge Frontend ist mit RF-PCB gekennzeichnet und wurde speziell für den Sensor entwickelt. Im Folgenden wird die Funktionsweise genauer erläutert. Ein Referenz-Oszillator speist eine Phasenregelschleife (engl. Phased locked loop (PLL)) zur Generierung der Frequenzrampenfunktion ein. Die wesentlichen Bestandteile einer PLL sind der Phasenkomparator und

Abbildung 7.2: Antennengewinn für Öffnungswinkel 11°

ein spannungsgesteuerter Oszillator (engl. voltage controlled oscillator (VCO)), welcher je nach Stellgröße durch einen Mikroprozessor eine Sollfrequenz einstellt. Mit dieser Anordnung lässt sich eine phasentreue und möglichst lineare Frequenzmodulation für eine Rampe mit der Bandbreite B (nach der Vervielfachung) und Rampendauer T_p einstellen. Danach wird das Signal stufenweise bis hin zur gewünschten Mittenfrequenz f_0 multipliziert und ebenfalls verstärkt. Das Sendesignal TX wird anschließend über einen Koppler von einer Antenne abgestrahlt. Das von einem Objekt reflektierte Signal RX wird von der Antenne wieder empfangen, in das Basisband mittels IQ-Demodulator in das Basisband gemischt sowie mittels Bandpass gefiltert. Anschließend wird die resultierende Zwischenfrequenz f_z mit einer Abtastrate von 1 MHz digitalisiert, um daraus den Abstand R und gegebenenfalls die Geschwindigkeit v_r zu berechnen.

7.3.2 Radarparametrisierung

Für das vorgestellte FMCW-Radarsystem müssen die Messparameter zur hinreichenden Detektion der Umgebungsstrukturen eingestellt werden. Das Ziel ist ein Kompromiss zwischen hinreichender Entfernungsauflösung und Messentfernung sowie maximaler Messfrequenz für das jeweilige Messszenario. Im vorliegenden Fall sind folgende Parameter einstellbar:

- Bandbreite B der Frequenzrampe

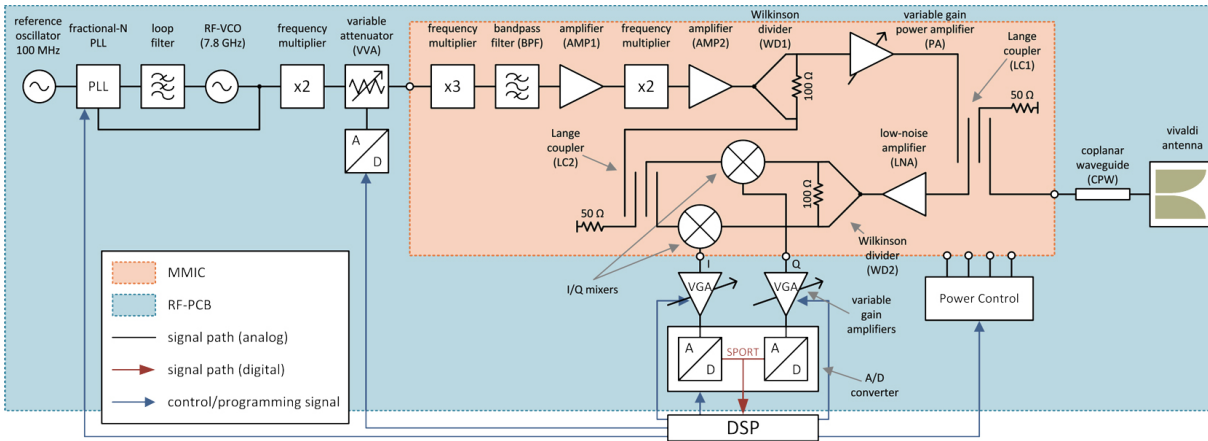


Abbildung 7.3: Schematisches Blockdiagramm des FMCW-Radars aus dem Fraunhofer-internen Forschungsprojekt WISA-Radar (Zech et al. 2015)

- Zeitdauer T_p der Frequenzrampe
- Mittenfrequenz f_0
- Ausgaberate der Entfernungsmessungen f_{meas}
- Rampenform

Diese Parameter werden für die Laboruntersuchungen und die Probandenstudie separat definiert.

7.3.3 Strahlungsgrenzwerte

Der maximale Antennengewinn des in der Probandenstudie eingesetzten 94 GHz Radars beträgt laut Abbildung 7.2 20 dBi, was einem Antennengewinn von $G = 100$ entspricht. Die Ausgangsleistung des Radar-Chips beträgt laut Zech et al. 2015 maximal $P_s = 2.0 \text{ mW}$ und wurde experimentell ermittelt. Die kürzestmögliche Entfernung zur Strahlungsquelle (Antenne) beträgt bei direktem Kontakt mit dem Radarsensor 1.5 cm, da die Polymerlinse nach der Antenne verbaut ist und kein direkter Zugang zur Vivaldiantenne besteht. Die Polymerlinse hat näherungsweise eine kreisförmige Kontaktfläche von 12 cm^2 . Die gerichtete Leistungsdichte in einer Entfernung von 1.5 cm errechnet sich nach Gleichung 4.17 zu $S_g = 7.07 \text{ mW}/12 \text{ cm}^2$ was einem auf die Fläche normierten Wert von $S_g = 0.59 \text{ mW cm}^{-2}$ entspricht. Dieser Wert stellt einen Extremwert bei unmittelbarem Kontakt mit dem Radarsensor beziehungsweise der Linse dar. Die gesetzlich zulässigen Grenzwerte aus ICNIRP 1998 werden trotzdem deutlich unterschritten. Es ist jedoch zu empfehlen, bei erkannter

Verdeckung des Radarsensors die ausgesendete Leistung im zeitlichen Mittel zu reduzieren. Der Sendepfad kann hierfür separat abgeschaltet werden.

7.4 Synchronisation

Das Inertialsensorsystem und das Radar müssen für eine gemeinsame Datenaufzeichnung synchronisiert werden. Auf einen gemeinsamen Takt kann aufgrund der geringen Messdauer von maximal 5 min verzichtet werden, da etwaige Drift sich in dieser kurzen Zeit nicht auswirken wird. Es wurden in beiden Sensorsystemen externen quarzbasierte Oszillatoren mit geringer Drift verwendet. Das Kernstück ist eine Platine, welche über einen Mikrokontroller zur Steuerung des Messablaufs sowie der inertialen Messeinheit, eine USB-Schnittstelle zur Übertragung und Steuerung sowie über SMA-Konnektoren für Triggersignale verfügt. Der Radarsensor besitzt ebenfalls einen SMA-Port als Triggereingang zum Starten und Stoppen der Datenaufzeichnung. Mittels Triggerimpuls wird die Datenaufzeichnung des Radarsensors sowie der IMU synchron gestartet. Gleichzeitig liest ein mobiles Mess-Notebook die Messdaten von Radar und IMU und speichert diese anschließend auf einer Festplatte. Die komplette Messroutine wird über das Notebook gestartet und gestoppt.

7.5 Laboruntersuchungen relevanter Umgebungsstrukturen

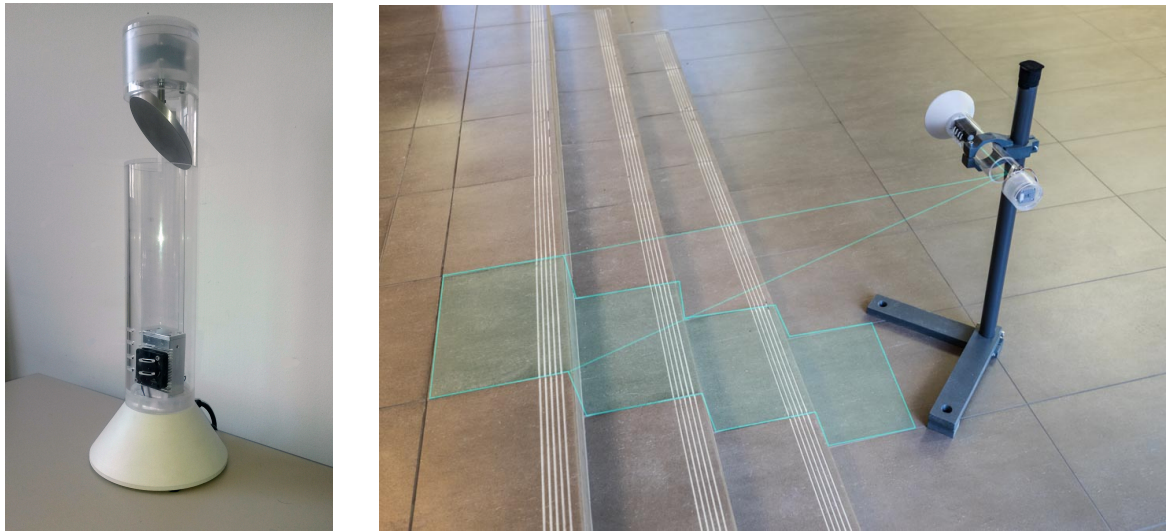
7.5.1 2D-Scanner für mobile Messungen

Um Umgebungsmessungen innerhalb und außerhalb des Labors unabhängig von Probanden sowie zuverlässig durchzuführen, wurde für diese Arbeit ein mobiler 2D-Radar-Scanner entwickelt (siehe Abbildung 7.4). Mit diesem Aufbau wird ein Radar-Scan in einer Ebene nachgestellt, ohne dass sich das Radarsystem bewegt. Die Parameter des Radarsensors in Tabelle 7.2 sind für ein Messergebnis ohne Einschränkung in der Entfernung oder Auflösung ausgelegt. Hierfür wurde die maximale Bandbreite der Antenne ausgenutzt. Der Scanner basiert auf einer rotierenden, konvex geformten Spiegeloberfläche,

Tabelle 7.2: Parameter des Radarsensors für 2D-Scanner

Parameter	Spezifikation
Bandbreite B	12 GHz
Zeitdauer T_p	1 ms
Ausgabefrequenz	Einzelmessung nach Anfrage
Erfassbare maximale Entfernung	6.24 m
Entfernungsauflösung δ_r	1.25 cm
Abtastpunkte N_s	2000
Rampenform N_s	Sägezahn

welche die Radarwellen in eine bestimmte Richtung ablenkt. Diese wurde am Fraunhofer Institut für Angewandte Festkörperphysik (IAF) in Freiburg simuliert und gefertigt. Eine FEM-Simulation der Abstrahlcharakteristik des Spiegels ergibt, dass sich bei einer Entfernung von 10 m der Hauptkegeldurchmesser auf 0.5 m aufweitet. Dies entspricht einem Öffnungswinkel $\theta_{3\text{dB}}$ von 5.7° . Der Schrittmotor zur Steuerung der Spiegelrotation hat ein Inkrement von 1.8° mit einem Fehler von 5%. Der Schrittmotor inklusive Treiber kann mit bis zu 32 Mikroschritten arbeiten. Für den Messaufbau wurde mit 16 Zwischenschritten eine Auflösung von 0.11° eingestellt. Dies entspricht einer Auflösung der Höhe von 1.7 mm in 1 m Entfernung. Hierbei ist zu beachten, dass sich die Fehler nicht aufsummieren. Das Messsystem wird, wie in Abbildung 7.5 ersichtlich, durch einen PC gesteuert. Die Messung verläuft quasi statisch. Zuerst wird ein Winkel des Schrittmotors eingestellt und bis zum Stillstand des Spiegels gewartet. Anschließend führt der Radarsensor eine einzelne Entfernungsmessung durch. Die Messdatei enthält für jeden Winkel eine einzelne



- (a) Konvexe und drehbar gelagerte Spiegeloberfläche zur Ablenkung der Radarstrahlen
 (b) Halterung und illustrierte Darstellung eines Scans in der Sagittalebene

Abbildung 7.4: Aufbau und Verwendung des Radar-Scanners

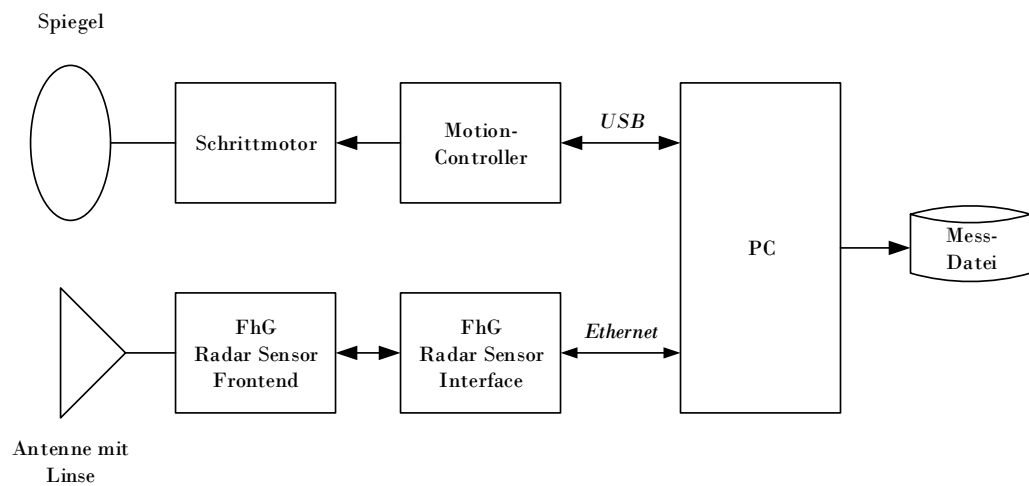


Abbildung 7.5: Architektur des 2D-Radarscanner-Systems

Radarmessung im Zeitbereich und findet in weiterführenden Analysen im Postprocessing ihre Verwendung.

7.5.2 Kalibration zwischen Winkelmessung und Radarsensor

Unabhängig von der Quelle der Winkelinformation des Radarsensors bzw. der 0 dB-Haupttrichtung der Radarkeule ist es notwendig, beide in ein gemeinsames Koordinatensystem zu legen. Hierbei ist für die spätere Auswertung nur der Rotationswinkel in der Sagittalebene interessant. Für den Radarsensor wird eine Referenz zum Lot benötigt, da für die Winkelmessung diese Komponente ein Teil des Bezugssystems darstellt. Unter der Annahme, dass sich alle Wände in einem modernen Gebäude im Lot befinden, ergibt sich die Möglichkeit, diese als Referenzobjekte einzubeziehen. Planare Flächen streuen bei einem Einfallswinkel von 0° die maximale Energie ab. Wenn diese Fläche im Lot steht, muss sich der Radarsensor bei Messung der maximalen Rückstreuenergie demnach in horizontaler bzw. 90° gedrehter Ausrichtung befinden. Diese Methode wurde zur Kalibration des 2D-Radar-Scanners eingesetzt. Im Messsystem am Probanden wurde die Ausrichtung zwischen Winkelmessung und Radar mechanisch fixiert.

7.5.3 Messreihen

Die in Tabelle 7.3 aufgelisteten Messreihen dienen zur prinzipiellen Untersuchung der Erfassung von Umgebungsstrukturen unter idealen Messbedingungen. Hierfür wurden Stufen, Rampen und Treppen in verschiedenen Ausführungen erfasst, um Annahmen und Konfigurationen des Radarsystems zu untersuchen.

7.6 Probandenstudie

Das Ziel dieser Probandenstudie ist es, den wissenschaftlichen Ansatz des Messsystems unter realen Messbedingungen und die Varianz des Gangapparates mit verschiedenen Probanden zu untersuchen. Als Grundlage dient der bereits als Produkt erhältliche aktive Prothesenfuß BIOM (siehe Abbildung 7.6) von Herr et al. 2012, welcher durch die Firma Otto-Bock unter dem Namen emPOWER (Otto Bock GmbH 2021) vertrieben wird. Dieser Prothesenfuß generiert über eine elektrisch gespannte Feder je nach Bedarf ein Drehmoment im Sprunggelenk. Beim Treppensteigen kann zum Beispiel das Moment

Tabelle 7.3: Beschreibung der Labor-Messreihen

Nr.	Experiment	Beschreibung
1	Detektion verschiedener Stufenhöhen.	Es wurden Holzplatten mit je 4 cm Höhe gestapelt, um verschiedene Stufenhöhen zu simulieren.
2	Maximale Entfernung zur Detektion einer Stufe	Stufen mit der Höhe von 11 cm und 20 cm bestehend aus Gasbeton wurden in verschiedenen Entfernungen erfasst.
3	Erfassung von Treppen mit verschiedenen Anbringungshöhen des Radarsensors	Ein Treppe mit drei Stufen wurde in einer Entfernung von 0.95 m erfasst.
4	Detektion einer steinernen Treppe	Erfassung einer gefliesten, steinernen Treppe zur Validierung realer Messumgebungen.
5	Messung verschiedener Steigungen	Erfassung einer hölzernen Rampe in Laborumgebung mit variabler Steigung
6	Rampe in realer Umgebung	Erfassung einer steinernen, gefliesten Rampe in realer Messumgebung

in der Standphase verringert werden, so dass die Person, im Gegensatz zu rein passiven Fußprothesen, mit weniger Widerstand eine Treppenstufe betreten kann. Aktuell ist die Anpassung des Gelenkmoments bei dieser Prothese über einen Zustandsautomaten möglich, welcher rein gangphasengesteuert ist. Ferner soll untersucht werden, inwiefern zusätzliche Informationen aus der Umgebung und aus Bewegungsdaten für eine erweiterte Zustandsschätzung verwendet werden können. Hierfür wurde unter der Führung und Aufsicht von Prof. Herr des Massachusetts Institute of Technology (MIT) eine Probandenstudie durchgeführt, um parallel zum Betrieb des BIOM-Prothesenfußes Umgebungsdaten aus Radarinformationen zu sammeln und für die Einbindung in einen Zustandsautomat zu evaluieren. Der Ethikantrag wurde hierfür durch das MIT gestellt. In den folgenden Abschnitten werden das verwendete Messsystem, die Messumgebung und die Messdaten beschrieben.

7.6.1 Messsystem für Probandenstudie

Die hauptsächliche Anforderung an das Messsystem während der Studie ist, neben der Erfassung der Sensordaten, den Probanden in seiner Bewegung nicht einzuschränken, sodass trotz Aufbauten an der Prothese ein normaler Gangzyklus erhalten bleibt. Die Probanden sollen eine Strecke von ca. 5 Metern bewältigen und dabei Hindernisse überschreiten oder Treppen betreten. Hierfür wurde eine tragbare Lösung aufgebaut, welche die Daten am

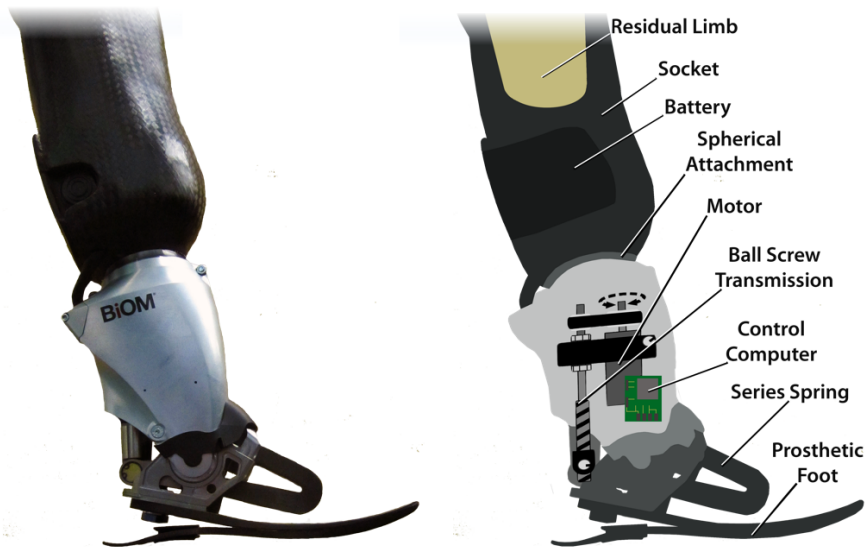


Abbildung 7.6: BIOM-Prothesenfuß mit seinen Hauptkomponenten (Bildquelle: (Rouse et al. 2015))

Probanden sammelt und über WLAN gesteuert wird. Die Architektur des Gesamtsystems ist in Abbildung 7.7 aufgezeigt. Die synchronisierten Radar- und IMU-Daten werden über ein im Rucksack am Probanden deponiertes Notebook eingelesen. Parallel hierzu sind zwei Referenzsysteme im Einsatz: eine Druckmesssohle F-ScanTM der Firma Tekscan am Prothesenfuß und das infrarotbasierte Motion-Capture-System der Firma Vicon. Beide Systeme werden über einen externen PC gesteuert und synchronisiert. Die Druckmesssohle bestimmt synchron zum Motion-Capture den Start und Stopp der Standphase. Das Motion-Capture erfasst mit 21 Markern die linke und die rechte untere Extremität des Probanden sowie mit drei Markern die Ausrichtung des Radar-IMU-Systems am Probanden (siehe Abbildung 7.8). Des Weiteren wurden Marker für die Bestimmung wichtiger Ortspunkte im Raum, wie z.B. die Eckpunkte einer Treppe oder eines Hindernisses, eingesetzt. Zur Synchronisation der Referenzsensoren mit dem Radar-IMU-System wurde eine schaltbare Infrarot-LED genutzt, welche im Motion-Capture als Messpunkt sichtbar ist. Im Postprocessing wurde das Erscheinen dieses Markers im Datenkanal zur Bestimmung des Startpunktes der Messung verwendet und somit mit den anderen Messdaten synchronisiert.

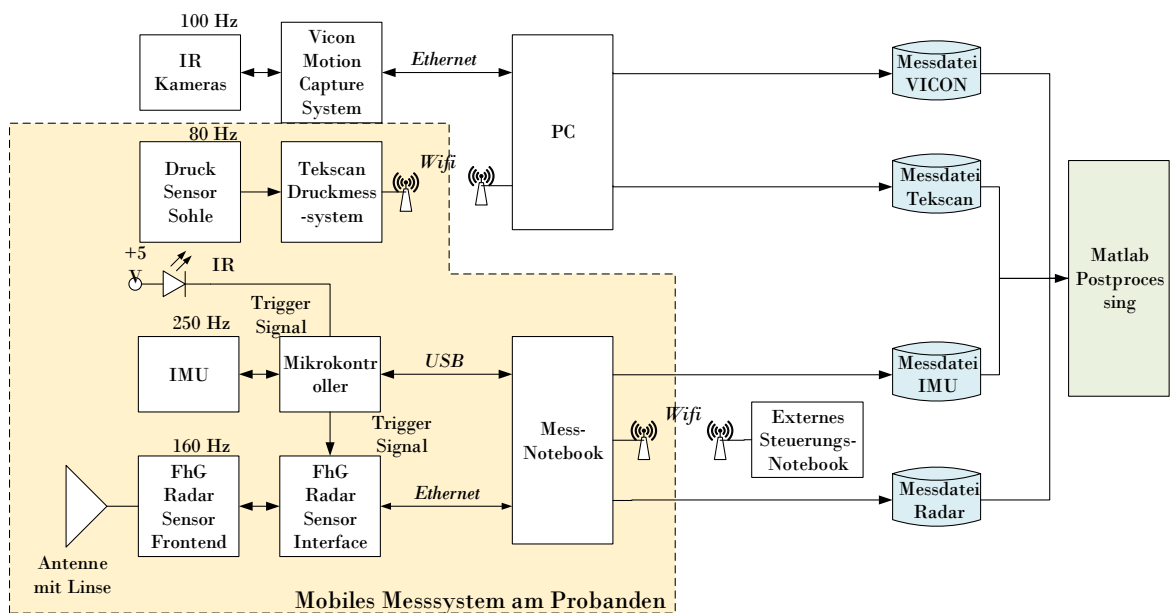


Abbildung 7.7: Architektur des Messaufbaus für die Probandenstudie

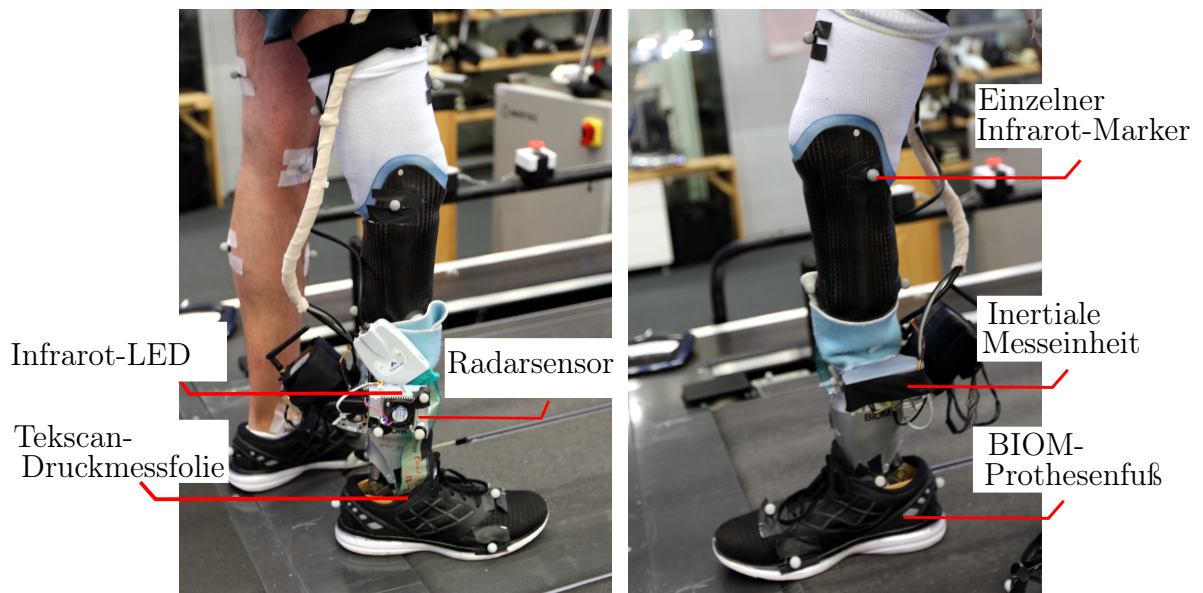


Abbildung 7.8: Messsystem am Probanden mit inertialer Messeinheit, Radarsensor, passiven Infrarotmarkern und Druckmessfolie zwischen Schuhsohle und Prothesenfuß

Tabelle 7.4: Parameter des Radarsensors für Probandenstudie

Parameter	Spezifikation
Bandbreite B	4.8 GHz
Zeitdauer T_p	0.22 ms
Ausgabefrequenz	160 Hz
Erfassbare maximale Entfernung	3.44 m
Entfernungsauflösung δ_r	3.12 cm
Abtastpunkte N_s	1400
Rampenform N_s	Sägezahn

7.6.2 Messreihen

Zur Vorbereitung der Messreihen wurde das Vicon-Motion-Capture-System mit einer Positionsgenauigkeit der Marker von (1.5 ± 0.4) mm kalibriert. Die Berechnung der Referenz des Winkelsignals für die IMU wurde mittels der Marker an der IMU durchgeführt. Die Genauigkeit dieser Referenz ist jedoch abhängig vom absoluten Winkel und der Entfernung der Marker zu den Kameras sowie von statistischen Rauschprozessen. Die Studie umfasste drei Probanden, deren Eigenschaften in Tabelle 7.5 aufgelistet sind. Die Ausrichtung des Radarsystem ist in Relation zur horizontalen Achse der Sagittalebene angegeben. Die

Tabelle 7.5: Probanden-Daten zur Studie

Parameter	Proband JG	Proband RC	Proband WB
Prothesenart	passiv	Biom Foot	Biom Foot
Prothesenseite	Links	Rechts	Rechts
Höhe Radar über Grund	23.4 cm	28.2 cm	25.1 cm
ϕ_{IMU} im Stand	-3.1°	-11.5°	-10.1°

Studie umfasst zwei Szenarien, das Übersteigen eines Hindernisses und das Begehen einer Treppe.

Übersteigen eines Hindernisses

Das Ziel dieser Messreihe ist die Bewertung der Erkennung der Transition von Ebene zu Stufe. Hierbei wird untersucht, ob und unter welchen Bedingungen die Erfassung mittels des gewählten Radarsystems eine Messung der Objekthöhe unter realen Bedingungen ermöglicht. Die hierfür gewählte Umgebung ist eine Ebene mit einem 0.10 m hohen und

einem 0.2 m tiefen Gasbetonblock, welcher von dem jeweiligen Probanden in mehrmaligen Anläufen mit einer Startentfernung von ca. 2.5 m überschritten wird. Eine Messszenario beinhaltet den Start, Anlauf zum Hindernis, Übersteigen sowie das Stoppen nach dem Hindernis. Für jeden der drei Probanden wurden insgesamt 16 Szenarien aufgezeichnet.

Begehen einer Treppe

In dieser Messreihe wird die Erkennung einzelner Treppenstufen, mit den in Tabelle 7.6 aufgelisteten Abmessungen, vor dem Begehen untersucht. Die Startentfernung beträgt ca. 2.5 m. Ziel der Messreihe ist die Untersuchung der Erfassung einzelner Stufen und deren Entfernung zum Probanden. Eine Messszenario beinhaltet den Start, Anlauf zur Treppe, Besteigen der Treppenstufen bis zum obersten Plateau und den Stopp auf diesem. Für jeden der drei Probanden wurden insgesamt 8 Szenarien aufgezeichnet.

Tabelle 7.6: Abmessungen der Treppenstufen für die Probandenstudie

Stufe	Höhe über Grund [m]	Höhe [m]	Tiefe [m]
1	0.203	0.203	0.252
2	0.367	0.164	0.253
3	0.530	0.163	0.268
4	0.721	0.192	1.500

8 Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse aus den Messreihen in Kapitel 7 dargestellt und interpretiert. Hierbei werden die gemessenen Werte mit Referenz aus Konstruktionsdaten, Laserentfernungsmesser oder einem Motion-Capturing-System verglichen. Die Analyse der Messergebnisse dient zum einen zur wissenschaftlichen Untersuchung der Machbarkeit diverser Messszenarien und zum anderen zur Validierung aufgeführter Hypothesen in Kapitel 5.

Die Auswertung gezielter Laboruntersuchungen ermöglicht die Separierung diverser Einflüsse wie die Änderung der Umgebungsstruktur oder der Messparameter des Radarsystems.

Anhand der Ergebnisse der Probandenstudie soll die Nutzung der Kombination von Inertialsensorik und Radar am Patienten zur Strukturerofassung validiert werden. Die Dimensionierung der Objekte ist aufgrund der Konfiguration des eingesetzten Radarsystems mit einem Öffnungswinkel von 11° und der damit verbundenen Winkelauföösung von ca. 20 cm in einer Entfernung von 1 m eingeschränkt und mit einem großen Fehler möglich.

8.1 Laboruntersuchungen

Die Ergebnisse in diesem Kapitel wurden mit dem in Unterabschnitt 7.5.1 beschriebenen Messsetup unter kontrollierten Bedingungen erzeugt. Das Ziel der einzelnen Untersuchungen ist der Erkenntnisgewinn über die Machbarkeit der Erfassung und Dimensionierung von Treppen, Rampen und im Allgemeinen von Hindernissen in Relation zur Messentfernungen und zur Anbringungshöhe des Radars. Die Generalisierbarkeit des Ansatzes in Hinblick auf verschiedene Materialien und Ausprägungsformen der Objekte wurde in dieser Arbeit nicht untersucht, da hierfür erst die prinzipiellen Probleme der Objekterfassung gelöst werden müssen.

8.1.1 Detektion geschlossener Stufen

Dieser Abschnitt dient zur Untersuchung der Detektion geschlossener Stufen.

Variable Stufenhöhe

Die Ergebnisse aus Messreihe 1 in Tabelle 8.1 bestätigen die in Unterabschnitt 5.5.1 aufgestellte Hypothese zur Abhängigkeit zwischen Radarapertur, maximaler Messentfernung und minimaler Stufenhöhe, um eine Stufe gemäß dem gewählten Kriterium identifizieren zu können. Die Stufenhöhe ist hier der Abstand zwischen höchstem und niedrigstem Ziel auf der Treppenfläche. Ab einer Entfernung von 0.8 m ist die Stufenhöhe aufgrund der Radaröffnungswinkels bestimmbar. Vorher ist eine Trennung der Ziele zwischen oberer und unterer Kante nicht möglich. Bei einer Stufenhöhe von 0.20 m überlagern sich die Ziele der Oberkante und der Treppenfläche und ergeben ein Ziel mit einer niedrigeren Höhe als die Oberkante. In Unterabschnitt 5.5.1 wurde das Kriterium $R_{maxStufe}$ für die jeweilige Stufen- und Anbringungshöhe des Radardars bestimmt. Im Entfernungsbereich $R_{xref} < R_{xmaxStufe}$ beträgt der Fehler der gemessenen Stufenhöhe (1.2 ± 1.9) cm.

Tabelle 8.1: Ergebnisse der Erfassung verschiedener Stufenhöhen bei $R_{xref} = 1.0$ m und $h_{Radar} = 0.3$ m.

	Einheit							
Stufenhöhe	m	0,01	0,04	0,08	0,12	0,16	0,2	0,24
$R_{maxStufe}$	m	0,1	0,4	0,8	1,2	1,6	2,0	2,4
$h_{Radar_{min}}$	m	0,06	0,09	0,14	0,17	0,21	0,25	0,29
h_{Stufe}	m	0,001	0,001	0,073	0,126	0,165	0,176	0,2
Detektion obere Treppenkante		nein	nein	ja	ja	ja	nein	ja
Detektion untere Treppenkante		ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja

Variable Entfernung

Die Ergebnisse aus Messreihe 2 zur Erfassung der Stufenhöhe in verschiedenen Entfernungen sind für zwei verschiedene Höhen in Tabelle 8.2 und Tabelle 8.3 aufgezeigt. In der Zeile „Anzahl Ziele“ ist die Anzahl der trennbaren Ziele (Maxima) auf der Stufenfläche im 2D-Entfernungsspektrum dargestellt. Bei beiden Stufenhöhen zeigt sich deutlich, dass die obere und die untere Stufenkante nach Unterschreiten von $h_{Radar_{min}}$ oder Überschreiten von $R_{maxStufe}$ zu einem Ziel verschmelzen. Somit werden auch bei verschiedenen Entfernungen diese Einschränkungen bestätigt. Die gemessene Entfernung bezieht sich

Tabelle 8.2: Ergebnis der Erfassung einer 11 cm hohen Stufe bei variabler Entfernung und $h_{Radar} = 0.2 \text{ m}$, $R_{xmaxStufe} = 1.11 \text{ m}$

	Einheit									
R_{xref}	m	0,3	0,59	0,8	1,16	1,58	1,99	2,43	2,89	3,25
R_x	m	0,32	0,60	0,80	1,15	1,56	1,94	2,38	2,82	3,19
$h_{Radarmin}$	m	0,13	0,14	0,15	0,17	0,19	0,21	0,23	0,25	0,27
h_{Stufe}	m	0,08	0,09	-0,02	0,02	-0,02	0,0	-0,01	-0,02	0,01
Detektion obere Stufenkante		ja	ja	nein	nein	nein	nein	nein	nein	nein
Detektion untere Stufenkante		ja	ja	ja	nein	nein	nein	nein	nein	nein
Anzahl Ziele		2	2	1	1	1	1	1	1	1

auf das oberste Maximum an der Stufenfläche und hat im Mittel eine Genauigkeit von $(2.56 \pm 3.30) \text{ cm}$ bei einer 11 cm und $(2.56 \pm 2.60) \text{ cm}$ bei einer 20 cm hohen Stufe.

Tabelle 8.3: Ergebnisse der Erfassung einer 20 cm hohen Stufe bei variabler Entfernung und $h_{Radar} = 0.2 \text{ m}$, $R_{xmaxStufe} = 2.01 \text{ m}$

	Einheit									
R_{xref}	m	0,3	0,64	1,0	1,29	1,58	1,9	2,22	2,44	3,14
R_x	m	0,32	0,64	0,98	1,27	1,56	1,88	2,17	2,40	3,07
$h_{Radarmin}$	m	0,22	0,23	0,25	0,26	0,28	0,29	0,31	0,32	0,36
h_{Stufe}	m	0,19	0,19	0,17	0,18	0,01	0,02	0,05	0,01	-0,01
Detektion obere Stufenkante		ja	ja	ja	ja	nein	nein	nein	nein	nein
Detektion untere Stufenkante		ja	ja	ja	ja	ja	ja	nein	nein	nein
Anzahl Ziele		3	2	2	2	1	1	1	1	1

8.1.2 Detektion geschlossener Treppen

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der Erfassung von geschlossenen Treppen behandelt. Das Ziel besteht darin, herauszufinden, ob sich die Randbedingungen für $h_{Radarmin}$ und $R_{xmaxStufe}$ auch im Fall einer Treppe anwenden lassen. Des Weiteren soll untersucht

werden, ob sich die erfassten geometrischen Merkmale für eine Dimensionierung der Treppenstufen eignen. Die Dimension der gemessenen Treppen entspricht der Norm DIN18065 (DIN 18065 2015). In Tabelle 8.4 sind die Ergebnisse aus Messreihe 3 aufgelistet. Die unterste Stufe kann, wie durch das Kriterium in Unterabschnitt 5.5.1 vorhergesagt, ab einer Höhe des Radars von 0.25 m hinreichend dimensioniert werden. Das Kriterium bestätigt sich auch bei der zweiten und dritten Stufe. In den Ergebnissen ist ersichtlich, dass bei einer Radarhöhe unterhalb der obersten Stufenkante diese trotzdem teilweise erfasst wird und somit eine Dimensionierung möglich ist. Dies beruht auf dem Effekt, dass teilweise die spiegelnde Reflexion der Stufenfläche oder die Beugungsreflexion der Oberkante dominiert. Die Genauigkeit der erfassten Stufenhöhe bei Messreihe 3 im Bereich $R_x < R_{x_{maxStufe}}$ beläuft sich im Mittel auf (3.6 ± 6.6) mm. Für die ersten beiden Stufen lässt sich die Tiefe der Trittfläche d_{Stufe} zuverlässig erfassen, da immer mindestens ein Ziel pro Stufe sichtbar ist. Die erreichte Genauigkeit für d_{Stufe} beträgt (5.2 ± 5.4) mm.

In Messreihe 4 wurde eine geflieste, steinerne Treppe mit fünf Stufen als Messumgebung gewählt, um den Einsatz in einer realitätsnahen Umgebung zu untersuchen (vergleichbare Treppe siehe Abbildung 7.4). Das Ergebnis der Messung ist in Tabelle 8.5 dargestellt. In zwei verschiedenen Distanzen konnte jeweils die Oberkante aller Treppenstufen erfasst werden. Die Fliesenkante bietet hierbei ein sehr gutes Radarziel. Allein anhand der Oberkante kann die jeweilige Stufenhöhe hierbei bei einer Entfernung von 0.93 m zur ersten Stufe mit einer Genauigkeit für h_{Stufe} von (4 ± 15) mm und für eine Entfernung von 0.22 m entsprechend (6.4 ± 18.0) mm gemessen werden. In dieser Konfiguration kann nur h_{Stufe} der untersten Stufe zuverlässig mittels Ober- und Unterkante bestimmt werden.

8.1.3 Erfassung von Rampen

Das Ziel der Auswertung ist, nachzuweisen, ob mittels der diffusen Reflexionen im Labor und in einer realen Umgebung die Steigung einer Treppe prinzipiell erfasst werden kann. In Messreihe 5 wurde die Detektion verschiedener Steigungen untersucht. Eine hölzerne OSB-Platte diente hierbei als Messobjekt. Die in Tabelle 8.6 gezeigten Ergebnisse zeigen Fehler im Bereich kleiner 0.5° . Dieses Resultat wurde ohne jegliche Optimierung der Messgenauigkeit erzielt und zeigt, dass das diffuse Reflexionssignal für diese Art der Auswertung hinreichend genau ist und somit genutzt werden kann. Jedoch ist die diffuse Reflexion stark von der Materialrauigkeit abhängig. Für Rampen im Innenbereich werden

glattere Oberflächen gewählt, da die Rutschfestigkeit laut DIN 18040 nicht witterungsunabhängig ausgelegt werden muss (DIN 18040-1 2010). In Messreihe 6 wurde hierfür eine geflieste, steinernen Treppe im Innenbereich eines Foyers untersucht. Das Nutzsignal bei der steinernen Treppe hebt sich mit nur ca. 5 dB vom Untergrund ab, was nahe dem Rauschpegel ist. Trotzdem lässt sich, wie in Tabelle 8.7 dargestellt, aus diesen Daten eine Steigung mit einem Fehler kleiner 1° errechnen. Der Beginn der Rampe als Radarziel kann in diesen Messungen zuverlässig bestimmt werden.

8.2 Ergebnisse der Probandenstudie

In diesem Abschnitt werden Ergebnisse aus der in Abschnitt 7.6 definierten Probandenstudie für drei Probanden erläutert.

8.2.1 Bewegungsmessung

Für jeden Probanden ist eine kalibrierte Funktion $P_x(\phi)$ und $P_z(\phi)$ der Position in X- und Z-Richtung mit der Methode aus Abschnitt 6.3 und jeweils zehn Gangphasen verfügbar. Die in Tabelle 8.8 aufgelisteten mittleren Genauigkeiten zeigen den Unterschied zwischen dem *root mean square*-Fehler (RSME) der Kalibration und dem mittleren Fehler des Modells bei weiteren Gangphasen auf der Ebene. Erkennbar ist, dass die Standardabweichung deutlich über dem mittleren Fehler liegt. In Abbildung 8.1 ist die Auswertung des Positionsfehlers für die Probanden graphisch aufbereitet. Das Modell ist für einen minimalen Fehler im Bereich $\phi = 0^\circ$ kalibriert ist. Der Positionsfehler von 10 mm wird im Winkelbereich $-10^\circ < \phi < 20^\circ$ nicht überschritten. Die deutliche Abweichung des Fehlerverlaufs bei Proband JG erklärt sich aus der Verwendung eines passiven Prothesenfußes anstelle der BIOM-Prothese. Die Fehlerverläufe von $P_x(\phi)$ und $P_z(\phi)$ der Probanden haben eine Streuung unterhalb von 5 mm und zeigen ein stabiles Verhalten ohne Drift.

8.2.2 Übersteigen von Hindernissen

Diese Auswertung bezieht sich auf die Messreihe in Unterunterabschnitt 7.6.2. Aufgrund der Öffnungsbreite σ des Radars von ca. 11° sind bei einer Stufenhöhe von 10 cm einzelne

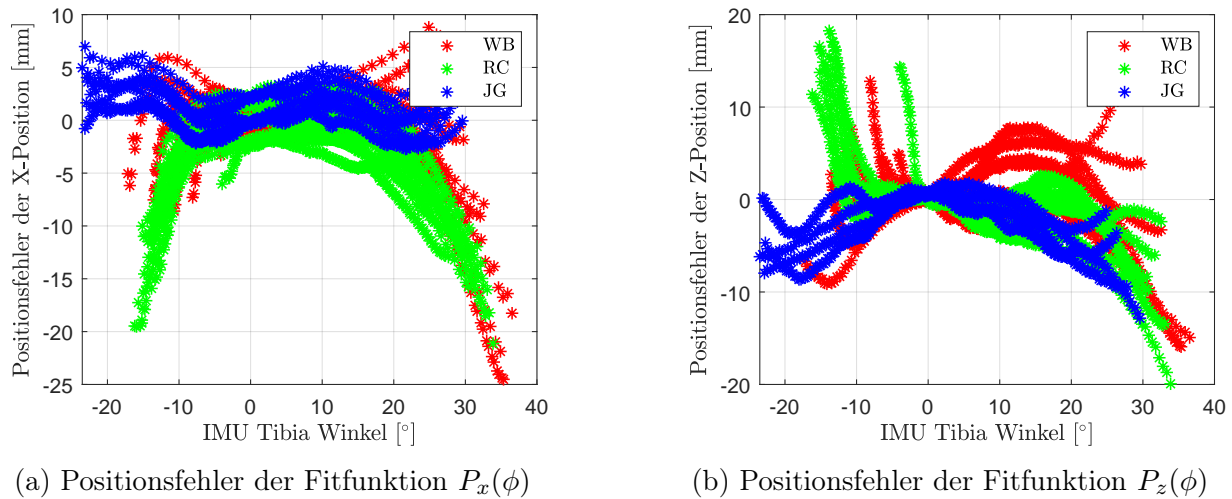
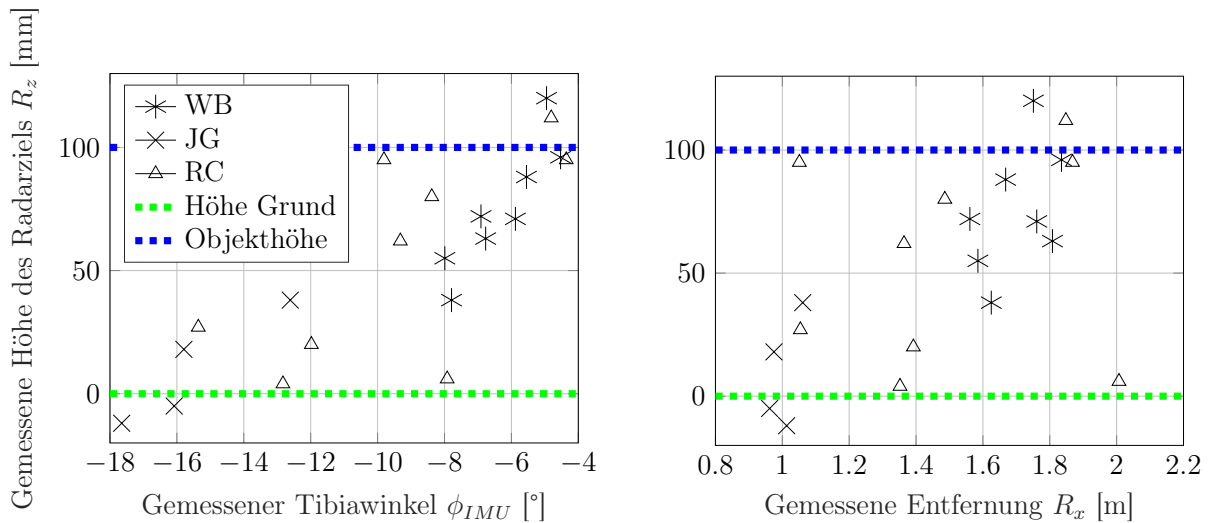


Abbildung 8.1: Auswertung der Genauigkeit die Positionsmessung für den Probanden WB, RC und JG für jeweils sechs Gangphasen.

Ziele auf der Stufe ab einer Entfernung von $R_x > 0.53$ nicht mehr trennbar. Deshalb begrenzt sich die statistische Auswertung in Tabelle 8.9 auf den Entfernungsfehler und den Fehler der inertialen Winkelmessung. Erkennbar ist, dass im Bereich $R_x < 1$ m der Entfernungsfehler deutlich größer ist als im Bereich $R_x \geq 1$ m. Dieses Verhalten hat seine Ursache in der inertialen Winkel- und Positionsmessung. Der Fehlereinfluss auf die R_x -Komponente ist bei steileren Winkeln zur Oberkante des Hindernisses deutlich größer. Mit zunehmender Entfernung wird der Winkel zur Oberkante flacher und somit der Fehlereinfluss auf R_x geringer. Das Mittel und die Streuung der Entfernungsfehler ist stark abhängig vom jeweiligen Probanden. In Abbildung 8.2 ist die gemessene Höhe des Radarziels am Hindernis über den jeweiligen zugehörigen Tibiawinkel, bei welchem das Maxima des Ziels erfasst wurde, für alle Probanden dargestellt. Hierbei wird ein Zusammenhang zwischen der gemessenen Höhe, dem Tibiawinkel und der Entfernung ersichtlich. Ab einer Distanz von ca. $R_x > 1.6$ m und einem Tibiawinkel von $\phi > -8^\circ$ liegen ca. 90% aller gemessenen Stufenhöhen im Bereich 50 mm bis 120 mm.

8.2.3 Treppenerfassung

In der Messreihe aus Unterunterabschnitt 7.6.2 umfasst die verwendete Treppe vier Stufen. In der Messreihe werden maximal die ersten drei Stufen mittels Radar während der Standphase erfasst und somit im Folgenden in der Auswertung betrachtet. In Tabelle 8.10 ist der Entfernungsfehler e_{R_x} und der Winkelfehler $e_{\phi_{IMU}}$ für die Erfassung der jeweiligen



- (a) Darstellung der Höhe der erfassten Radarziele über den gemessenen Tibiawinkel
- (b) Darstellung der Höhe der erfassten Radarziele über die gemessene Entfernung

Abbildung 8.2: Ergebnisse zur Messreihe Hinderniserfassung

Stufe dargestellt. Aufgrund des Einflusses des Winkelfehlers ist mit der Stufenhöhe eine deutliche Zunahme des Abstandsfehlers erkennbar. Bei der Bestimmung der Stufenhöhe d_{Stufe} addiert sich die Unsicherheit der Messergebnisse und kann dadurch zu einem Fehler von bis zu 5 cm führen. Für die Stufenvermessung sollte möglichst die Ober- und Unterkante detektiert werden. Hierzu wird in der folgenden Auswertung betrachtet, ob es für die jeweiligen Radarziele einen Erwartungsbereich der Detektion von Stufenunter- und Oberkante im Verlauf des Tibiawinkels gibt. Die Auswertung der gemessenen Höhe des Radarziels auf der Stufenoberfläche R_z für die einzelnen Stufen über ϕ_{IMU} ist in Abbildung 8.3, Abbildung 8.4 und Abbildung 8.5 für die jeweiligen Probanden aufgezeigt. Bei Stufe eins können Unter- und Oberkante jeweils einen Winkelbereich zugeordnet werden. Jedoch im Bereich zwischen ca. -10° und ca. -4° sind die Radarziele über die Höhe der Stufe verteilt. Die zweite Stufe hat eine weniger differenzierte Verteilung der Radarziele. Die Frontfläche der Stufe befindet sich in der Anbringungshöhe des Radars und erzeugt bei einem Einfallswinkel bzw. Tibiawinkel von 0° ein dominantes Radarziel. Hierdurch kommt es in einem Winkelbereich $-4^\circ < \phi_{IMU} < 4^\circ$ zur Überlagerung zwischen den Radarzielen Unterkante, Frontfläche und der Oberkante. Dies deckt ca. 40 % des Erfassungsbereichs dieser Stufe ab. Bei der dritten Stufe ergibt sich ein deutlich homogeneres Verteilungsmuster. Die Unterkante ist abgeschattet und es sind lediglich Reflexionen der Frontfläche und

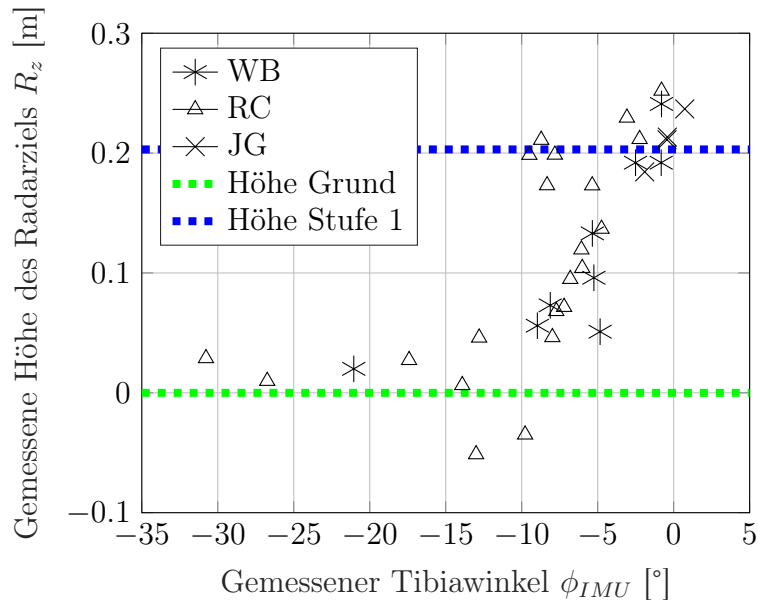


Abbildung 8.3: Darstellung der Höhe der erfassten Radarziele an der ersten Stufe über den gemessenen Tibiawinkel bei dem Versuchsablauf der Treppenerfassung.

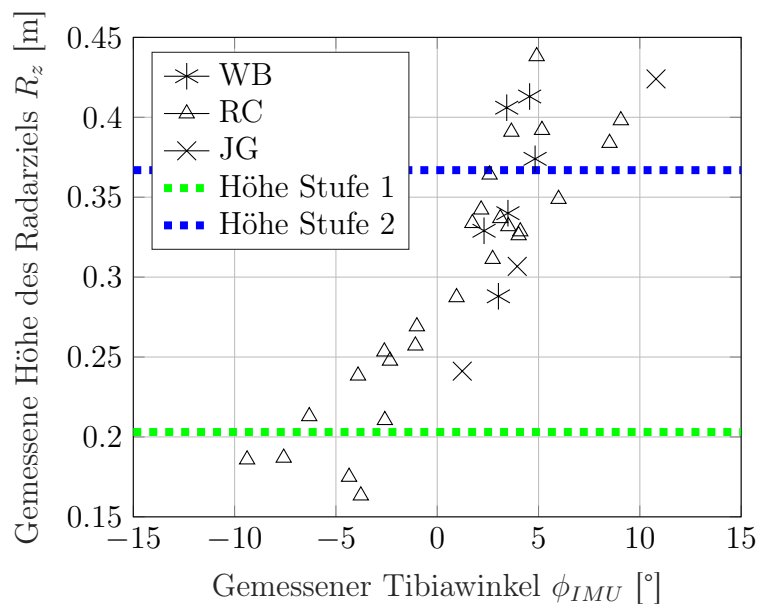


Abbildung 8.4: Darstellung der Höhe der erfassten Radarziele an der zweiten Stufe über den gemessenen Tibiawinkel bei dem Versuchsablauf der Treppenerfassung.

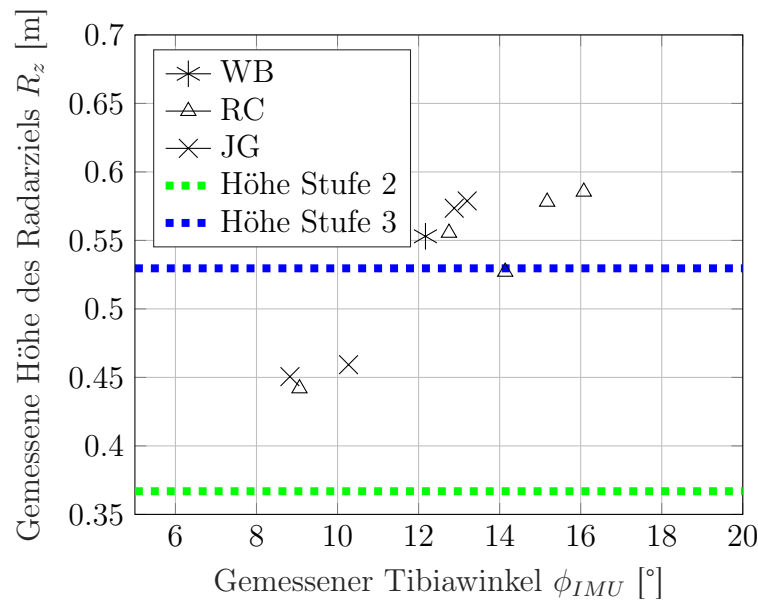


Abbildung 8.5: Darstellung der Höhe der erfassten Radarziele an der dritten Stufe über den gemessenen Tibiawinkel bei dem Versuchsablauf der Treppenerfassung.

der Oberkante vorhanden. Ab einem Winkel von $\phi_{IMU} \geq 12^\circ$ dominiert die Reflexion der Oberkante deutlich. Die Ergebnisse zeigen, dass sich nur bei Stufe eins die Höhe zwischen Ober- und Unterkante hinreichend gut ermitteln lässt. Bei der Zweiten und Dritten ist die Verteilung der Radarziele zu stark gestreut oder die Unterkante konnte nicht erfasst werden. Abbildung 8.6 zeigt die Ergebnisse der Stufenhöhenberechnung für die erste Stufe, jeweils mit h_{UK} und ohne h_{UK} . Blau markiert die Messungen, dessen zugehörige Radarziele innerhalb des Winkelbereichs mit hoher Trennungswahrscheinlichkeit zwischen den einzelnen Oberflächenzielen erfasst wurden. Es zeigt sich, dass innerhalb eines Scans h_{UK} und h_{OK} kaum trennscharf voneinander erfasst werden, so dass häufig nur h_{OK} für die Berechnung herangezogen wird. Mit zunehmender Entfernung ist eine größere Streuung des Fehlers erkennbar. In Tabelle 8.11 ist die Berechnung der Stufenhöhen über alle Messreihen nur mittels h_{OK} im trennscharfen Winkelbereich zusammengefasst. Mit zunehmender Entfernung und Stufenhöhe vergrößert sich der mittlere Fehler $e_{h_{OK}}$ deutlich. Die Streuung liegt jedoch teilweise über diesem. Im Folgenden wird der Fehler der Stufenhöhe $e_{h_{Stufe}}$ über alle Probanden in den beschriebenen Winkelbereichen zusammengefasst.

- $h_{OK} - h_{UK}$, $-10 < \phi_{IMU} < -4^\circ$: $e_{h_{Stufe}} = (55.8 \pm 41.5)$ mm
- $h_{OK} - h_{UK}$, $\phi_{IMU} \leq -10 \vee \phi_{IMU} \geq -5^\circ$: $e_{h_{Stufe}} = (1.4 \pm 13.3)$ mm

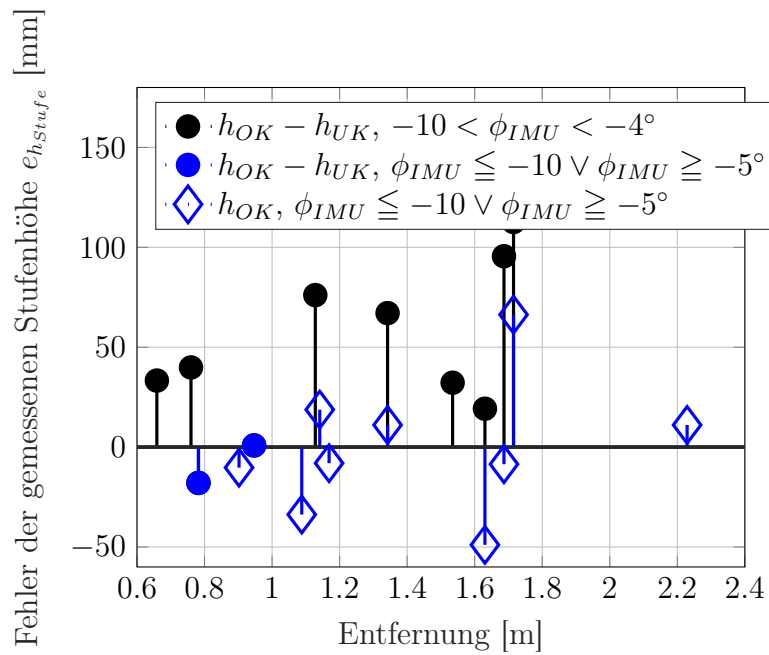


Abbildung 8.6: Fehler der ermittelten Stufenhöhe der ersten Stufe der Treppe. Aus 25 Messungen konnten 18 Stufenhöhen erfasst werden, davon bei acht nur aus der oberen Kante und bei zehn mittels oberer und unterer Kante.

- $h_{OK}, \phi_{IMU} \leq -10 \vee \phi_{IMU} \geq -5^\circ: e_{h_{Stufe}} = (9.8 \pm 33.1) \text{ mm}$

Tabelle 8.4: Ergebnis der Erfassung einer geschlossenen Treppe mit drei Stufen.
 ($h_{StufeREF} = 0.17$ m, $d_{StufeREF} = 0.29$ m, $R_{max} = 1.71$ m bei einer Entfernung von $R_{ref} = 0.95$ m zur ersten Stufe). Alle Werte sind in Metern angegeben.

Stufe \ h_{Radar}	0,161	0,2	0,25	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50
3.	$h_{Radar_{min}}$ 0,586 R_{ref} 1,530 $h_{OK_{ref}}$ 0,510							
h_{OK}	0,389	0,396	0,394	0,479	0,480	0,352	0,500	0,466
$\phi_{SCA_{OK}}$	8.5°	7.3°	5.4°	6.7°	4.9°	-1.8°	-1.7°	-1.3°
h_{UK}	-	-	-	0,375	0,318	-	0,310	0,320
$\phi_{SCA_{UK}}$	-	-	-	2.7°	-1.2°	-	-5.3°	-6.8°
h_{Stufe}	-	-	-	0,104	0,162	-	0,19	0,146
R_x	1,528	1,527	1,525	1,524	1,514	1,515	1,508	1,512
d_{Stufe}	-	-	-	-	-	-	-	-
2.	$h_{Radar_{min}}$ 0,402 R_{ref} 1,240 $h_{OK_{ref}}$ 0,340							
h_{OK}	0,285	0,289	0,235	0,294	0,320	0,312	0,330	0,332
$\phi_{SCA_{OK}}$	5.7°	4.1°	-0.8°	-0.3°	-1.4°	-4.1°	-5.6°	-7.9°
h_{UK}	0,172	0,181	-	0,160	0,162	0,159	0,161	0,160
$\phi_{SCA_{UK}}$	0.5°	-0.9°	-	-6.5°	-8.7°	-11.1°	-13.3°	-15.5°
h_{Stufe}	0,113	0,108	-	0,134	0,158	0,153	0,169	0,172
R_x	1,236	1,235	1,235	1,232	1,230	1,229	1,225	1,227
d_{Stufe}	0,292	0,292	0,289	0,291	0,284	0,287	0,283	0,284
1.	$h_{Radar_{min}}$ 0,217 R_{ref} 0,950 $h_{OK_{ref}}$ 0,170							
h_{OK}	0,168	0,153	0,212	0,167	0,180	0,137	0,171	0,167
$\phi_{SCA_{OK}}$	-0.4°	-2.8°	-2.2°	-10.8°	-10.1°	-15.6°	-16.3°	-19.3°
h_{UK1}	0,001	0,001	0,0	0,0	0,0	0,001	0,0	0,0
$\phi_{SCA_{UK}}$	-9.6°	-11.8°	-14.8°	-17.5°	-20.2°	-22.9°	-25.5°	-27.9°
h_{Stufe}	0,167	0,152	0,212	0,167	0,180	0,162	0,171	0,167
R_x	0,955	0,954	0,953	0,952	0,947	0,949	0,943	0,945
d_{Stufe}	0,281	0,281	0,283	0,281	0,284	0,280	0,282	0,282

Tabelle 8.5: Ergebnis der Erfassung einer steinernen Treppe in realer Messumgebung im Innenbereich. ($h_{Stufe_{ref}} = 0.16$ m, $d_{Stufe_{ref}} = 0.30$ m, $h_{Radar} = 0.3$ m)

	Einheit	1. Stufe	2. Stufe	3. Stufe	4. Stufe	5. Stufe
$h_{OK_{ref}}$	m	0,16	0,32	0,48	0,64	0,80
Entfernung zur ersten Stufe $R_{x_{ref}} = 0.93$ m						
$h_{Radar_{min}}$	m	0,206	0,381	0,556	0,731	0,906
h_{OK}	m	0,135	0,261	0,450	0,615	0,774
$\phi_{SCA_{OK}}$	°	-7.9	-0.1	7.1	11.1	13.8
h_{UK}	m	0,0	0,150	0,316	-	-
$\phi_{SCA_{UK}}$	°	-15.9	-5.3	2.0	-	-
R_{ref}	m	0,930	1,230	1,530	1,830	2,130
R_x	m	0,923	1,216	1,505	1,793	2,080
h_{Stufe}	m	0,135	0,111	0,135	-	-
d_{Stufe}	m	0,292	0,289	0,289	0,287	-
Entfernung zur ersten Stufe $R_{x_{ref}} = 0.22$ m						
$h_{Radar_{min}}$	m	0,171	0,346	0,5213	0,696	0,871
h_{OK}	m	0,154	0,268	0,439	0,602	0,755
$\phi_{SCA_{OK}}$	°	-27.1	-0.2	11.9	16.9	19.3
h_{UK}	m	-0,001	0,148	0,302	-	-
$\phi_{SCA_{UK}}$	°	-31.2	-13.4	2.3	-	-
R_{ref}	m	0,220	0,520	0,820	1,120	1,420
R_x	m	0,228	0,511	0,800	1,092	1,384
h_{Stufe}	m	0,155	0,120	0,137	-	-
d_{Stufe}	m	0,283	0,289	0,292	0,292	-

Tabelle 8.6: Ergebnisse der Winkelmessung einer hölzernen Rampe in Laborumgebung in einer Entfernung von $R_{x_{ref}} = 0.35$ m

	Einheit			
Steigung $\beta_{Rampe_{ref}}$	°	2	5	10
Gemessene Steigung β_{Rampe}	°	2,31	4,94	9,84
R_x	m	0,33	0,34	0,34

Tabelle 8.7: Ergebnisse der Winkelmessung einer gefliesten, steinernen Rampe in realer Messumgebung

	Einheit				
R_{xRef}	m	0,0	0,0	0,55	0,55
R_x	m	-	-	0,58	0,57
h_{Radar}	m	0,3	0,4	0,3	0,4
Steigung $\beta_{RampeRef}$	°	5,0	5,0	5,0	5,0
Gemessene Steigung β_{Rampe}	°	5,96	4,48	4,55	4,75

Tabelle 8.8: Mittlere Genauigkeit der Positionsmessung in der Sagittalebene während der Standphase mit jeweils zehn Gangphasen

Proband	Kalibration (RMSE)		Messung	
	e_{x_w} [mm]	e_{z_w} [mm]	e_{x_w} [mm]	e_{z_w} [mm]
WB	5.0	5.2	0.5 ± 3.2	-0.3 ± 3.5
JG	1.7	2.3	-0.8 ± 1.8	2.3 ± 2.9
RC	2.9	3.7	2.2 ± 4.1	0.7 ± 4.1

 Tabelle 8.9: Auswertung des Entfernungsfehlers e_{R_x} zum Objekt und des Winkelfehlers $e_{\phi_{IMU}}$ der Bewegungsmessung

Proband	e_{R_x} [mm]		$e_{\phi_{IMU}}$ [°]
	$R_x \geq 1$ m	$R_x < 1$ m	
WB	9.9 ± 3.2	-27.7 ± 7.7	1.00 ± 0.85
JG	0.3 ± 8.3	-27.8 ± 31.0	0.53 ± 0.72
RC	2.9 ± 12.9	-29.3 ± 18.8	-0.48 ± 0.73

Tabelle 8.10: Auswertung des Entfernungsfehlers bezüglich der ersten bis zur dritten Stufe und des Winkelfehlers der Bewegungsmessung

Proband	e_{R_x} [mm]			$e_{d_{Stufe}}$ [mm]		$e_{\phi_{IMU}}$ [°]
	Stufe 1	Stufe 2	Stufe 3	Stufe 1	Stufe 2	
WB	-1.6 ± 18.9	22.5 ± 13.2	24.0 ± 4.2	24.1 ± 32.1	1.5 ± 17.4	-0.5 ± 1.1
JG	-3.9 ± 3.5	-4.8 ± 6.8	12.1 ± 11.2	0.9 ± 10.3	16.9 ± 18.0	1.1 ± 0.9
RC	2.7 ± 16.7	4.7 ± 14.7	15.7 ± 24.1	2.0 ± 31.4	11.0 ± 38.8	-0.0 ± 0.8

Tabelle 8.11: Auswertung des Entfernungsfehlers bezüglich der ersten bis zur dritten Stufe und des Winkelfehlers der Bewegungsmessung

	$e_{h_{OK}}$ [mm]	Winkelbereich [°]
Stufe 1	-8.4 ± 23.0	$\phi_{IMU} \geq -4.0$
Stufe 2	-15.7 ± 38.6	$\phi_{IMU} \geq 4.0$
Stufe 3	-34.5 ± 20.5	$\phi_{IMU} \geq 12.0$

9 Diskussion

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Problematik der Anpassung der Prothesengelenke innerhalb einer Schwungphase für den Untergrund in der folgenden Standphase. Anstelle der Verwendung von Bewegungs- oder Muskelaktivitätsdaten basiert der hier gewählte Ansatz auf einer Interpretation der Situation mittels Umgebungsdaten. Hierzu wurde die Hypothese aufgestellt, dass Radarsensoren, deren Messsignal besonders robust gegen Umwelteinflüsse ist, sich unterhalb des Kniegelenks integriert in die Prothese als Distanzsensor zur Vermessung des vorliegenden Terrains in der Sagittalebene eignen. In Kombination mit einer Positions- und Winkelmessung soll während der Standphase eine Karte in der Sagittalebene erstellt werden.

9.1 Bewegungsmessung

Die größte Schwäche der IMU als technische Lösung für die Positionsmessung liegt in der fehlenden Beobachtbarkeit der geschätzten Position. Fehler im Beschleunigungssignal und in der Winkelschätzung führen unweigerlich zu einer Kumulation der Positionsfehler. Das in dieser Arbeit entwickelte biomechanische Modell beschreibt die Relation zwischen dem Winkel der Tibiasektion und der X- sowie der Z-Position des Radarsensors in Bezug zu einem Koordinatensystem auf dem Untergrund. Der wesentliche Vorteil ergibt sich daraus, dass für die Positionsmessung eine direkte Berechnung mittels Winkeldaten erfolgt, anstatt die Doppelintegration der Beschleunigungssignale anzuwenden. Die Ergebnisse aus Unterabschnitt 8.2.1 zeigen eine vom Tibiawinkel abhängige Positionsgenauigkeit, welche keinem Drift unterliegt. Am Anfang und am Ende der Standphase sind die Positionsfehler mit bis zu 30 mm am größten, was sich bei der Kartierung mit einem erhöhten Fehler in diesem Winkelbereich negativ auswirkt. Schlussfolgernd ist das genutzte Modell in der jetzigen Ausführung hinreichend für die Messaufgabe. Eine Hinzunahme von Drucksensoren an der Prothesenfuß-Unterseite zur zusätzlichen Korrelation der Austrittsenergie kann eine Verbesserung der Positionsgenauigkeit bewirken.

9.2 FMCW Radar zur Umgebungserfassung

Das SISO-FMCW-Radar eignet sich aufgrund seiner integrierten Bauweise und seiner relativ geringen Leistungsaufnahme in naher Zukunft zur Verwendung in der Prothetik, jedoch mit der Einschränkung, nur für bestimmte Anwendungsbereiche geeignet zu sein. Oberflächengeometrien und Materialcharakteristik entscheiden über die Sichtbarkeit eines Objektes. Das in dieser Arbeit untersuchte Szenario der Stufenvermessung ist für Radarsensoren ein ideales Anwendungsfeld. Einen bedeutenden Einfluss hat hierbei auch die Apertur der Linse, welche möglichst klein gewählt werden muss, um eine hinreichende Winkelauflösung und somit vertikale Auslösung zu erreichen. In Kombination mit einer IMU oder einer anderen Bewegungsmessung kann ein zweidimensionales Umgebungsprofil berechnet werden, ohne deutlich aufwendigere MIMO-Radare einsetzen zu müssen. Dies gilt jedoch nur bei ausreichendem Bewegungsumfang der Tibiasektion während des Scans, was nur bei einem normalen Gangzyklus gesichert ist. Sobald sich dieser während des Besteigens von Treppen oder anderen Situationen ändert, ist der sichtbare Bereich deutlich eingeschränkt. Somit eignet sich dieser Ansatz besonders für eine Erfassung des Untergrunds vor dem Begehen desselben. Die Algorithmen zur Bestimmung der Objektmerkmale sind für die Messfälle in dieser Arbeit ausgelegt. Eine Verallgemeinerung mittels Modellierung ist sehr komplex, da kleine Unterschiede und Abweichungen in der Objektstruktur andere oder verfälschte Radarziele aufweisen. Mit der fortschreitenden Entwicklung neuronaler Netze wird, wie in der Arbeit von (Bialer et al. 2020) gezeigt, an der Verwendung derselben zur Erfassung von Objektflächen gearbeitet. Die Ergebnisse zeigen bereits erste Erfolge zur Erfassung der Oberflächenstruktur basierend auf diffusen und spiegelnden Reflexionsanteilen. Damit wird eine Umgebungsinterpretation auf Basis eines zweidimensionalen Oberflächenverlaufs möglich.

9.3 Stolpervermeidung und Übersteigen von Hindernissen

Das Problem der Stolpervermeidung und der Prothesenanpassung bei der Überschreitung von Stufen kann mittels Radar gelöst werden, da selbst kleinste Unebenheiten mit hoher Signalintensität erfasst werden. Bei der Messung von Stufen ab einer Höhe von 10 mm wird die untere Kante immer zuverlässig detektiert. Zur Anpassung der Prothesengelenke auf die Hindernishöhe ist das Radarsystem mit Einschränkungen im Erfassungsbereich einsetzbar. Die hierbei erarbeiteten Randbedingungen in Unterabschnitt 5.5.1 für die Anbringungshöhe des Radars an der Prothese gegenüber Grund $h_{\text{Radar}_{max}}$ und der maximalen Messentfernung R_{maxStufe} im Bezug zur Stufenhöhe haben sich im Wesentlichen in den

Ergebnissen der Labor- und Probandenmessungen bestätigt. Damit ergeben sich initiale Werte für die Apertur und die Anbringungshöhe des Radarsystems zur Erfassung von Stufen. Für das eingesetzte Radar in den Labormessungen hat sich eine Anbringungshöhe von $h_{\text{Radar}} \geq 30$ cm für die Vermessung von Stufen ab 10 mm Höhe und einer maximaler Entfernung von ca. $R_{\text{maxStufe}} = 1$ m als hinreichend erwiesen. Hierbei werden unter Laborbedingungen Genauigkeiten für die Stufenhöhe im Mittel von 10 mm erreicht. In der Probandenstudie erfolgte aufgrund der größeren Apertur die Stufenhöhe nicht zuverlässig erfasst werden. Es hat sich gezeigt, dass der Fehler der Bewegungsmessung zur Kartierung einen großen Einfluss auf die Genauigkeit und die Streuung der gemessenen Distanz hat, sodass im Extremfall Entfernungsfehler von 5 cm möglich sind, die im Mittel aber unterhalb von 3 cm bleiben.

9.4 Begehen von Treppen

Für das Begehen einer Auswärtstreppe ist es besonders wichtig, die erste Stufe zuverlässig zu erfassen. In den Laborbedingungen und der Probandenstudie hat sich die Eignung dieses hier gewählten Ansatzes zur Erfassung dieser gezeigt. Bei den Folgestufen ist je nach Startwinkel in der Standphase im Radarsignal nur die obere Stufenkante sichtbar. Bei einem normalen Gangmuster liegt dieser im Bereich $\phi > 20^\circ$. Bei der vorgeschlagenen Höhe des Radars von $h_{\text{Radar}} \geq 30$ cm ist mittels Laboraufbau die obere Stufenkante mehrerer Stufen bis zu einer Höhe von 0.8 m bei einem Winkel $\phi < 20^\circ$ erfassbar. Nur die Höhe der ersten Stufe kann mit einer hinreichenden Genauigkeit bestimmt werden. Unter der Annahme einer konstanten Stufenhöhe ist die Bestimmung der Höhe der ersten Stufe und die Stufenanzahl jedoch hinreichend. Die Erfassung der Anzahl der Stufen erfolgt mit der Auszählung der äquidistanten oberen Stufenkanten. In der Probandenstudie hat sich gezeigt, dass ebenfalls nur die erste Stufe nachvollziehbar vermessen werden konnte. Hinzu kommt, dass die Trennung der Radarziele der oberen und unteren Kante von der Reflexion der Frontfläche nur in einem begrenzten Tibiawinkelbereich von $\phi < -10^\circ$ und $\phi > -4^\circ$ möglich ist. Mit dieser Einschränkung liegt der Fehler der Stufenhöhenmessung im Mittel bei ca. 10 mm, jedoch mit einer relativ großen Standardabweichung von bis zu ca. ± 3 cm. Die Stufentiefe lässt sich mittels Laboraufbau mit einer Genauigkeit kleiner 1 cm bestimmen. In der Probandenstudie variiert diese je Proband und Stufe deutlich, mit einem Fehler von ca. (9.4 ± 22.8) cm. Der vorliegende Ansatz beschränkt sich in der Anwendung auf das Begehen von aufwärtsgerichteten Treppen. Mit einem nach vorn gerichteten Radar können tieferliegenden Stufen nicht erfasst werden. Hierfür wäre sich ein

parallel nach unten gerichtetes Radarsystem erforderlich. Die Signalverarbeitung sowie die Modellansätze könnten jedoch prinzipiell übernommen werden.

9.5 Begehen von Rampen

Das Szenario des Begehens einer Rampe ist mit dem verwendeten Laboraufbau und der Methode zur Bestimmung der Rampensteigung prinzipiell durchführbar. Das Ergebnis zeigt jedoch, dass die Signalstärke nahe dem Rauschpegel keine zuverlässigen Radarziele erzeugt. Wesentlicher Grund hierfür ist die horizontale Ausrichtung des Radars und der damit verbundene flache Einfallswinkel des Radarsignals auf die Rampenoberfläche. Aufgrund der Oberflächenrauigkeit ergeben sich trotzdem diffuse Reflexionsmuster. Aus den vorhandenen Messreihen können Ergebnisse mit einem maximalen Fehler der Steigung von 1° erzielt werden, was für eine Anpassung der Prothesengelenke hinreichend ist. Anwendungen mit neuronalen Netzen eröffnen die Möglichkeit, selbst aus Signalen nahe dem Rauschpegel Informationen zu gewinnen. Zukünftige Arbeiten könnten mit diesen Methoden an die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit anknüpfen. Des Weiteren ermöglicht die Hinzunahme eines weiteren, nach unten gerichteten Radars die Abtastung der Rampe in einem deutlich steileren Winkel und dementsprechend die Erzeugung eines stärkeren Reflexionssignals.

9.6 Fazit

Die in Abschnitt 3.1 erarbeiteten Anforderungen an eine Terrainerfassung zeigen in der Gegenüberstellung mit den Ergebnissen, dass Radarsysteme für diesen Zweck durchaus geeignet sein können. Besonders Stufen haben für Radarsensoren gut detektierbare Merkmale, welche jedoch nur in Kombination mit einer Kartierung interpretierbar werden. Eine optimale Genauigkeit der Vermessung kann unter Berücksichtigung der maximalen Entfernung zum Objekt, der Anbringungshöhe des Radars und einer ausreichend kleinen Radarapertur erzielt werden. Die Ergebnisse dieser Arbeit legen nahe, dass absolute Genauigkeiten im Bereich zwischen 1 cm und 3 cm für ein späteres Produkt realistisch sind. Aufgrund der Mehrdeutigkeit einzelner Radarziele kann ein Objekt oder Terraintyp nur im Zusammenhang mehrerer erfasster Terrainmerkmale erkannt werden. Hierzu wäre in weiterführenden Arbeiten eine auf Mustern basierte Klassifikation, wie sie bereits für Fahrerassistenzsysteme eingesetzt wird, zielführend. Die horizontale Ausrichtung des Radars mit einem Erfassungsbereich von ca. $\pm 20^\circ$ während der Rotation der Tibiasektion in

der Standphase limitiert die Erfassung auf hauptsächlich vertikal ausgedehnte Objekte, deren Frontfläche sichtbar ist. Bei einer vertikalen Ausrichtung, also einem nach unten gerichteten Radarsensor, kann auch während der Stand- und Schwungphase das Profil der horizontalen Flächen vermessen werden, was sich für Rampen und beim Abwärtsgehen auf Treppen besonders gut eignet. Das in dieser Arbeit verwendete Radar hat aufgrund des internen Antennenklingelns und Störfrequenzen durch die Digitalelektronik eine minimale Messentfernung von ca. 30 cm und limitiert damit die Testfälle. Für weiterführende Arbeiten würde sich deshalb der Einsatz kommerzieller SISO-FMCW-Radare anbieten, deren minimale Messentfernung für kurze Entfernungen optimiert ist. Mit dem aktuellen Stand der Technik und angesichts der zunehmend schnell und erfolgreich verlaufenden Entwicklung integrierter Radarsensoren im Bereich von 60 GHz und 120 GHz ist zu erwarten, dass die Leistungsaufnahmen der SISO-FMCW-Radare weiter sinken werden. Die Energieabgabe dieser kommerziellen Radare unterschreitet die gesetzlichen Schwellwerte und ist für menschliches Gewebe nicht schädlich. In dieser Arbeit wurden die folgenden Erkenntnisse erarbeitet:

- Ein inertiales Messsystem kann trotz geringer translatorischer Bewegung der Tibiasektion innerhalb der Standphase für die Bewegungsmessung derselben in der Sagittalebene eingesetzt werden. Unter Hinzunahme eines biomechanischen Modells sowie dem Zusammenhang zwischen Abrollverhalten und Tibiawinkel kann allein auf Basis des gemessenen Tibiawinkels die Trajektorie berechnet werden. Der Fehler ist dabei stark abhängig vom verwendeten Prothesenmodell, der Kalibration, der IMU und dem Tibiawinkel, liegt in dieser Konfiguration in realer Messumgebung jedoch bei maximal ± 20 mm.
- Die Entwicklung integrierter SISO-Radarsensoren als System on Chip ermöglicht kleinbauende Systeme, welche ohne Weiteres in eine Beinprothese integriert werden können. Die Leistungsaufnahme als Gesamtsystem mit eigener Datenverarbeitung liegt beim heutigen Stand jedoch noch ca. 100 % über dem von den Herstellern akzeptierten Limit von 100 mW. Mit der zukünftigen Entwicklung von integrierten Radarsensoren für neue Konsumeranwendungen wie beispielsweise Mobilfunksysteme sind Sensoren mit hinreichender Messentfernung und geringerer Stromaufnahme zu erwarten.
- Durch die Hinzunahme der Bewegungsmessung kann ein zweidimensionales Abbild von Radarzielen aus einem SISO-FMCW-Radar während der Standphase so erzeugt werden, dass hieraus der Intensitätsverlauf der Radarziele bestimmt werden kann.

Dies ist die Grundlage für eine weiterführende zweidimensionale Vermessung der Umgebung sowie darüber hinaus für eine mögliche automatische Objekterkennung.

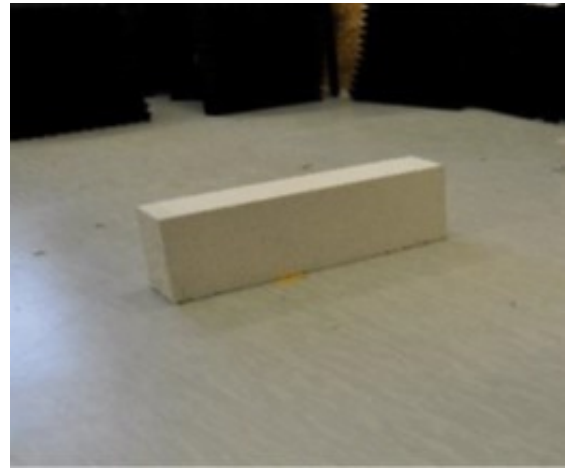
- Für ein nach vorn gerichtetes Radar eignen sich Stufen, bzw. vertikale Oberflächen sehr gut als Radarziele und decken einen großen Teil dessen ab, was für Anpassungen an das Terrain notwendig ist. Objekte mit horizontaler Ausdehnung, wie beispielsweise Rampen, benötigen dagegen ein Radarsystem, das nach unten gerichtet ist.
- Auf Basis getrennt voneinander betrachteter, einzelner Radarziele kann keine eindeutige Aussage über das Vorhandensein eines bestimmten Objektes getroffen werden.
- Für die Beinprothetik bietet die Radarsensorik eine zukunftsweisende Sensorik zur sicheren Umgebungserkennung, jedoch mit einer deutlich komplexeren Auswertung und notwendigen Modellbildung im Vergleich zu Laser- oder Kamerasensoren.

A

Messobjekte für Labormessungen



(a) Stein als Messobjekt in Unterabschnitt 5.3.1



(b) Stufe mit den Abmessungen 11 cm x 20 cm x 100 cm für die Untersuchungen in Unterabschnitt 5.3.2 und Unterabschnitt 7.5.3

Abbildung A.1: Messobjekte für Labormessungen



(a) Dreistufige Treppe als Messobjekt in Abschnitt 5.3 und Unterabschnitt 7.5.3



(b) Dreistufige steinerne Treppe im selber Ausführung wie 5-stufige Treppe in Unterabschnitt 7.5.3

Abbildung A.2: Treppen als Messobjekte für Labormessungen

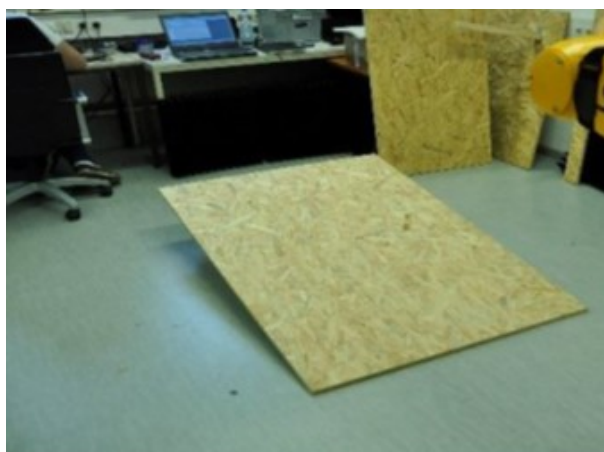
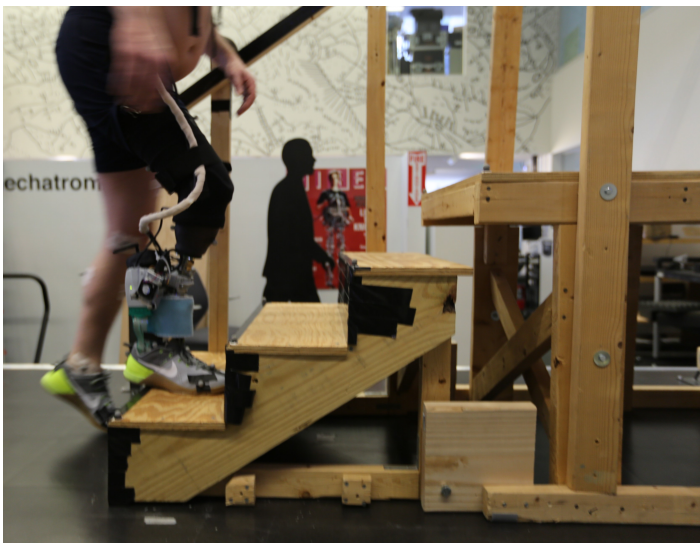


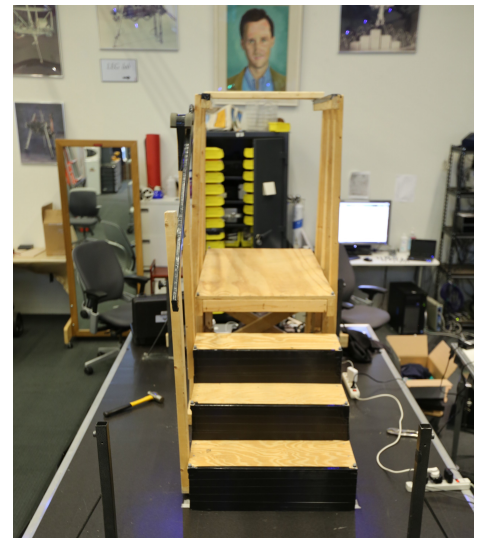
Abbildung A.3: Hölzerne Rampe mit variabler Steigung als Messobjekt in Unterabschnitt 5.5.2 und Unterabschnitt 7.5.3

B

Messobjekte für Probandenstudie



(a) Seitenansicht der Treppe



(b) Vorderansicht der Treppe

Abbildung B.1: Dreistufige Treppe im Bewegungslabor des MIT Media Lab für die Messungen in Unterunterabschnitt 7.6.2



Abbildung B.2: Stufe mit den Abmessungen 20cm x 10cm x 100cm im Bewegungslabor des MIT Media Lab für die Messungen in Unterunterabschnitt 7.6.2

Literatur

Acconeer 2019

Acconeer, 2019.

Radar Products Overview [online]

Zugriff am: 22.09.2019.

Verfügbar unter: <https://www.acconeer.com/products/>

Ahmadi et al. 2015

Ahmadi, Amin; Destelle, Francois; Monaghan, David; Moran, Kieran; O'Connor, Noel E.; Unzueta, Luis; Linaza, Maria Teresa, 2015.

Human gait monitoring using body-worn inertial sensors and kinematic modelling.

In: *2015 IEEE SENSORS*,

S. 1–4.

DOI: 10.1109/ICSENS.2015.7370310

Ahmadi et al. 2016

Ahmadi, Amin; Destelle, François; Unzueta, Luis; Monaghan, David S.; Teresa Linaza, Maria; Moran, Kieran; O'Connor, Noel E., 2016.

3D Human Gait Reconstruction and Monitoring Using Body-Worn Inertial Sensors and Kinematic Modeling.

IEEE Sensors Journal, **16** (24), S. 8823–8831.

DOI: 10.1109/JSEN.2016.2593011

Ali et al. 2014

Ali, Faiza; Bauer, Georg; Vossiek, Martin, 2014.

A Rotating Synthetic Aperture Radar Imaging Concept for Robot Navigation.

IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, **62** (7), S. 1545–1553.

ISSN 1557-9670.

DOI: 10.1109/TMTT.2014.2323013

- Ali et al. 2010** Ali, Faiza; Urban, Alexander; Vossiek, Martin, 2010. A high resolution 2D omnidirectional synthetic aperture radar scanner at K band.
In: *The 40th European Microwave Conference*, S. 1694–1697.
DOI: 10.23919/EUMC.2010.5617152
- Ameri 2013** Ameri, Ahmed Abbas Hussein, 2013. *Long-range ultra-wideband radar sensor for industrial applications*.
Kassel [Germany] : Kassel University Press.
ISBN 978-3-8621-9443-8
- Behnam et al. 2016** Behnam, Behroozpour; Phillip, A. M. Sandborn; Niels, Quack; Tae, Joon Seok; Yasuhiro, Matsui; Ming, C. Wu; Bernhard, E. Boser, 2016. 11.8 Chip-scale electro-optical 3D FMCW lidar with 8 micrometer ranging precision.
In: *2016 IEEE International Solid-State Circuits Conference (ISSCC)*, S. 214–216.
DOI: 10.1109/ISSCC.2016.7417983
- Bhatt et al. 2012** Bhatt, Deepak; Aggarwal, Priyanka; Bhattacharya, Prabir; Devabhaktuni, Vijay, 2012. An enhanced mems error modeling approach based on nu-support vector regression.
Sensors, **12** (7), S. 9448–9466.
DOI: 10.3390/s120709448
- Bhutani et al. 2019** Bhutani, Akanksha; Marahrens, Sören; Gehringer, Michael; Göttel, Benjamin; Pauli, Mario; Zwick, Thomas, 2019. The Role of Millimeter-Waves in the Distance Measurement Accuracy of an FMCW Radar Sensor.
Sensors, **19** (18), S. 3938.
ISSN 1424-8220.
DOI: 10.3390/s19183938

- Bialer et al. 2020** Bialer, Oded; Shapiro, David; Jonas, Amnon, 2020. Object Surface Estimation from Radar Images. In: *Proc. Speech and Signal Processing (ICASSP) ICASSP 2020 - 2020 IEEE Int. Conf. Acoustics*, S. 4132–4136.
DOI: 10.1109/ICASSP40776.2020.9054622
- Bohl et al. 2010** Bohl, Alex A.; Fishman, Paul A.; Ciol, Marcia A.; Williams, Barbara; Logerfo, James; Phelan, Elizabeth A., 2010. A longitudinal analysis of total 3-year healthcare costs for older adults who experience a fall requiring medical care. *Journal of the American Geriatrics Society*, **58** (5), S. 853–860.
DOI: 10.1111/j.1532-5415.2010.02816.x
- Bommas-Ebert et al. 2011** Bommas-Ebert, Ulrike; Teubner, Philipp; Voß, Rainer; Krahn, Volker, 2011. *Kurzlehrbuch Anatomie und Embryologie: 46 Tabellen*. 3., aktualisierte und erw. Aufl. Stuttgart : Thieme. ISBN 978-3-1313-5533-1.
DOI: 10.1055/b-002-21536
- Brian et al. 2013** Brian, Edward Lawson; Huseyin, Atakan Varol; Amanda, Huff; Erdem, Erdemir; Michael, Goldfarb, 2013. Control of Stair Ascent and Descent With a Powered Transfemoral Prosthesis. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, **21** (3), S. 466–473. ISSN 1534-4320.
DOI: 10.1109/TNSRE.2012.2225640

- Brooker 2009** Brooker, Graham, 2009.
Introduction to Sensors for Ranging and Imaging.
Raleigh, NC : SciTech Pub.
Radar, Sonar & Navigation.
ISBN 978-1-8911-2174-6.
DOI: 10.1049/SBRA014E
- Chan et al. 2011** Chan, Soo Park; Eun, Ho Seo; Doik, Kim; Bum, Jae You; Sang, Rok Oh, 2011.
Stair boundary extraction using the 2D laser scanner.
In: *Mechatronics and Automation (ICMA), 2011 International Conference on,*
S. 1538–1543.
ISBN 978-1-4244-8113-2.
DOI: 10.1109/ICMA.2011.5985978
- Dadashi et al. 2013** Dadashi, Farzin; Mariani, Benoit; Rochat, Stephane; Büla, Christophe J.; Santos-Eggimann, Brigitte; Aminian, Kamiar, 2013.
Gait and foot clearance parameters obtained using shoe-worn inertial sensors in a large-population sample of older adults.
Sensors (Basel, Switzerland), **14** (1), S. 443–457.
ISSN 1424-8220.
DOI: 10.3390/s140100443
- El-Darymli et al. 2013** El-Darymli, Khalid; McGuire, Peter; Power, Desmond; Moloney, Cecilia R., 2013.
Target detection in synthetic aperture radar imagery: a state-of-the-art survey.
Journal of Applied Remote Sensing, **7** (1), S. 1–35.
DOI: 10.1117/1.JRS.7.071598
- Deckers et al. 2017** Deckers, J. H. M.; Beckers, D. M. L., 2017.
Ganganalyse en looptraining, voor de paramedicus.
Tweede, volledig herziene druk.
Houten : Bohn Stafleu van Loghum.
ISBN 978-9-0368-1347-1

- DIN 18040-1 2010** DIN 18040-1:2010-10.
Barrierefreies Bauen - Planungsgrundlagen: Teil 1: Öffentlich zugängliche Gebäude
- DIN 18065 2015** DIN 18065:2015-03.
Gebäudetreppen: Definitionen, Meßregeln, Hauptmaße
- Ding et al. 2013** Ding, Wang; Du Lin; He, Huang, 2013.
Terrain recognition improves the performance of neural-machine interface for locomotion mode recognition.
In: *Computing, Networking and Communications (ICNC), 2013 International Conference on*,
2013 International Conference on,
S. 87–91.
ISBN 978-1-4673-5287-1.
DOI: 10.1109/ICCNC.2013.6504059
- Doerry 2017** Doerry, Armin W., 2017.
Catalog of Window Taper Functions for Sidelobe Control.
Sandia National Laboratories (SNL), Office of Scientific und Technical Information (OSTI), Technischer Bericht.
DOI: 10.2172/1365510
- Duda et al. 1972** Duda, Richard O.; Hart, Peter E., 1972.
Use of the Hough transformation to detect lines and curves in pictures.
Communications of the ACM, **15** (1), S. 11–15.
DOI: 10.1145/361237.361242
- Eng et al. 1994** Eng, Janice J.; Winter, David A.; Patla, Aftab E., 1994.
Strategies for recovery from a trip in early and late swing during human walking.
Experimental Brain Research, **102** (2), S. 339–349.
ISSN 0014-4819.
DOI: 10.1007/BF00227520

- EPSON 2021** EPSON, 2021.
Inertial Measurement Unit - Sensing System - Epson
[online]
Zugriff am: 01.03.2021.
Verfügbar unter: https://global.epson.com/products_and_drivers/sensing_system/imu/
- Fritsche et al. 2015** Fritsche, Paul; Wagner, Bernardo, 2015.
Comparison of two radar-based scanning-techniques for the use in robotic mapping.
In: *2015 12th International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics (ICINCO)*, S. 365–372.
ISBN 978-9-8975-8149-6
- Frogerais et al. 2012** Frogerais, Paul; Bellanger, Jean-Jacques; Senhadji, Lotfi, 2012.
Various Ways to Compute the Continuous-Discrete Extended Kalman Filter.
IEEE Transactions on Automatic Control, **57** (4), S. 1000–1004.
DOI: 10.1109/TAC.2011.2168129
- Gorsic et al. 2014** Gorsic, Maja; Kamnik, Roman; Ambrozic, Luka; Vitiello, Nicola; Lefeber, Dirk; Pasquini, Guido; Munih, Marko, 2014.
Online phase detection using wearable sensors for walking with a robotic prosthesis.
Sensors (Basel, Switzerland), **14** (2), S. 2776–2794.
ISSN 1424-8220.
DOI: 10.3390/s140202776
- Gubelli et al. 2013** Gubelli, Demetrio; Krasnov, Oleg A.; Yarovy, Olexander, 2013.
Ray-tracing simulator for radar signals propagation in radar networks.
ISBN 978-2-87487-033-0

- FCC 1996** *Guidelines for Evaluating the Environmental Effects of Radiofrequency Radiation*, 1996.
Federal Communications Commission, Technischer Bericht.
Verfügbar unter: <https://docs.fcc.gov/public/attachments/FCC-96-326A1.pdf>.
Zugriff am: 07.03.2021
- ICNIRP 1998** *Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection*, 1998.
Health Phys, **74** (4), S. 494–522
- Hansen et al. 2000** Hansen, Andrew H.; Childress, Dudley S., 2000.
Roll-over shapes of the human foot/ankle complex.
In: *Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Cat. No.00CH37143)*,
828–830 vol.2.
DOI: 10.1109/IEMBS.2000.897842
- Herr et al. 2012** Herr, Hugh M.; Grabowski, Alena M., 2012.
Bionic ankle-foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation.
Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences, **279** (1728), S. 457–464.
DOI: 10.1098/rspb.2011.1194
- Hu et al. 2018** Hu, Blair H.; Krausz, Nili E.; Hargrove, Levi J., 2018.
A Novel Method for Bilateral Gait Segmentation Using a Single Thigh-Mounted Depth Sensor and IMU.
In: *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*,
S. 807–812.
ISBN 978-1-5386-8183-1.
DOI: 10.1109/BIOROB.2018.8487806

IEEE 2006

IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz, 2006.

IEEE Std C95.1-2005 (Revision of IEEE Std C95.1-1991), S. 1–238.

DOI: 10.1109/IEEESTD.2006.99501

IEEE 1984

IEEE Standard Letter Designations for Radar-Frequency Bands, 1984.

IEEE Std 521-1984, S. 1–8.

DOI: 10.1109/IEEESTD.1984.81588

Ikram et al. 2018

Ikram, Muhammad Z.; Ahmad, Adeel; Wang, Dan, 2018.

High-accuracy distance measurement using millimeter-wave radar.

In: *2018 IEEE Radar Conference (RadarConf18)*, S. 1296–1300.

DOI: 10.1109/RADAR.2018.8378750

Im et al. 2013

Im, Yun-Taek; Park, Seong-Ook, 2013.

An FMCW and chirp pulse-doppler radar system for surveillance in X-band.

Microwave and Optical Technology Letters, **55** (3), S. 474–479.

DOI: <https://doi.org/10.1002/mop.27343>

Infineon 2021

Infineon, 2021.

60GHz radar sensor for advanced sensing [online]

Zugriff am: 02.01.2021.

Verfügbar unter: <https://www.infineon.com/cms/en/product/sensor/radar-sensors/radar-sensors-for-iot/60ghz-radar/bgt60tr13c/>

- Jiménez-Fabián et al. 2012** Jiménez-Fabián, Rene; Verlinden, Olivier, 2012.
Review of control algorithms for robotic ankle systems in lower-limb orthoses, prostheses, and exoskeletons.
Medical Engineering & Physics, **34** (4), S. 397–408.
ISSN 1350-4533.
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.11.018>
- Jonathon et al. 2013** Jonathon, W. Sensinger; Nattaporn, Intawachirarat; Steven, A. Gard, 2013.
Contribution of Prosthetic Knee and Ankle Mechanisms to Swing-Phase Foot Clearance.
IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, **21** (1), S. 74–80.
ISSN 1534-4320.
DOI: 10.1109/TNSRE.2012.2224885
- Klausing 1989** Klausing, Helmut, 1989.
Feasibility of a Synthetic Aperture Radar with Rotating Antennas (ROSAR).
In: *1989 19th European Microwave Conference*, S. 287–299.
DOI: 10.1109/EUMA.1989.333979
- Kleiner 2011** Kleiner, Bernhard, 2011.
Foresighted control of active foot prostheses.
In:
Technically Assisted Rehabilitation Conference TAR 2011.
Verfügbar unter: <http://www.tar-conference.de/>
- DE102009030995A1** Kleiner, Bernhard; Budaker, Bernhard; Rosenberg, Harald von; Schneider, Urs, 2011.
Aktive Prothesenvorrichtung mit Terrainerkennung und Verfahren zum Steuern einer aktiven Prothesenvorrichtung.
Patentschrift DE102009030995A1

Kleiner et al. 2018

Kleiner, Bernhard; Ziegenspeck, Nils; Stolyarov, Roman; Herr, Hugh; Schneider, Urs; Verl, Alexander, 2018.

A Radar-Based Terrain Mapping Approach for Stair Detection Towards Enhanced Prosthetic Foot Control.

In: *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*, S. 105–110.

ISBN 978-1-5386-8183-1.

DOI: 10.1109/BIOROB.2018.8487722

Knott et al. 2004

Knott, Gene; Shaeffer, John; Tuley, Michael, 2004. *Radar Cross Section, Second Edition*.

Stevenage : The Institution of Engineering and Technology.

SciTech radar and defense series.

ISBN 978-1-891-12125-8

Kurniawan et al. 2015

Kurniawan, Dayat; Adhi, Purwoko; Setyawan, Arief; Syamsu, Iqbal; Praludi, Teguh, 2015.

Object Detector on Coastal Surveillance Radar Using Two-Dimensional Order-Statistic Constant-False Alarm Rate Algorithm.

TELKOMNIKA Indonesian Journal of Electrical Engineering, **12**, S. 624–631.

DOI: 10.12928/telkomnika.v13i2.1189

Lawson et al. 2010

Lawson, Brian E.; Atakan Varol, H.; Sup, Frank; Goldfarb, Michael, 2010.

Stumble detection and classification for an intelligent transfemoral prosthesis, S. 511–514.

DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5626021

- Lin et al. 2020** Lin, Yu-Chien; Lee, Ta-Sung; Pan, Yun-Han; Lin, Kuan-Hen, 2020.
Low-Complexity High-Resolution Parameter Estimation for Automotive MIMO Radars.
IEEE Access, **8**, S. 16127–16138.
DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2926413
- Maier et al. 2011** Maier, Daniel; Bennewitz, Maren; Stachniss, Cyrill, 2011.
Self-supervised obstacle detection for humanoid navigation using monocular vision and sparse laser data.
In: *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*,
S. 1263–1269.
DOI: 10.1109/ICRA.2011.5979661
- Miller et al. 2001** Miller, W. C.; Speechley, M.; Deathe, B., 2001.
The prevalence and risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees.
Archives of physical medicine and rehabilitation, **82** (8), S. 1031–1037.
ISSN 0003-9993.
DOI: 10.1053/apmr.2001.24295
- Natan 2021** Natan, Aid, 2021.
MATLAB Central File Exchange. Fast 2D peak finder [online]
Zugriff am: 01.02.2021.
Verfügbar unter: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/37388-fast-2d-peak-finder>

Nguyen et al. 2016

Nguyen, Cam; Park, Joongsuk, 2016.
Stepped-frequency radar sensors: Theory, analysis and design.
Springer Cham.
SpringerBriefs in Electrical and Computer Engineering, Nr. 1.
ISBN 978-3-319-12270-0.
DOI: <https://doi.org/10.1007/978-3-319-12271-7>

Nishiwaki et al. 2012

Nishiwaki, Koichi; Chestnutt, Joel; Kagami, Satoshi, 2012.
Autonomous navigation of a humanoid robot over unknown rough terrain using a laser range sensor.
The International Journal of Robotics Research, **31** (11), S. 1251–1262.
DOI: 10.1177/0278364912455720

Össur 2021

Össur, 2021.
Technisches handbuch: Symbiotic Leg 3 [online]
Zugriff am: 28.02.2021.
Verfügbar unter: https://assets.ossur.com/library/35958/TM%200079_SYMBIONIC%20LEG%203_DE_Rev%202_LR.pdf

Oßwald et al. 2012

Oßwald, Stefan; Hornung, Armin; Bennewitz, Marren, 2012.
Improved proposals for highly accurate localization using range and vision data.
In: *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*,
S. 1809–1814.
DOI: 10.1109/IR0S.2012.6385657

- Otto Bock GmbH 2021** Otto Bock GmbH, 2021.
Empower: Aktive Energiezufuhr für mehr Freiheit im Alltag [online].
Version 2021 Zugriff am: 13.03.2021.
Verfügbar unter: https://media.ottobock.com/_web-site/prosthetics/lower-limb/empower/files/646d1111-de-06-1901w.pdf
- Ouza et al. 2017** Ouza, Monika; Ulrich, Michael; Yang, Bin, 2017.
A simple radar simulation tool for 3D objects based on blender.
In: *2017 18th International Radar Symposium (IRS)*, S. 1–10.
DOI: 10.23919/IRS.2017.8008254
- Perlmutter et al. 2012** Perlmutter, Michael; Robin, Laurent, 2012.
High-performance, low cost inertial MEMS: A market in motion!
In: *Proceedings of the 2012 IEEE/ION Position, Location and Navigation Symposium*, S. 225–229.
DOI: 10.1109/PLANS.2012.6236884
- Pitkin 2010** Pitkin, Mark R., 2010.
Biomechanics of lower limb prosthetics.
Heidelberg and Berlin : Springer.
ISBN 978-3-642-03015-4
- Qian et al. 2021** Qian, Kun; Zhu, Shilin; Zhang, Xinyu; Li, Li Erran, 2021.
Robust Multimodal Vehicle Detection in Foggy Weather Using Complementary Lidar and Radar Signals.
In: *2021 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, S. 444–453.
DOI: 10.1109/CVPR46437.2021.00051

- Richards 2014** Richards, Mark A., 2014.
Fundamentals of radar signal processing.
2. [rev] ed.
New York, NY : McGraw-Hill Education.
ISBN 978-0-071-79832-7
- Röhrle et al. 2018** Röhrle, Oliver; Giers, Christof; Ziegenspeck, Nils;
Baumann, Benjamin; Zech, Christian; Kleiner, Bern-
hard, 2018.
*"Feuerwehrtaugliche Wärmebildkamera mit erweiter-
ter Realität durch Radarsensorik": Schlussbericht ge-
mäß Nr. 8.2 NKBF 98 zum Verbundprojekt Feuer-
WeRR : Teilvorhabenbeschreibung: Bewegungsmes-
sung mit Inertialsensorik und Sensordatenfusion /
Realisierung des Radarmoduls und Aufbautechnik*.
Fraunhofer-Institut für Produktionstechnik und Au-
tomatisierung , Fraunhofer-Institut für Angewandte
Festkörperphysik, Fraunhofer IPA, Technischer Be-
richt.
DOI: 10.2314/KXP:1667232886
- Rosenblatt et al. 2017** Rosenblatt, Noah J.; Bauer, Angela; Grabiner, Mark
D., 2017.
Relating minimum toe clearance to prospective, self-
reported, trip-related stumbles in the community.
Prosthetics and orthotics international, **41** (4), S.
387–392.
DOI: 10.1177/0309364616650085
- Rosenblatt et al. 2014** Rosenblatt, Noah J.; Bauer, Angela; Rotter, David;
Grabiner, Mark D., 2014.
Active dorsiflexing prostheses may reduce trip-related
fall risk in people with transtibial amputation.
Journal of rehabilitation research and development,
51 (8), S. 1229–1242.
DOI: 10.1682/JRRD.2014.01.0031.

- Rouse et al. 2015** Rouse, Elliott J.; Villagaray-Carski, Nathan C.; Emerson, Robert W.; Herr, Hugh M., 2015.
Design and Testing of a Bionic Dancing Prosthesis.
PloS one, **10** (8), S. e0135148.
DOI: 10.1371/journal.pone.0135148
- Russell Esposito et al. 2016** Russell Esposito, Elizabeth; Aldridge Whitehead, Jennifer M.; Wilken, Jason M., 2016.
Step-to-step transition work during level and inclined walking using passive and powered ankle-foot prostheses.
Prosthetics and orthotics international, **40** (3), S. 311–319.
DOI: 10.1177/0309364614564021
- Sabatini 2011** Sabatini, Angelo Maria, 2011.
Kalman-filter-based orientation determination using inertial/magnetic sensors: observability analysis and performance evaluation.
Sensors (Basel, Switzerland), **11** (10), S. 9182–9206.
ISSN 1424-8220.
DOI: 10.3390/s111009182
- El-Sayed et al. 2014** El-Sayed, Amr M.; Hamzaid, Nur Azah; Abu Osman, Noor Azuan, 2014.
Technology efficacy in active prosthetic knees for transfemoral amputees: a quantitative evaluation.
TheScientificWorldJournal, **2014**, S. 297431.
ISSN 1537-744X.
DOI: 10.1155/2014/297431
- Silicon-Radar 2018** Silicon-Radar, 2018.
120-GHz Highly Integrated IQ Transceiver with Antennas on Chip in Silicon Germanium Technology [online]
Zugriff am: 09.02.2020.
Nr. TRA-120-002.
Verfügbar unter: https://siliconradar.com/datasheets/Datasheet_TRA_120_002_V0.8.pdf

- Simon 2006** Simon, Dan, 2006.
Optimal state estimation: Kalman, H_∞ , and nonlinear approaches.
Hoboken, NJ : Wiley-Interscience.
ISBN 9780471708582.
DOI: 10.1002/0470045345
- Skog et al. 2010** Skog, Isaac; Nilsson, John-Olof; Händel, Peter, 2010.
Evaluation of zero-velocity detectors for foot-mounted inertial navigation systems.
In: *2010 International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation*,
S. 1–6.
DOI: 10.1109/IPIN.2010.5646936
- Skolnik 2008** Skolnik, Merrill I., 2008.
Radar handbook.
3rd ed.
New York : McGraw-Hill.
ISBN 978-0-07-148547-0
- Srinivasan et al. 2019** Srinivasan, Shriya S.; Diaz, Maurizio; Carty, Matthew; Herr, Hugh M., 2019.
Towards functional restoration for persons with limb amputation: A dual-stage implementation of regenerative agonist-antagonist myoneural interfaces.
Scientific Reports, **9** (1).
DOI: 10.1038/s41598-018-38096-z
- Stolyarov et al. 2018** Stolyarov, Roman; Burnett, Gary; Herr, Hugh, 2018.
Translational Motion Tracking of Leg Joints for Enhanced Prediction of Walking Tasks.
IEEE Transactions on Biomedical Engineering, **65** (4), S. 763–769.
DOI: 10.1109/TBME.2017.2718528

- Sukharevsky et al. 2015** Sukharevsky, Oleg I.; Vasilets, Vitaly A.; Zalevsky, Gennady S., 2015.
Electromagnetic wave scattering by aerial and ground radar objects.
In: *2015 IEEE Radar Conference (RadarCon)*,
S. 0162–0167.
DOI: 10.1109/RADAR.2015.7130989
- Sup et al. 2011** Sup, Frank; Varol, Huseyin Atakan; Goldfarb, Michael, 2011.
Upslope Walking With a Powered Knee and Ankle Prosthesis: Initial Results With an Amputee Subject.
IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, **19** (1), S. 71–78.
DOI: 10.1109/TNSRE.2010.2087360
- Sup et al. 2009** Sup, Frank; Varol, Huseyin Atakan; Mitchell, Jason; Withrow, Thomas J.; Goldfarb, Michael, 2009.
Self-contained powered knee and ankle prosthesis: Initial evaluation on a transfemoral amputee.
In: *2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*,
S. 638–644.
DOI: 10.1109/ICORR.2009.5209625
- van Keeken et al. 2012** van Keeken, Helco G.; Vrieling, Aline H.; Hof, At L.; Postema, Klaas; Otten, Bert, 2012.
Principles of obstacle avoidance with a transfemoral prosthetic limb.
Medical Engineering & Physics, **34** (8), S. 1109–1116.
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.11.017>

- Varol et al. 2007** Varol, Huseyin Atakan; Goldfarb, Michael, 2007. Real-time Intent Recognition for a Powered Knee and Ankle Transfemoral Prosthesis. In: *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, S. 16–23. DOI: 10.1109/ICORR.2007.4428400
- Von Rosenberg et al. 2011** Von Rosenberg, Harald; Dennerlein, Florian, 2011. EMG Based Input and Control System for Lower Limb Prostheses. In: *Proceedings SENSOR 2011*. DOI: 10.5162/sensor11/d8.3
- Vrieling et al. 2009** Vrieling, Aline H.; van Keeken, Helco G; Schoppen, Tanneke; Hof, At L.; Otten, Bert; Halbertsma, Jan P. K.; Postema, Klaas, 2009. Gait adjustments in obstacle crossing, gait initiation and gait termination after a recent lower limb amputation. *Clinical Rehabilitation*, **23** (7), S. 659–671. DOI: 10.1177/0269215509102947
- Wada et al. 2014** Wada, Takahiro; Sano, Hiroshi; Sekimoto, Masahiro, 2014. Analysis of inertial motion in swing phase of human gait and its application to motion generation of transfemoral prosthesis. In: *2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, S. 2075–2080. DOI: 10.1109/IRoS.2014.6942840
- Wendel 2007** Wendel, Jan, 2007. *Integrierte Navigationssysteme*. Oldenbourg Wissenschaftsverlag GmbH. ISBN 978-3-4865-9515-4. DOI: 10.1524/9783486595154

- Wu et al. 2015** Wu, Ting; Rappaport, Theodore S.; Collins, Christopher M., 2015.
Safe for Generations to Come: Considerations of Safety for Millimeter Waves in Wireless Communications.
IEEE Microwave Magazine, **16** (2), S. 65–84.
DOI: 10.1109/MMM.2014.2377587
- You et al. 2008** You, Bum-Jae; Kim, Doik; Kim, Changhwan; Oh, Yong-Hwan; Jeong, Mun-Ho; Oh, Sang-Rok, 2008.
Network-based Humanoid MAHRU as Ubiquitous Robotic Companion.
IFAC Proceedings Volumes, **41** (2), S. 724–729.
ISSN 1474-6670.
DOI: <https://doi.org/10.3182/20080706-5-KR-1001.00124>
- Zech et al. 2013** Zech, Christian; Hülsmann, Axel; Schlechtweg, Michael; Georgi, Leopold; Gulan, Heiko; Ambacher, Oliver, 2013.
A compact, universal and cost-efficient antenna setup for mmW-radar applications.
In: *2013 International Conference on Radar*, S. 417–421.
DOI: 10.1109/RADAR.2013.6652025
- Zech et al. 2015** Zech, Christian et al., 2015.
A compact W-band LFMCW radar module with high accuracy and integrated signal processing.
In: *2015 European Microwave Conference (EuMC)*, S. 554–557.
DOI: 10.1109/EuMC.2015.7345823

