

Aus dem
Schwerpunkt
Rehabilitations- und Sportmedizin
der Universitätsmedizin
Göttingen

Entwicklungen und Untersuchungen zur Objektivierung von
Gangbildveränderungen unter Laufband- und Terrainverhältnissen

INAUGURAL - DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades

der Medizinischen Fakultät
der Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Wieland Staab

aus

Schönebeck/Elbe

Göttingen 2011

Dekan: Prof. Dr. med. Frömmel

I. Berichterstatter: Prof. Dr. med. et Dr. rer. nat. Niklas

II. Berichterstatter/in: Prof. Dr. rer. nat. Blumentritt

III. Berichterstatter/in: Prof. Dr. med. Oppermann

Tag der mündlichen Prüfung: 31.01.2012

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	3
Abkürzungsverzeichnis	5
Abbildungsverzeichnis	6
Tabellenverzeichnis	7
1. Einleitung.....	8
1.1 Evaluation der funktionellen Leistungsfähigkeit	8
1.2 Das menschliche Gangbild	11
1.3 Aspekte der Gonarthrose im arbeitsmedizinischen, trainingswissenschaftlichen, präventiven sowie rehabilitativen Kontext.....	16
1.4 Systeme der Ganganalyse und relevante Parameter	18
2. Material und Methoden	23
2.1 Versuche und Probanden	23
2.2 Darlegung des Analysesystems Otto Bock und Testvorbereitung	24
2.3 Das Winkel- und Beschleunigungsgebersystem	27
2.4 Testdurchführung	30
2.5 Statistik	35
3. Darstellung der Untersuchungsergebnisse	37
3.1 Testung und gewählte Parameter.....	37
3.2 Vergleich videogestützte Ganganalyse „ Otto Bock“ mit Winkel- und Beschleunigungsgebergestützter Analyse	39
3.3 Winkel- und Beschleunigungsgeber gestützte Ganganalyse beispielhaft an einem ganggesunden Probanden	44
3.4 Winkel- und Beschleunigungsgeber gestützte Ganganalyse beispielhaft an einem gangkranken Probanden	47
4. Diskussion der Ergebnisse	51
4.1 Diskussion der Ergebnisse bei Probanden mit Gonarthrose	51
4.2 Anwendung des Winkel- und Beschleunigungsgebergestützten Systems zur Detektion pathologischer Bewegungsmuster	59

4.3 Parameter zur Differenzierung zwischen Pathologie und Norm sowie zur Objektivierung eines Gangabbruches.....	60
4.4 Ausblick	62
5. Beantwortung der Hypothesen	63
6. Zusammenfassung	65
7. Literatur- und Quellenverzeichnis.....	67
8. Anhang	71
8.1 Probanden 1 - 20	71
Statistische Auswertung	91
8.2 Scatterplots	91
8.3 Quantile - Quantile Plots	95
8.4 Box Plot Alter	99
8.5 Tabellen Patientengruppe/Kontrollgruppe	100
8.6 Schaltprotokoll des Winkelgebers „ADRXS300“ von Analog Devices aus den Produktinformationen.....	101
8.7 Aktuelle Kostenabschätzung	101
8.8 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse.....	102
8.9 Spektrale Darstellung	103

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Az.	Aktenzeichen
BSG	Bundessozialgericht
DSD	Doppelschrittdauer
EFL	Evaluation funktioneller Leistungsfähigkeit
FCE	Functional Capacity Evaluation
HAT-Einheit	Head, Arms and Trunk
inkl.	inklusive
KSP	Körperschwerpunkt
Min.	Minute
s.	siehe
stp.	Step (eng.) Schritt
Tab.	Tabelle
u. a.	unter anderem

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1	Gliederung des Gangzyklus in Stand- und Schwungphase.....	12
Abbildung 2	Verlauf des Körperschwerpunktes während eines Doppelschrittes.....	14
Abbildung 3	Marker-Positionierung System Otto Bock.....	25
Abbildung 4	Funktionsschaltbild des kombinierten Winkel- und Beschleunigungsgebers.....	30
Abbildung 5	Applikation der Marker sowie der Winkel- und Beschleunigungsgeber (Vorderansicht).....	31
Abbildung 6	Applikation der Marker sowie der Winkel- und Beschleunigungsgeber (Rückansicht).....	32
Abbildung 7	Applikation der Marker am Unterschenkel.....	33
Abbildung 8	Prinzip der Datenerfassung.....	34
Abbildung 9	NoraxonMyoResearch 2.02 - Überblick nach Versuchsdurchführung.....	35
Abbildung 10	Vergleich der Systeme - Interzyklische Geschwindigkeit.....	39
Abbildung 11	Vergleich der Systeme - Seitenneigung.....	40
Abbildung 12	Vergleich der Systeme - Vor- /Rückneigung.....	41
Abbildung 13	Fehlerdarstellung des durch Integration ermittelten Umfangwinkels bei linearer Regression für den Drehwinkel....	42
Abbildung 14	Fehler des Drehwinkels bei linearer Regression.....	43
Abbildung 15	Darstellung der intrazyklischen Messwerte bei einem gesunden Probanden.....	44
Abbildung 16	Messung Dynamischer Seitenwinkel.....	45
Abbildung 17	Rückengeber beim Ganggesunden.....	46
Abbildung 18	Schrittkadenz und Vergleich der Schrittwinkel.....	47
Abbildung 19	Darstellung der Ergebnisse des Rückengebers bei einem Probanden mit Spinalkanalstenose.....	48
Abbildung 20	Vorneigung des Probanden	48
Abbildung 21	Verlauf des Lokomotors bei einem Probanden mit Gangabbruch	49
Abbildung 22	Asymmetrie zwischen rechter und linker Extremität	50

Abbildung 23	Schrittkadenz.....	51
Abbildung 24	Ganggeschwindigkeit.....	52
Abbildung 25	Schrittdifferenz Δ Zeit.....	53
Abbildung 26	Winkelverlauf rechts/links.....	55
Abbildung 27	Dynamischer Seitenwinkel.....	56
Abbildung 28	Vorneigung.....	57

.

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	Testablauf aus dem EFL-Kursmanual.....	9
Tabelle 2	Gliederung des Gangzyklus.....	13
Tabelle 3	T-Testung aller untersuchten Parameter	58

1. Einleitung

1.1 Evaluation der funktionellen Leistungsfähigkeit

Die Evaluation der funktionellen Leistungsfähigkeit (EFL) nach Susan Isernhagen hat das Ziel, durch arbeitsbezogene Leistungstests im Rahmen der medizinischen und beruflichen Rehabilitation eine valide Aussage bezüglich der beruflichen Prognosefindung zu treffen (Kaiser et al., 2000) und einen realitätsnahen Status der Leistungsfähigkeit in Bezug auf die unterschiedlichen Belastungssituationen am Arbeitsplatz zu erhalten (Ernst, 2007). Dies wird im englischsprachigen Raum als *Functional Capacity Evaluation (FCE)* bezeichnet.

Die Simulation von Arbeitsschritten in verschiedenen Belastungsniveaus dient der Aufdeckung der funktionellen Defizite des Einzelnen, um eine individuelle arbeitsplatzbezogene Rehabilitation und Wiedereingliederung in den Arbeitsalltag zu gewährleisten. Es gibt verschiedene Testmethoden, u. a. das System ERGOS, welches den Fokus auf „psychophysische“ Tests legt, sowie das EFL-System nach Isernhagen, in dem eher „kinesiophysische“ Tests im Vordergrund stehen.

Eine reine physische Testung ist mit dem DAVID-Analysesystem möglich, mit dem Kraftmessungen durchgeführt werden (Denner, 1995).

Psychophysische Tests zielen auf die absolute Maximalleistung des Probanden, die vom physischen Leistungszustand und der psychischen Erträglichkeit der Anstrengung abhängt. Es besteht jedoch das Risiko des Auslösens oder der eventuellen Verschlimmerung der bestehenden Beschwerden des Probanden. Ergonomische Gesichtspunkte, wie zum Beispiel die Bewegungsausführung, bleiben unberücksichtigt.

Zielparameter bei der kinesiophysischen Testung des EFL-Verfahrens ist eine Testausführung unter Berücksichtigung formulierter funktioneller Beurteilungskriterien. Der Proband soll dabei seine maximale Leistungsfähigkeit erreichen.

Hier spielt die Beobachtungsfähigkeit des Untersuchers für die Zuverlässigkeit der Tests eine zentrale Rolle, da die Belastungsanforderung an den Probanden individuell ist (Kaiser et al., 2000).

Das EFL-System nach Isernhagen beinhaltet insgesamt 29 standardisierte Leistungstests, die auf zwei Tage und etwa sechs Stunden täglich verteilt werden.

1. Tag	2.Tag
Anamnese, PACT – Test → längeres Sitzen	Befragung
Klinische Untersuchung	Klinische Untersuchung
Heben Boden zu Taillenhöhe	Heben Boden zu Taillenhöhe
Heben Taillenhöhe zu Kopfhöhe	Heben Taillenhöhe zu Kopfhöhe
Heben horizontal	Heben horizontal
Ziehen, Schieben/Drücken statisch und dynamisch	Kriechen
Tragen beidhändig	Knien
Tragen einhändig rechts/links	Hocke
Arbeiten über Kopf	Wiederholte Kniebeuge
Sitz vorgeneigt	Handkoordination
Stehen vorgeneigt	Handkraft
Rotation im Stehen rechts/links	Längeres Sitzen
Rotation im Sitzen rechts/links	Gehen
	Treppe steigen
	Leitersteigen
	Gleichgewicht
	Längeres Stehen
	Nachbesprechung mit dem Patienten

Tabelle 1: Testablauf aus dem EFL-Kursmanual

Die erhobenen Daten werden dann mit Tabellen für die entsprechenden Belastungen verglichen. Anschließend wird durch die erhobenen Daten ein Leistungsprofil mit einer dazu passenden Berufsempfehlung oder Anpassung erstellt (Kaiser et al., 2000).

Insgesamt sollten diese Ergebnisse im Kontext einer ganzheitlichen sozialmedizinischen Betrachtungsweise stehen (Schreiber et al., 2000).

Der Einsatz des EFL-Systems dient der Einschätzung des allgemeinen Leistungsvermögens im Rahmen einer Rentenbegutachtung oder einer beruflichen Rehabilitationsmaßnahme im Kontext einer beruflichen Neuorientierung (Moesch, 2005).

Weiterhin wird das System im Rahmen einer Überprüfung für eine bestimmte berufliche Tätigkeit bei einer Eignungsuntersuchung, bei Einstellungsuntersuchungen oder der Überprüfung der Arbeitsfähigkeit angewendet (Hart et al., 1993).

Der Proband wird während des lizenzierten EFL-Testverfahrens gebeten, eine ebene Strecke von 400 m Länge in gewohntem Tempo zurückzulegen. Gemessen werden die zurückgelegte Strecke, die benötigte Dauer und die Herzfrequenz während und nach dem Versuch. Beobauungskriterien sind eventuelle Behinderungen, welche die Funktionalität des Gehens einschränken. Hierzu gehören unter anderem das Hinken, das Benutzen einer Gehhilfe und das Einlegen von Pausen während des Versuches (EFL-Kursmanual, 2000).

Diese Beobachtung dient dem Herausfiltern grober Pathologien. Um zu einer validen Aussage zu kommen, ist eine standardisierte messende Analyse wichtig (Perry, 2003, S. 317).

Aus sozialmedizinischer Sichtweise ist folgendes Urteil relevant:

„Die Rechtsprechung des Bundessozialgerichts nimmt generell das Fehlen der Wegfähigkeit an, wenn der Versicherte aufgrund der bei ihm bestehenden Gesundheitsstörungen – auch unter Verwendung von Hilfsmitteln – nicht in der Lage ist, viermal täglich eine Wegstrecke von mehr als 500 m mit zumutbarem Zeitaufwand zu Fuß zurückzulegen und zweimal öffentliche Verkehrsmittel während der Hauptverkehrszeiten zu benutzen. Als zumutbaren Zeitaufwand sieht das BSG eine Gehzeit von maximal 20 Min. für 500 m an“ (siehe u.a. Urteil des BSG, 10. Senat vom 9.8.2001, Az. B10 LW 18/00 R).

Für die Testung ergibt sich hieraus, dass die Probanden eine Wegstrecke von 501m in weniger als 20 Min. bewältigen sollten.

Die Durchführung einer EFL-Analyse dient ebenso dem Zweck, Differenzen zwischen dem Anforderungsprofil des Arbeitsplatzes und der personenspezifischen Funktionsfähigkeit aufzuzeigen. Für die Erfüllung dieser Aufgaben sind die Mittel knapp bemessen. Um die bereits erwähnten Parameter der EFL- Analyse im Gehen

zu verifizieren, zu objektivieren und deren Aussagekraft zu erweitern, sind messtechnische Verfahren sinnvoll.

Unter dem Grundsatz der Praktikabilität, Kosteneffizienz und Validität sollten die Untersuchungen zur Evaluation der funktionellen Leistungsfähigkeit durchgeführt werden (Schreiber et al., 2000).

Um diese Anforderungen zu erfüllen, bieten sich mobile Systeme an. Durch Winkel- und Beschleunigungsgeber können Bewegungsverläufe einer Person erfasst werden, indem die Geber an bestimmten Punkten der Testperson befestigt werden (Moesch, 2005).

Kavanagh und Menz (2008) führen aus, dass die Verwendung der Beschleunigungsgeber kosteneffizient ist, die Geber klein sind und somit der Gangzyklus des Probanden nicht beeinträchtigt wird. Die aufgezeigten Messverfahren sind nicht Bestandteil des EFL – Verfahrens, sondern dienen der ergänzenden Aussagefähigkeit.

1.2 Das menschliche Gangbild

Evolutionsbiologisch entwickelte sich aus dem waagerechten ein schräges Gangbild. Über viele Stufen der Anpassung folgte darauf der aufrechte, bipede Gang.

Zum Gehen benötigt das Individuum körperlich-psychische Voraussetzungen, dazu zählen gesunde Gelenke, ein funktionsfähiges optisches System, ein gesundes neuromuskuläres System, zentrale motorische Programme, eine gesunde physiologische Energieversorgung des Körpers und eine gesunde Balance der zerebralen Neurotransmitter.

Zu den notwendigen Fähigkeiten des Gehens zählen die posturale Kontrolle durch übergeordnete Steuerungsmechanismen, ein symmetrischer und gleichzeitig asymmetrischer Einsatz der Extremitäten, die Balance zwischen Agonisten und Antagonisten und die Generierung und Absorption der entsprechenden Kräfte.

Das humane Gangbild stellt eine sich wiederholende rhythmische Bewegung dar. Der Doppelschritt, auch als Gangzyklus bezeichnet, wird in Standphase und Schwungphase unterteilt. Dieser ist als Abschnitt von zwei aufeinander folgenden

initialen Bodenkontakten desselben Beines definiert, wie in der folgenden Abbildung verdeutlicht.

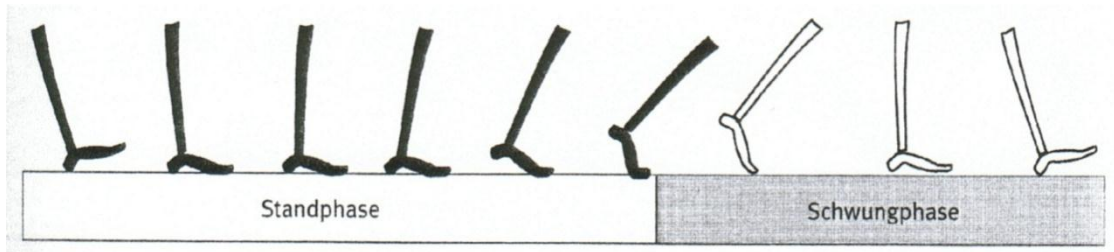


Abbildung 1: Gliederung des Gangzyklus in Stand- und Schwungphase
(Perry, 2003, S.1)

Etwa 60 % der Doppelschrittdauer (DSD) entfallen auf die Standphase und etwa 40 % auf die Schwungphase. Diese Aufteilung ist jedoch abhängig von der Ganggeschwindigkeit.

Die einzelnen Gangphasen sind in der folgenden Tabelle dargestellt.

Standphase

Erstkontakt (initialcontact, 0 %)	Das schwingende Bein berührt den Boden. Das Sprunggelenk ist zum Zeitpunkt des Erstkontaktes in Neutralposition.
Gewichtsübernahme (loadingresponse, 0 – 12 %)	Das auftretende Bein übernimmt das Körpergewicht des kontralateralen Beines, zusätzlich leichte passive Kniebeugung zur Stoßdämpfung sowie Plantarflexion des Sprunggelenkes.
Standphasenmitte (mid-stance, 12 - 30 %)	Vollständige Übernahme des Körpergewichtes durch das Standbein. Das Maximum der vertikalen sowie lateralen Schwingung des Körperschwerpunktes wird erreicht.
Standphasenende (terminal-stance, 30 - 50 %)	Der Körper bewegt sich relativ zum Fuß des Standbeines vorwärts, Knie und Hüfte sind gestreckt; die Ferse hebt jedoch vom Boden ab.
Schwungphasenvorbereitung (pre-swing, 50 - 60 %)	Aufsetzen des kontralateralen Beines, beginnende Kniebeugung. Hier wird die Schwungphase des Beines vorbereitet.

Schwungphase

Schwungphasenbeginn (initial swing, 60 - 70 %)	Beschleunigung des schwingenden Beines, um Abstand vom Boden zu erreichen (etwa 2 - 3 mm); zusätzlich Zeitpunkt des Kniebeugemaximums
Schwungphasenmitte (mid-swing, 70 – 85 %)	Fortsetzung der Beschleunigung des schwingenden Beines; Maximum der Dorsal-Flexion des Sprunggelenkes
Schwungphasenende (terminal-swing, 85 – 100 %)	Abschluss des vollständigen Gangzyklus sowie Vorbereitung des Beginns der Standphase

Tabelle 2: Gliederung des Gangzyklus (Perry, 2003)

Der zyklische Wechsel von monopeder und bipeder Gangphase kennzeichnet das Gangbild. Innerhalb des Gangzyklus zeigen sich relevante Merkmale, dazu zählen die vertikale und laterale Verlagerung des Körperschwerpunktes, die Rotation des Beckens, die Beckenbewegung in der Horizontalebene, die axiale Rotation, die Armbewegungen und die Bewegung im Fuß sowie im Sprunggelenk.

Der fiktive Punkt, in dem die gesamte Körpermasse als vereint gedacht werden kann, wird als Körperschwerpunkt bezeichnet (s. Wick, 2005, S.176). Dieser verlagert sich in der vertikalen und horizontalen Körperachse beim Gehen um ca. 2cm und projiziert sich etwas ventral von L4/L5. Die Höhepunkte der Körperschwerpunktverlagerung befinden sich bei etwa 25 % und 75 % eines Doppelschrittes, was der mittleren Standphase rechts bzw. links entspricht. Der Tiefpunkt liegt bei etwa 50 % einer Doppelschrittdauer. Dies entspricht dem initialen Bodenkontakt rechts bzw. links. Dieser wellenförmige Verlauf stellt sich in der folgenden Abbildung dar.

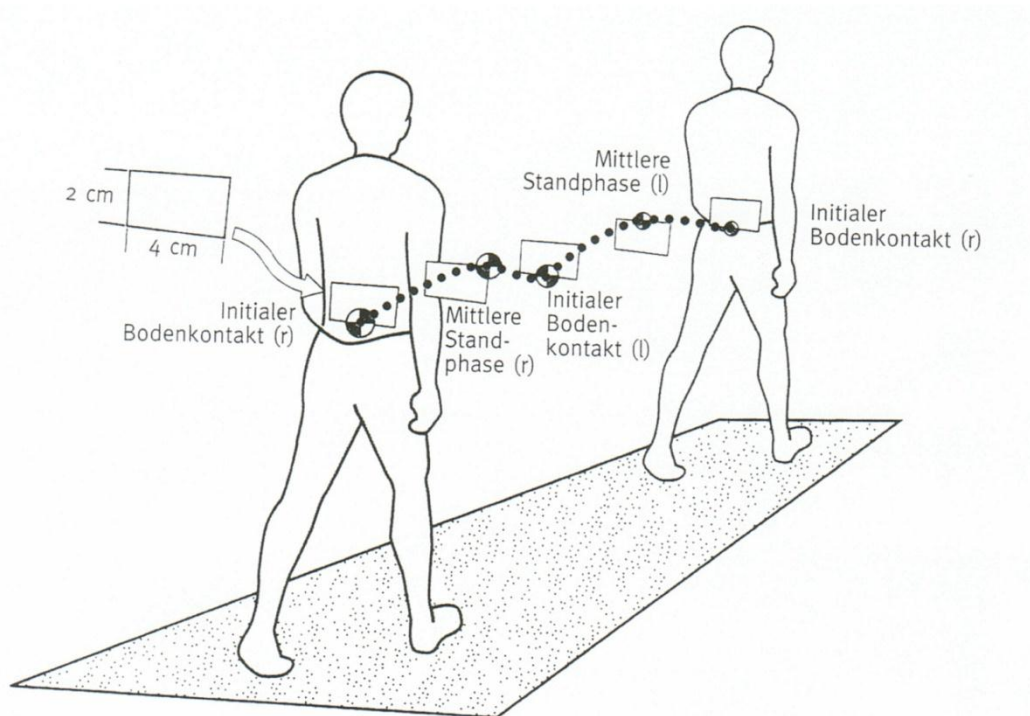


Abbildung 2: Verlauf des Körperschwerpunktes während eines Doppelschrittes (Perry, 2003, S. 23)

Die vertikale Körperschwerpunktverlagerung nimmt mit der Ganggeschwindigkeit zu. Dementsprechend steigt auch der Energiebedarf (Perry, 2003, S. 22).

Dennoch werden eine stärkere Verschiebung des KSP durch eine Absenkung des Beckens zur kontralateralen Seite um etwa 4° , Rotation und Kippung nach ventral in der Phase der Belastungsantwort verhindert. Dabei sind die Hüftabduktoren für eine besonders stoßdämpfende Wirkung verantwortlich.

Der Körper legt eine Wegstrecke durch das selektive Abfangen des Körpergewichts unter Vorbringung des Schwungbeines und entsprechender Stoßdämpfung beim Initialen Bodenkontakt zurück, wodurch Stabilität gewährleistet wird. Dieses wiederum bedeutet Energieverbrauch durch Muskelarbeit. Jeder Mensch entwickelt dabei sein individuelles Gangmuster unter der Prämisse des möglichst geringen Energieverbrauchs. Die Vorwärtsbewegung, Stabilität im Stand, Stoßdämpfung und der entsprechend optimale Energieverbrauch stellen die Funktionen der Lokomotion dar. Der Lokomotor wird durch die Beine repräsentiert, die etwa 30 % der Körpermasse ausmachen.

Der Passagier (HAT-Einheit) macht ca.70 % des Körpergewichtes aus, wobei der Schwerpunkt dieser Einheit sich direkt ventral des 10. thorakalen Wirbelkörpers befindet.

Das Gleichgewicht dieses Systems hängt also davon ab, dass der Belastungspunkt sofort unter den Schwerpunkt der HAT-Einheit gebracht wird.

Das Becken ist Verbindungsglied zwischen Lokomotor und Passagier und ist ein auf den Hüftgelenken ruhendes Segment des Passagiers. Da die untere Extremität eine geschlossene kinematische Kette nach Donskoi darstellt (s. Hochmuth, 1974, S.84), haben Pathologien auch nach proximal Auswirkungen und könnten dort messbar gemacht werden.

Bei einer normalen Ganggeschwindigkeit von etwa 1,3 m/s verbraucht der menschliche Organismus ca. 38 % seiner maximal zur Verfügung stehenden Energiemenge, wobei sich eine Mehrarbeit durch erhöhten Energiebedarf bemerkbar macht. Diese Funktionen sind folglich bei Gangpathologien auffällig.

Besonders in der Physikalischen und Rehabilitativen Medizin, Neurologie und Orthopädie finden sich Krankheitsbilder und Anwendungsgebiete für den Einsatz einer Ganganalyse. In den Arbeiten von Chockalingam et al. (2004) und Kakushima et al. (2003) wird der Nutzen der Ganganalyse im Bereich der Prävention besonders hervorgehoben.

So wurden auffällige Asymmetrien im Gangbild als mögliche Ursache für Wirbelsäulenschäden bei Patienten mit Skoliose genannt (Chockalingam et al., 2004). Zudem wurde nachgewiesen, dass Personen mit einer bestehenden Beinlängendifferenz ein erhöhtes Risiko für den Erwerb von Wirbelsäulenschäden haben (Kakushima et al., 2003).

Die Ganganalyse liefert eine entscheidende Hilfe für den Einsatz rehabilitativer Maßnahmen (Vogt und Banzer, 2005). Des Weiteren wird der Einsatz der Ganganalyse im klinischen Alltag empfohlen, da diese wesentlich zu einem individuellen Therapiekonzept, der Entwicklung neuer Behandlungsstrategien und der Evaluierung des Therapieerfolges beiträgt (Chambers und Sutherland, 2002).

1.3 Aspekte der Gonarthrose im arbeitsmedizinischen, trainingswissenschaftlichen, präventiven sowie rehabilitativen Kontext

Trainingswissenschaftlich sind „Koordinative Fähigkeiten einzelne Aspekte der Bewegungssteuerung, die in der Qualität ihrer Ausführung als überdauernde Verhaltensdispositionen betrachtet werden“ (Hohmann et al., 2007, S. 106).

Allgemein unterscheidet man bei der Koordination der Muskulatur die intermuskuläre Koordination und die intramuskuläre Koordination. Die intermuskuläre Koordination bezeichnet die Koordination zwischen einzelnen Muskeln, währenddessen die intramuskuläre Koordination die Koordination innerhalb eines Muskels darstellt.

Bei der zuletzt genannten werden mehrere an einer Bewegungsausführung beteiligte Muskeln, bei der intermuskulären Koordination hingegen agonistische und synergistisch zusammenwirkende Muskeln zentral gesteuert, innerviert und wirken somit an der möglichst effizienten Bewegungsausführung. Zusätzlich werden antagonistische Muskeln zentralnervös angesteuert, um den Bewegungsapparat zu stabilisieren und die entsprechende Muskulatur vor Verletzungen zu schützen (Hohmann et al., 2007).

Muskuläre Dysbalancen beschreiben ein Ungleichgewicht zwischen Agonist und Antagonist. Zusätzlich versteht man hierunter Muskelverkürzungen durch einseitige Kraftentwicklung unter Verminderung der Dehnungsfähigkeit der entsprechenden Muskulatur.

Diese können durch fehlende körperliche Beanspruchung oder eine einseitige Belastung im Beruf, beim Sport oder im Alltag ausgelöst werden. Hierbei spielen zudem falsche Bewegungsausführungen oder Verletzungen am Bewegungsapparat eine Rolle. Im weiteren Verlauf kann eine ungünstige Belastungsverteilung zwischen Muskel und Gelenk zu arthromuskulären Dysbalancen führen.

In der Folge können schmerzhaft eingeschränkte Bewegungen des Bewegungsapparates durch muskuläre Koordinationsstörungen auftreten. Letztendlich resultiert eine Abnutzung der knorpeligen Gelenkflächen, die ihrerseits zu einer manifesten Arthrose führen kann.

Muskuläre Dysbalancen sind durch ein adäquates Krafttraining und Dehnungsübungen zu beheben. Dies sollte möglichst früh erfolgen, um falsch erlernte Bewegungsmuster zu eliminieren. Hierzu ist ein multimodales Therapiekonzept zu empfehlen (vgl. Lenhart und Seibert, 2001).

In dieser Arbeit geht es unter anderem um eine Objektivierung von Veränderungen von diversen Gangbildern in Abhängigkeit von der Gehstrecke oder -zeit. Beispielfhaft wurde das Krankheitsbild der Gonarthrose gewählt.

Die Gonarthrose bezeichnet eine vorzeitige Abnutzung des Gelenkknorpels im Kniegelenk. Epidemiologisch betrachtet ist die Gonarthrose die weltweit häufigste Gelenkerkrankung erwachsener Menschen. Das Kniegelenk ist biomechanisch ein Trochginglymus (= Drehscharniergelenk) und ist mechanisch hoch belastet. Erhöhtes Körpergewicht spielt hier als exogener Risikofaktor der Gonarthrose eine Rolle.

Abnutzungsvorgänge im Kniegelenk sind primär nicht pathologisch, sondern stellen einen zu erwartenden Alterungsprozess dar, überschreitet dieser das altersentsprechende Maß deutlich, spricht man von einer Arthrose.

Stadieneinteilung der Gonarthrose nach Kellgren und Lawrence (Lützner et al., 2006):

Stadium 1: Geringe subchondrale Sklerosierung

Stadium 2: Mäßige Gelenkspaltverschmälerung,
angedeutete Unregelmäßigkeit der Gelenkfläche

Stadium 3: Ausgeprägte Osteophytenbildung, Gelenkspaltverschmälerung mehr als 50 %, deutliche Unregelmäßigkeit der Gelenkfläche, ausgedehnte subchondrale Sklerosierung

Stadium 4: Aufgehobener Gelenkspalt, Gelenkdestruktion, Geröllzysten, Subluxationsstellung

Diese Stadieneinteilung erfolgt radiologisch und korreliert oft nicht mit der klinischen Symptomatik, jedoch gibt diese Einteilung einen Anhalt für den Schweregrad der Arthrose.

Der klinische Schmerzzustand führt vor allem zu den erwähnten falschen Bewegungsmustern und muskulären Dysbalancen, die insgesamt als Schmerzvermeidungshandlung zu werten sind. Pollard et al. (2008) zeigen, dass eine signifikante Schmerzlinderung und Funktionsverbesserung durch manual-therapeutische Behandlung bei Gonarthrose-Patienten zu erzielen ist.

Der Schmerz und die Vermeidungshaltung führen zu einer Schwächung der Oberschenkelmuskulatur. Hier sollte die geschwächte Oberschenkelmuskulatur durch ein

geeignetes Trainingsprogramm, das vor allem auf die Verbesserung der Kraftausdauer zielt, die Streckmuskulatur des Oberschenkels wieder aufbauen.

Arbeitsunfähigkeiten sind aktuell in Deutschland durch degenerative Kniegelenkerkrankungen in einer Reihe von Berufen überdurchschnittlich häufig anzutreffen und demzufolge arbeitsmedizinisch relevant. Hier ist hervorzuheben, dass Männer allgemein und berufsbezogen, deutlich häufiger im Vergleich zu Frauen, aufgrund von Arthrose sowie Kniebinnenschäden arbeitsunfähig sind. Es kann angenommen werden, dass ein relativ hoher vermeidbarer Anteil an Arbeitsunfähigkeitsfällen in einigen Berufen durch berufsbezogene präventive Maßnahmen verhindert werden kann (Liebers und Caffier, 2009).

Berechnungen des Statistischen Bundesamtes ergaben Aufwendungen von etwa sieben Milliarden Euro im Jahr 2002 für die ambulante und stationäre Versorgung von Arthrosen (www.destatis.de). Diese Summe umfasst etwa 30 % der direkten Kosten im Bereich der Muskel- und Skeletterkrankungen.

Degenerative Gelenkerkrankungen stellen einen erheblichen Anteil aller Arbeitsunfähigkeitstage, Frühverrentungen sowie Rehabilitationsmaßnahmen dar (<http://www.gbebund.de/gbe10/ergebnisse>).

Die Erhaltung oder Wiederherstellung der beruflichen Leistungsfähigkeit ist als ein Hauptziel der Rehabilitation zu sehen (vgl. Sozialgesetzbuch IX § 5).

Rehabilitationsbedürftigkeit ist dann gegeben, „wenn aus gesundheitlichen Gründen eine drohende oder bereits manifeste Beeinträchtigung der Teilhabe den über die kurative Versorgung hinausgehenden mehrdimensionalen und interdisziplinären Ansatz der Rehabilitation erforderlich macht“ (vgl. Sozialgesetzbuch IX § 5).

1.4 Systeme der Ganganalyse und relevante Parameter

Prinzipiell wird zwischen der visuellen und messenden Ganganalyse unterschieden. In der visuell beobachtenden Ganganalyse wird auf die Symmetrie von Bewegungen, Gleichgewichtsfähigkeit und Stabilität geachtet. Zur systematischen Beurteilung gibt

es diverse Rating-Skalen. Jedoch ist es nicht möglich, das Gangbild eines Menschen in seiner Gänze zu erfassen (vgl. Bachmann et al., 2008; Cavanagh et al., 1990). Ein objektiver Anhalt ist durch die unterschiedlich messenden Systeme möglich. Grundsätzlich zählen dazu mechanische, Stoffwechsel- und Elektromyographie-systeme. Bei der Elektromyographie geht es vor allem um die Aktivitätsdarstellung bestimmter am Gangzyklus beteiligter Muskeln.

Die Durchführung des Gangzyklus benötigt Energie. Der Energieverbrauch ist durch Messsysteme quantifizierbar und kann eventuelle Gangpathologien durch ein physiologisches Defizit deutlich machen.

Die Mechanik ist die Lehre der Bewegungen von Körpern und den dazugehörigen Kräften. In der mechanischen Ganganalyse sind kinetische und kinematische Analysen von Bedeutung.

Die kinetische Analyse beschäftigt sich mit wirkenden Kräften auf Gelenke und Körperteile. Physikalisch gesehen stehen Momente und Gelenkkräfte im Vordergrund. Kraftmessplatten zur Messung der entsprechenden Bodenreaktionskräfte und bewegungsanalytisch gewonnene Daten zur Berechnung der Gelenkmomente sind hier zu erwähnen.

Die kinematische Analyse des Ganges, dem die Hauptbedeutung im Rahmen der Fragestellung zukommt, befasst sich mit den Winkelgeschwindigkeiten und Beschleunigungen von einzelnen Körpersegmenten. Zur Messung werden hierbei entsprechende Marker an Probanden befestigt und die Signale meist über Kamerasysteme aufgenommen und anschließend analysiert. Da die Marker auf der Haut angebracht werden, ist das Validitätsausmaß abhängig von der Stärke des Unterhautfettgewebes, dem Bewegungsumfang und der Hautverschiebung während der Analyse (s. Vogt und Banzer, 2005). Die Systeme zur Bewegungsquantifizierung sind von der numerischen Definition der Winkel und von den Positionen der Gelenke abhängig.

Wichtig ist, Punkte am Körper zu finden, die entsprechende Gelenkbewegungen möglichst exakt widerspiegeln. Dabei ist die Genauigkeit der Platzierung von Markern von zentraler Bedeutung.

Es ist möglich, Bewegung (Kinematik) und Drehmoment (Kinetik) durch die entsprechende Markerplatzierung am Gelenk darzustellen.

Kamerasysteme bieten die Möglichkeit, ohne Körperkontakt Bewegungen des gesamten Körpers aufzuzeichnen und wiederzugeben, indem die Markerreflexion durch Kamerasysteme aufgenommen und daraus die Raumkoordinaten berechnet werden können (Bachmann et al., 2008). Wichtig ist es, in der lateralen und frontalen Ebene zu dokumentieren, um eventuelle Perspektivfehler zu vermeiden.

Computergestützt geschieht dies grundlegend durch zwei Systemtypen; erstens durch passives Licht reflektierende Marker und zweitens durch als opto-elektrisch bezeichnetes Licht ausstrahlende Dioden. Die Position der Marker wird automatisch erfasst. Die Genauigkeit wird bis zu einem bestimmten Grad ebenso von der Anzahl der Kameras determiniert.

Bei den opto-elektrischen Systemen müssen die Licht ausstrahlenden Dioden von einer Energiequelle betrieben werden, wodurch die zu untersuchenden Personen verkabelt werden müssen. Dies stellt durch die Bewegungseinschränkung einen Nachteil dar.

Die Parameter der Ganganalyse müssen genau definiert werden. Diese dienen der Differenzierung und Auswertung der Daten auf verschiedenen Ebenen. Dementsprechend dienen die verschiedenen Parameter der möglichst genauen Beschreibung des Gangbildes der zu testenden Person. Die Genauigkeit einer videobasierten Analyse kann hiermit nicht erreicht werden. Dennoch sollte das Ziel die genaue Trennung zwischen normalem und pathologischem Gangbild sein.

Die Untersuchung sollte unter einheitlichen Bedingungen stattfinden. Die Reproduzierbarkeit als Testgütekriterium ist zu beachten.

Es werden sowohl die Einzelschritte als auch die Gesamtheit aller durchgeführten Schritte bei der Untersuchung bewertet. Für den Einzelschritt ist die Doppelschritt- und Standphasendauer zu nennen. Als Parameter der gemittelten Schritte dienen die Ganggeschwindigkeit und Symmetrie.

Typischerweise wird mit Schwellldrücken in der Bodenmessplatte gearbeitet, in der eine Überschreitung des Schwelldruckes den Moment des Auftretens charakterisiert. In der gebergestützten Ganganalyse zeigt ein Peak in der Auswertung der Fußgeber das Auftreten des linken oder rechten Fußes an, woraus als zeitliche Differenz zwischen rechts und links die Schrittdauer resultiert.

Die Ganggeschwindigkeit stellt einen wichtigen Parameter der Ganganalyse dar, da eine Verlangsamung der Geschwindigkeit ein Hinweis auf eine pathologische Gang-

veränderung sein kann. In einer Untersuchung von Finley und Cody (1970) wurde bei Personen mit unauffälligem Gangbild die Ganggeschwindigkeit bestimmt, die normalerweise zwischen 1 - 1,67 m/s liegt.

Der Doppelschritt stellt einen vollständigen Gangzyklus dar. Die Schrittlänge hängt im Wesentlichen von der Körpergröße ab. Daher ist es wichtig, die Schrittlänge in Relation zur Körpergröße zu setzen. Unsicheres Gangverhalten spiegelt sich in einer durchschnittlich kürzeren Schrittlänge wider.

Die Bezugsgröße für die Schrittfrequenz f° ist der Doppelschritt. Als Maßeinheit gilt der Doppelschritt pro Minute (DS/Min.). Diese wird auch als Kadenz bezeichnet.

In einem symmetrischen Körper entstehen symmetrische Bewegungen bei einer entsprechend symmetrischen Innervation und somit Aktivierung der Muskulatur.

Auch die Gangsymmetrie ist ein wichtiges Gangkriterium. So können Asymmetrien das Gangbild stark beeinflussen und einen Hinweis auf Pathologien geben. Um diese darzustellen, benötigt man Gangkriterien, die für die linke und rechte Seite getrennt auswertbar sind. Die Stand- und Schwungphasendauer erfüllen die genannten Kriterien. Als Maßeinheit sollte die Prozentangabe gewählt werden. Weicht diese von 100 % ab, ist das Gangbild entweder rechts- oder linksbetont.

Wie bereits erwähnt, unterscheidet man zwischen Stand- und Schwungphasendauer rechts und links, die jeweils antizyklisch ablaufen. Man kann diese Abschnitte auch prozentual vom Doppelschritt bewerten. Als Zweibeinstand wird der Teil des Gangzyklus bezeichnet, bei dem beide Beine den Boden berühren.

Die Angabe erfolgt in Prozent der DSD. Diese Aspekte sind jedoch mit der gebergestützten Analyse nicht zu untersuchen und können nicht genau bestimmt werden. Hier sind entsprechende Aussagen nur im Ganganalyselabor zu treffen.

Die wichtigsten zu nennenden Parameter des Knies sind Größe und Lage der Extrema.

Als Maß für die Kniedämpfung gilt das lokale Kniewinkelmaximum in der Belastungsantwortphase. Das Maximum des Kniewinkelverlaufes beschreibt den Beginn der mittleren Schwungphase. Maximale Streckung im Kniegelenk wird im Mittelstand erreicht.

Bei einer Bestimmung der Winkelgeschwindigkeit des Knies entsprechen die ermittelten Werte kleiner Null einer Streckung und Werte größer Null einer Beugung.

Somit ist immer erkennbar, ob sich das Knie gerade in Bewegung oder Streckung befindet. Das Minimum stellt eine maximale Streckgeschwindigkeit dar.

Das Maximum der Kniewinkelgeschwindigkeit zeigt die maximale Bewegungsgeschwindigkeit besser an. Die Genauigkeit hängt stark von der Sorgfalt der Versuchsdurchführung und der technischen Ausstattung bei der Messung ab. Daher stellen diese Untersuchungen keine geeigneten Parameter für unsere gebergestützte Analyse dar.

Die wichtigsten zu nennenden Parameter der Hüfte sind die maximale Hüftstreckung in der Präschwungphase und die maximale Hüftbeugung am Ende der mittleren Schwungphase. Die entsprechende Differenz der Winkel zwischen Minimum und Maximum bezeichnet man als Hüftbeugeumfang.

Der Verlauf der Hüftwinkelgeschwindigkeit kann entsprechend dargestellt werden, wobei Werte kleiner Null einer Streckung und Werte größer Null einer Beugung entsprechen. Der Sprunggelenksbeugeumfang wird durch die maximale Sprunggelenksstreckung zu Beginn der Schwungphase bei Abstoß des Fußes und die maximale Sprunggelenksbeugung zu Beginn des Mittelstandes bei fast vollständigem Bodenkontakt bestimmt (s. Hegewald, 2000).

Fragestellungen:

1. Sind Ergebnisse durch die Testung mit dem Winkel- und Beschleunigungsgebergestützten Ganganalysesystem reliabel?
2. Welche Parameter dienen der Objektivierung von Gangbildveränderungen zur Differenzierung zwischen Pathologie und Norm bei Probanden mit dem Krankheitsbild der Gonarthrose?
3. Welche Gangbildveränderungen sind typisch bei Probanden mit einem Gangabbruch?

2. Material und Methoden

2.1 Versuche und Probanden

1. Zur Validierung des Systems wurden 4 Probanden (3 Männer, 1 Frau) untersucht, wobei 8 Versuche durchgeführt wurden. Ein Versuch fand unter Berücksichtigung der EFL-Manualvorgaben im freien Gelände statt. Die anderen 7 Versuche wurden unter paralleler Datenakquisition im Ganglabor Otto Bock in Göttingen zur Evaluierung des Winkel- und Beschleunigungsgebersystems durchgeführt. Hierbei wurde ein Versuch mit einem Prothesenträger durchgeführt. Die anderen Versuche erfolgten mit ganggesunden Personen.

Um den Vergleich zwischen einem zertifizierten Ganglabor und der gebergestützten Analyse zu leisten, musste die Ganganalyse mit beiden Systemen im Sinne eines Systemvergleiches gleichzeitig durchgeführt werden. Hierfür waren zwei Untersucher zur Betreuung der Messsysteme notwendig. Ein dritter Untersucher verfolgte den korrekten Ablauf der nacheinander stattfindenden Versuche und protokollierte.

2. Nach der Validierung des Winkel- und Beschleunigungsgebersystems wurden weitere 20 Probanden untersucht, 17 Männer und 3 Frauen. Diese Testung wurde in dem Rehasentrum Bad Pyrmont (Therapiezentrum Brunswiek) der Deutschen Rentenversicherung durchgeführt. Bei 12 der hier untersuchten Probanden lag eine Gonarthrose (Einteilung nach Kellgren/Lawrence Stadium III – IV) vor und bei einem Probanden Spinalkanalstenose. Bei 7 Probanden lag keine Gangpathologie vor (Kontrollgruppe).

Der Altersdurchschnitt der Gonarthrose-Gruppe lag bei 46,00 Jahren und der der Kontrollgruppe bei 41,71 Jahren.

Die Anordnung der Marker erfolgte im Abgleich mit den Testbedingungen, siehe Vicon Oxford. Die Anbringung der Marker, der Messinstrumente und Kabelführung der Geber erfolgte mit dem Ziel der möglichst präzisen Datenaufnahme, ohne die Beweglichkeit der Testperson einzuschränken. Nach EFL-Manualvorgaben wurde die Testung und die Anbringung der Messinstrumente so gestaltet, dass die Untersucher freien Blick auf die Probanden hatten.

Zudem wurde die Option der Intervention und die Leistung von Hilfestellungen bei Testdurchführungen auf dem Laufband des Rehasentrums Bad Pyrmont (Therapie-

zentrum Brunswiek) ermöglicht. Alle Testpersonen äußerten ihr Einverständnis zur Testteilnahme nach Erklärung des Testverlaufs, der eingesetzten Messinstrumente und der Testziele.

Die Datenakquisition wurde getrennt von der Testauswertung durchgeführt.

Für die erste Phase des Gesamtprojektes der Versuche mit den Winkel- und Beschleunigungsgebern sowie für diese Untersuchungen lag jeweils ein positives Votum der Ethikkommission vor.

2.2 Darlegung des Analysesystems Otto Bock und Testvorbereitung

Das GanganalySELabor Otto Bock in Göttingen verfügt über drei gekoppelte Messsysteme.

Das Kinetiksystem besteht aus in den Boden eingelassenen Kraftmessplatten (Kistler AG, CH) zur Messung der Bodenreaktionskräfte. Die Bodenreaktionskräfte werden in verschiedenen Richtungen gemessen: vertikal, medio-lateral und anterior-posterior.

Das Kinematiksystem (Vicon, Oxford Metrics, GB) besteht aus 6 Kameras zur Bestimmung der Markerposition im dreidimensionalen Raum.

Die 6 CCD-Kameras vom Typ M2 sind mit Hilfe von Stativen an die Wände des Labors montiert. Die passiven Marker werden an festgelegten markanten Knochenpunkten des Probanden angebracht und entsprechend mit den Kameras beim Analysevorgang aufgezeichnet. Durch Centroidberechnung der Kameras kann das Markerzentrum bestimmt werden, wodurch der optische Fehler der Randverzerrung beseitigt wird.

Um die Vergleichbarkeit zwischen den Systemen zu leisten, wurde die Marker-Positionierung im Sinne einer Überprüfung der von den Winkel- und Beschleunigungsgebern erhobenen Daten angepasst.

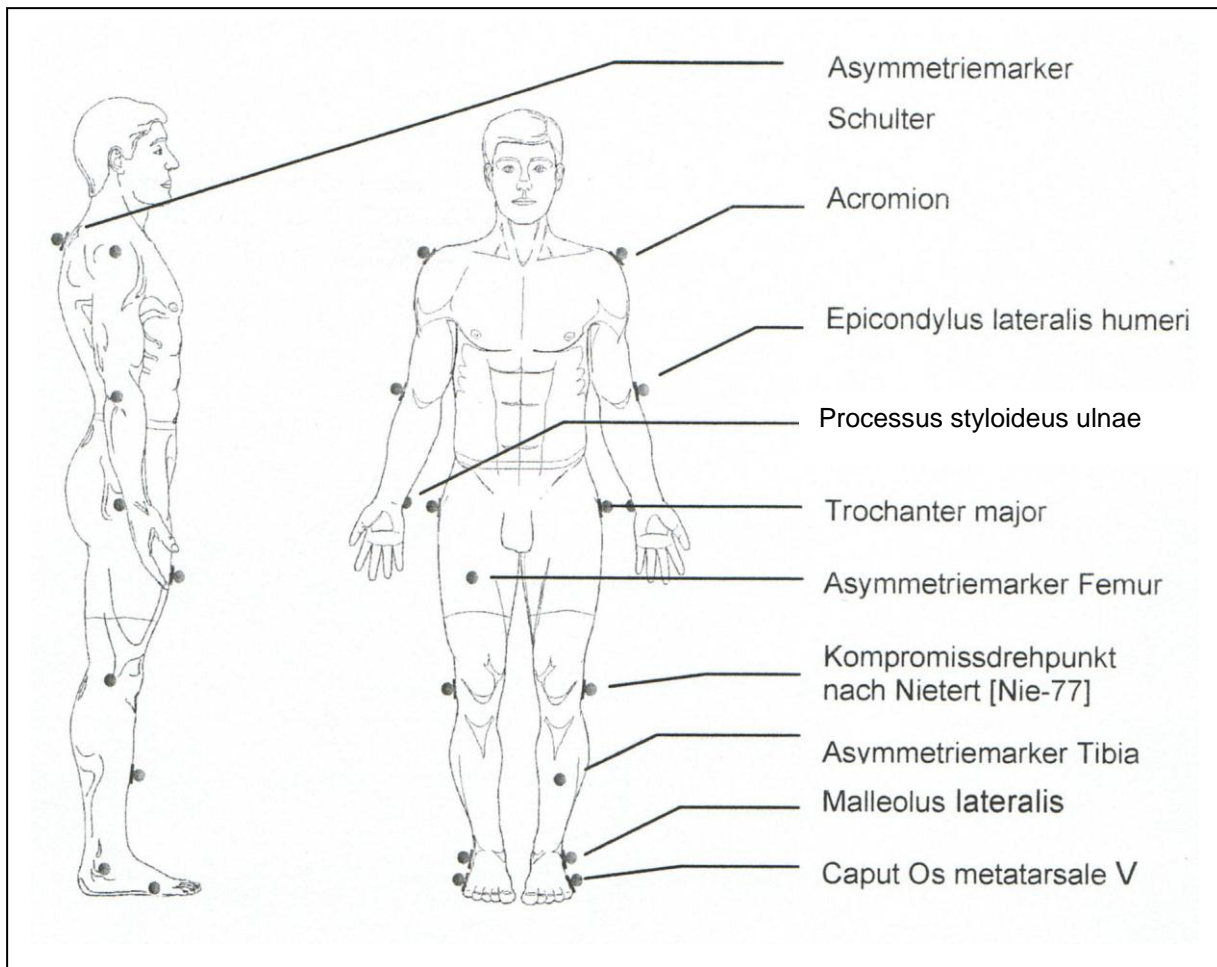


Abbildung 3: Marker-Positionierung System Otto Bock (s. Boxberg, 2004, S. 45)

Bei Prothesenträgern ist es problemlos möglich, die Marker an der Prothese zu befestigen. Durch die gleich bleibenden Prothesenausmaße besteht die Möglichkeit der Markierung und Anbringung der Marker an exakt derselben Stelle.

Die zwei Kraftmessplatten der Kistler Instrumente AG vom Typ 9287A bestehen aus einer Deckplatte und vier Vorspannelementen. Diese ermöglicht die Übertragung der Scherkräfte auf die vier Messpylonen. Die Kraftsensoren der Pylonen zerlegen die auftretenden Kräfte in eine vertikale, eine anterior-posteriore und eine medio-laterale Komponente.

Durch ein Lichtschrankensignal am Anfang der Gehstrecke werden die Kameras aktiviert und die Messung für einen vorher festgelegten Zeitraum gestartet.

Die Datenverarbeitung erfolgt an einem Vicon-PC mit Hilfe eines anwenderspezifischen Programms (Vicon Body Builder 3.5).

Nach Eingabe der patientenspezifischen Daten (Körpergröße, Gewicht etc.) und der messtechnischen Daten (Kamerafrequenz, Markersatz, Korrekturfaktor) kann der Versuch starten. Anschließend können mit den erhobenen Daten Momente, Kräfte, Winkel und Zeit-Distanz-Parameter berechnet werden.

Die ermittelten Bodenreaktionskräfte und die Daten der Kinematikmessung (120 Hz) werden auf 100 Werte pro Betrachtungsintervall normiert, um die erhobene Datenmenge zu verringern. Das Betrachtungsintervall entspricht der Dauer eines Doppelschrittes.

Die Software ordnet aufgrund der Markerbezeichnung die erhobenen Daten der entsprechend bezeichneten anatomischen Struktur zu.

Die Kalibrierung des Kinematiksystems dient der Bestimmung des systematischen Fehlers. Der systematische Fehler stellt eine gerichtete Größe dar, die über Vergleichsmessungen bestimmt und demnach korrigiert werden kann.

Die Anordnung der Kameras und Kraftmessplatten im Messvolumen, Funktions- bzw. Eichfehler führen zu dem systematischen Fehler, der durch die beschriebene Eingabe im Analyseprogramm herausgerechnet werden kann.

Zur Muskelaktivitätsbestimmung steht ein Elektromyographiesystem mit Noraxon 8-Kanal-Verstärker zur Verfügung.

2.3 Das Winkel- und Beschleunigungsgebersystem

Telemetriesystem

Der Empfänger der Daten ist ein RTFB 10 Kanal Receiver mit der Bezeichnung Glonner Electronic Noraxon OY. Die Winkel- und Beschleunigungsgeber werden über eine Kabelverbindung mit dem Empfänger verbunden, wobei jede einzelne Achse eines Winkel- bzw. Beschleunigungsgebers einen eigenen Kanal benötigt.

Folgendermaßen wurden die Kanäle besetzt:

- Kanal 1 = Beschleunigungsgeber- Fuß rechts a x
- Kanal 2 = Beschleunigungsgeber- Fuß rechts a y
- Kanal 3 = Winkelgeber - Fuß rechts
- Kanal 4 = Beschleunigungsgeber- Fuß links a x
- Kanal 5 = Beschleunigungsgeber- Fuß links a y
- Kanal 6 = Winkelgeber - Fuß links
- Kanal 7 = Winkelgeber - Rücken
- Kanal 8 = Beschleunigungsgeber- Rücken a x
- Kanal 9 = Beschleunigungsgeber- Rücken a y
- Kanal 10 = Beschleunigungsgeber- Rücken a z

Die über die Kanäle empfangenen Rohdaten wurden in dem Programm Noraxon-MyoResearch 2.02 mit einem Laptop aufgenommen und konnten mit dessen Hilfe entsprechend verarbeitet und gespeichert werden.

Die Datenauswertung erfolgte danach in dem Programm Microsoft Excel 2007®.

Beschleunigungsgeber

Die Erfassung des Weges kann, neben der klassischen Streckenmessung, über die im Ganglabor verwendete ortsgebundene dreidimensionale Videotechnik inklusive der entsprechenden Kamerasysteme oder über eine Beschleunigungsgeber-gestützte Analyse stattfinden.

Die Beschleunigungsgeber erfassen zunächst die Beschleunigungen, wobei dann in der Auswertung über Integration Geschwindigkeiten und Wege ermittelt werden

können. Jedoch werden durch Bewegung generierte Beschleunigungen mit der Erdbeschleunigung „g“ überlagert.

$$a_{\text{out}} = a - / + g$$

a = Beschleunigung (m/s²)

g = ca. 9,81 (m/s²) in unseren Breitengraden

Die verwendeten Beschleunigungsgeber des Unternehmens Freescale Semiconductor mit der Bezeichnung „MMA76260Q“, funktionieren nach dem Masse-Feder-Prinzip und sind als integrierte Schaltkreise konzipiert. Dieser hat einen Messbereich von +/- 2 g (Produktinformation Analog Devices, 2000). Die äußere auf den Sensor einwirkende Kraft F_a (Beschleunigungskraft) hat eine Auslenkung der in den Beschleunigungsgeber integrierten seismischen Masse zur Folge. Der integrierte sogenannte Synchrongleichrichter liefert dabei eine der Massenauslenkung proportionale Spannung. Diese Spannung dient als Eingangsgröße für einen integrierten Regler. An den Elektroden des Sensors liegt eine Ausgangsspannung des Reglers an, wobei es zu einer elektrostatischen Kraftwirkung kommt, die der von außen einwirkenden Kraft entgegenwirkt. Über dieses Prinzip stellt sich eine Auslenkung des Massestückes und somit eine Spannungsänderung an den Elektroden ein. Diese auf den Regler einwirkende Spannungsänderung bei einer von außen wirkenden Kraft F_a kann nun als Messgröße dienen. Durch einen Analog-Digital-Umsetzer (ADU) wird die elektrische Größe in eine digitale Größe umgewandelt. Anschließend werden diese im Rechner abgespeichert. Durch Integration können dann sowohl Geschwindigkeiten, als auch Wege erfasst werden.

Die Beschleunigungsgeber wurden vor Testbeginn mit Hilfe einer zweidimensionalen Wasserwaage kalibriert.

Kalibrierung - g.

- Der Beschleunigungsgeber wird gegen die Erdbeschleunigung „g“ (~ 9,81 m/s²) gedreht. Anschließend werden die Spannungswerte für einen Zeitraum von etwa 10 Sekunden aufgenommen.

Kalibrierung 0 g.

- Der Beschleunigungsgeber wird im waagerechten Zustand auf der Wasserwaage angeordnet, so dass keine Beeinflussung durch die Erdbeschleunigung stattfindet. Erneut werden die Spannungswerte für etwa 10 Sekunden registriert.

Kalibrierung + g.

- Zuletzt wird der Beschleunigungsgeber gegen die Erdbeschleunigung gerichtet. Die Spannungswerte werden erneut für etwa 10 Sekunden gemessen.

Der Beschleunigungsgeber MMA76260Q wurde von der Elektronikwerkstatt des „Instituts für anorganische Chemie“ der Georg-August-Universität Göttingen erstellt.

Winkelgeber

Der dreidimensionale Winkelgeschwindigkeitssensor ADXRS300 von Analog Devices wurde ebenfalls in der Elektronikwerkstatt des „Instituts für anorganische Chemie“ der Georg-August-Universität Göttingen konfektioniert. Die Funktionsweise des Winkelgeschwindigkeitssensors beruht auf einem integrierten schwingenden Massestück. Durch Bewegung entsteht ein Drehmoment an dem Massestück, das proportional der Winkelgeschwindigkeit „ ω “ ist. Durch Integration der Winkelgeschwindigkeit kann der Winkel ermittelt werden. Die Kalibrierung des Winkelgeschwindigkeitssensors erfolgt über einen Plattenspieler, der 5 verschiedene Umdrehungen pro Minute leistet (-33, -45, 0, +33, +45 U/Min.). In Abbildung 4 ist die Funktionsweise des entwickelten kombinierten Winkel- und Beschleunigungsgebers dargestellt. Die Beschleunigungen und Winkelgeschwindigkeiten werden in den drei Raumachsen bestimmt.

Durch Verwendung des beschriebenen Telemetriesystems werden die Signale drahtlos auf den Empfänger zu dem Rechner übertragen.

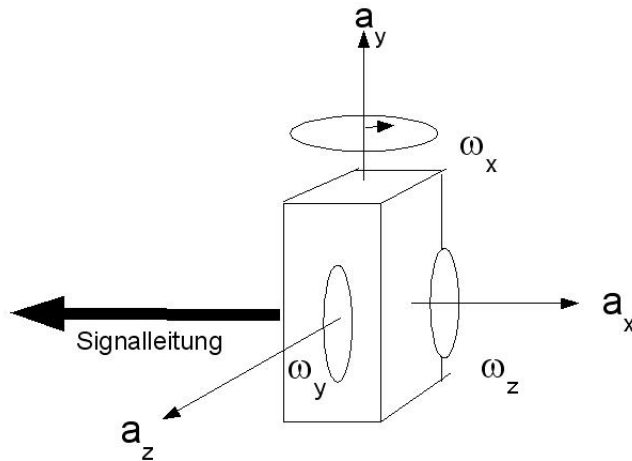


Abbildung 4: Funktionsschaltbild des kombinierten Winkel- und Beschleunigungsgebers

2. 4 Testdurchführung

Nach Aufnahme von Alter, Gewicht und Größe wurde die Testperson mit beiden Messsystemen ausgestattet. An einen passenden Gürtel wurde der Noraxon-Sender inklusive der Stromversorgung angebracht. Die Marker der videogestützten Analyse wurde nach den Testbedingungen des Vicon Kamerasystems durchgeführt. In Projektion auf den Massemittelpunkt der HAT-Einheit (BWK 10) wurde eine Messplatte an dem Rücken der Testperson befestigt. An die Eckpunkte wurden Reflektionsmarker und in den Mittelpunkt der Messplatte ein kombinierter Winkel- und Beschleunigungsgeber befestigt. Zusätzlich wurden symmetrisch an beiden distalen Unterschenkeln (etwa 10 cm über dem Malleolus lateralis) kombinierte Winkel- und Beschleunigungsgeber durch Klebefolien der Firma 3M, jeweils nach Reinigung der entsprechenden Hautareale, angebracht. Somit erfolgte die Applikation der Winkel- und Beschleunigungsgeber an Lokomotor sowie HAT-Einheit. Es ist nicht zwingend notwendig die Winkel- und Beschleunigungsgeber direkt auf der Haut zu appli-

zieren (s. Abb. 5, 6 und 7). Beispielhaft wäre es auch über einem Gymnastik- bzw. Trainingsanzug mit Gummigurten möglich.

Die Datenakquise wurde für die etwa 7,5 m bemessene Strecke des Ganglabors gleichzeitig für beide Systeme durchgeführt.

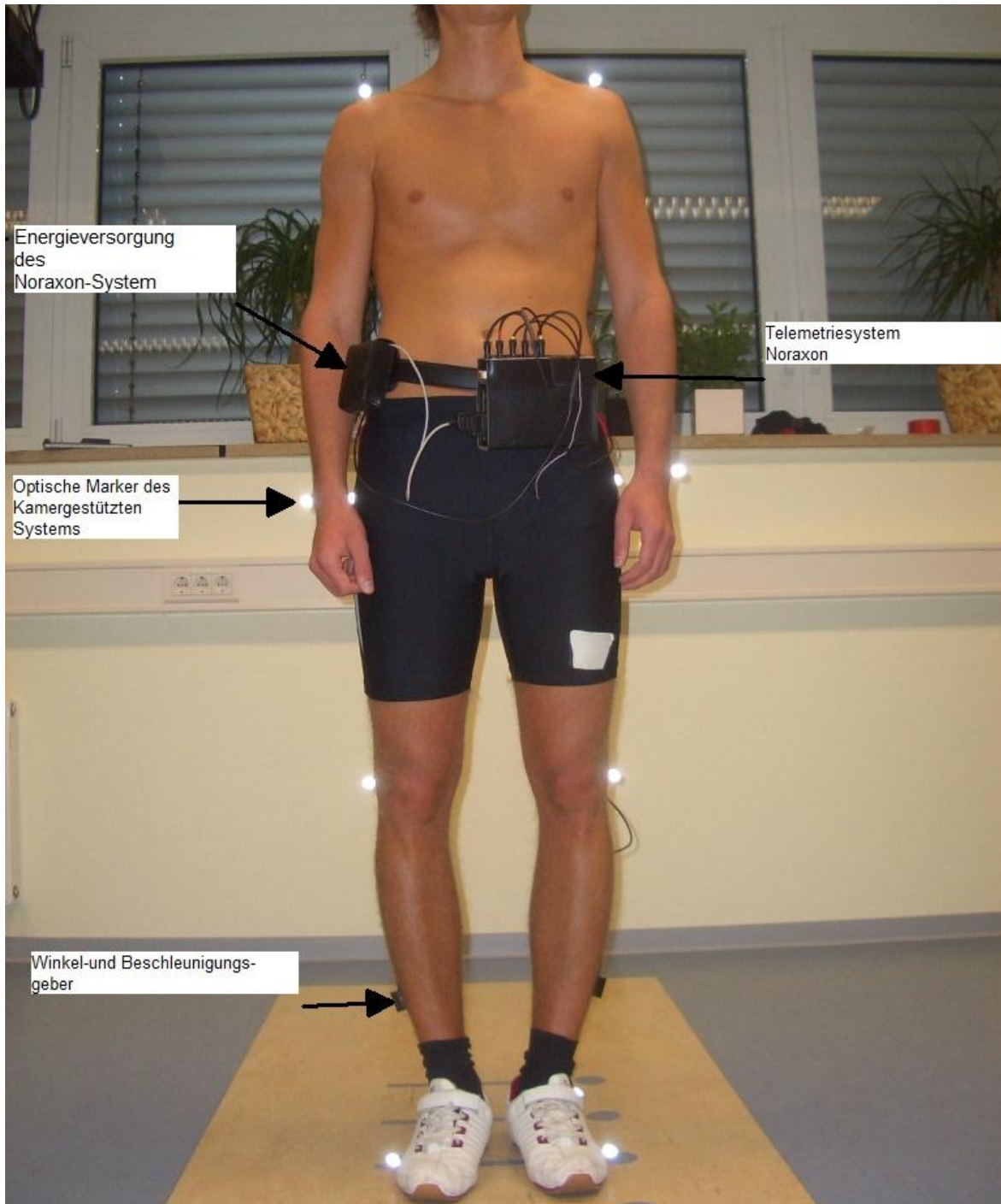


Abbildung 5: Applikation der Marker sowie der Winkel- und Beschleunigungsgeber (Vorderansicht)

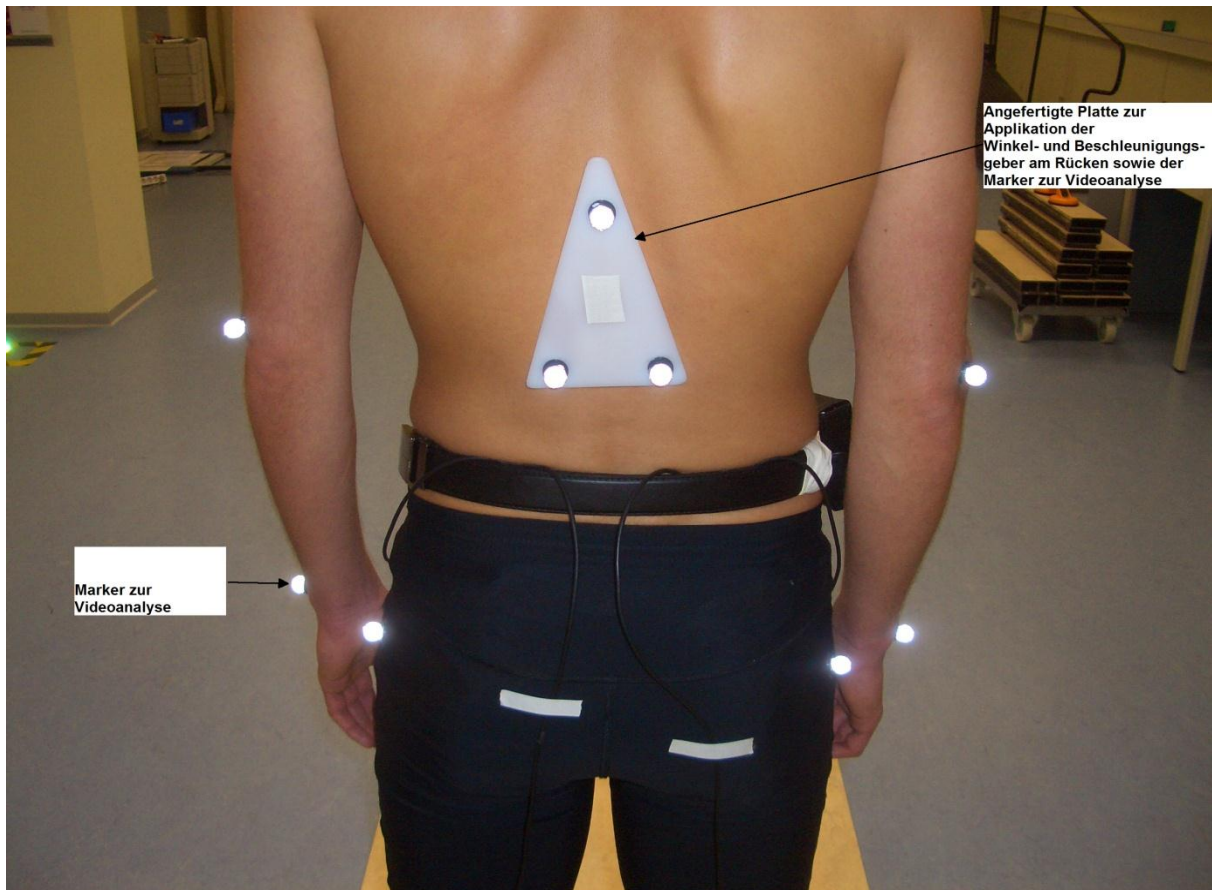


Abbildung 6: Applikation der Marker sowie der Winkel- und Beschleunigungsgeber (Rückansicht)

Zwei Lichtschranken im Bereich der Gehstrecke des Ganglabors definierten den Anfang und das Ende der Datenakquise beider Systeme für eine Messung.

Vor dem Versuchsbeginn wurde der Testperson mitgeteilt, mit welchem Schritt der Versuch gestartet werden soll. Zudem wurde stets ein Probeversuch zur Instruktion, Demonstration und Klärung offener Fragen durchgeführt.

Zunächst wurde die Testperson aufgefordert, im gewohnten Tempo und Ablauf die Gehstrecke des Ganglabors zu passieren. Dabei wurden mehrere Zyklen und somit Messungen durchgeführt.

Anschließend wurden Messungen erst mit vorn über gebeugter und dann mit nach hinten gebeugter HAT-Einheit durchgeführt, danach mit nach rechts und mit nach links gebeugter HAT-Einheit. Daraufhin erfolgten Messungen mit rechts

beziehungsweise links betontem Gangbild. Nach Abschluss der Messungen erfolgte eine getrennte Auswertung der Daten mit den jeweiligen Systemen.

Die Geländemessung erfolgte auf dem Sportareal der Universität Göttingen. Hierfür wurde die 400-Meter-Bahn ausgewählt, da diese Strecke nach EFL-Manual zu absolvieren ist. Der Proband wurde dafür entsprechend mit Sendeeinheit und dazugehöriger Energieversorgung sowie den Winkel- und Beschleunigungsgebern ausgestattet. Anschließend legte der Proband den definierten Weg zurück, wobei die Messung von Streckenbeginn bis Streckenende durchgeführt wurde. Die Auswertung der Testergebnisse erfolgte streng getrennt und ohne Kenntnis der jeweils anderen Ergebnisse.



Abbildung 7: Applikation der Marker am Unterschenkel

Zur Messung am Lokomotor wurden beidseits Beschleunigungsgeber lateral am Unterschenkel etwa 20 cm über der Ferse angebracht.

Die Reflektionsmarker zur Aufnahme mit dem Vicon-System wurden an den entsprechenden Knochenpunkten befestigt.

Zur Testdurchführung der Versuche im Rehaszentrum Bad Pyrmont (Therapiezentrum Brunswiek) wurde zuerst eine Anamnese des Probanden erstellt, anschließend wurden die Geber in gleicher Weise wie zuvor bei der Testung im Ganglabor appliziert.

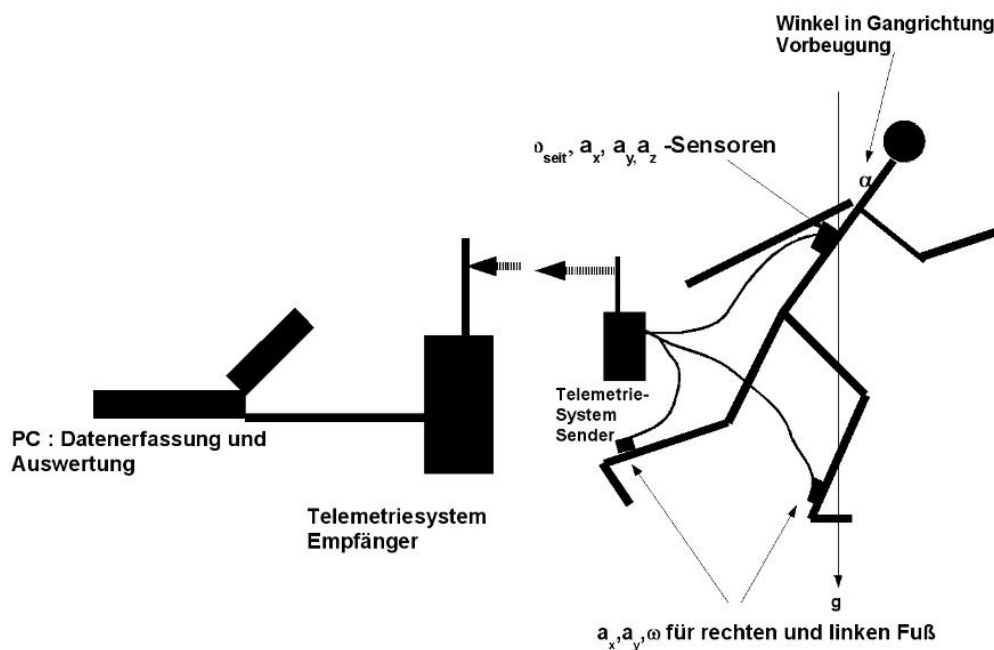


Abbildung 8: Prinzip der Datenerfassung

Der Proband wurde vor Versuchsdurchführung gebeten, das Laufband zu testen und sich auf seine individuelle Alltagsgeschwindigkeit einzustellen. Danach wurde der Proband gebeten, eine Strecke von 501m in typischer und alltagsentsprechender Weise zurückzulegen.

Ein erster Überblick konnte durch die direkte Datenaufnahme im Programm NoraxonMyoResearch 2.02 gegeben werden.

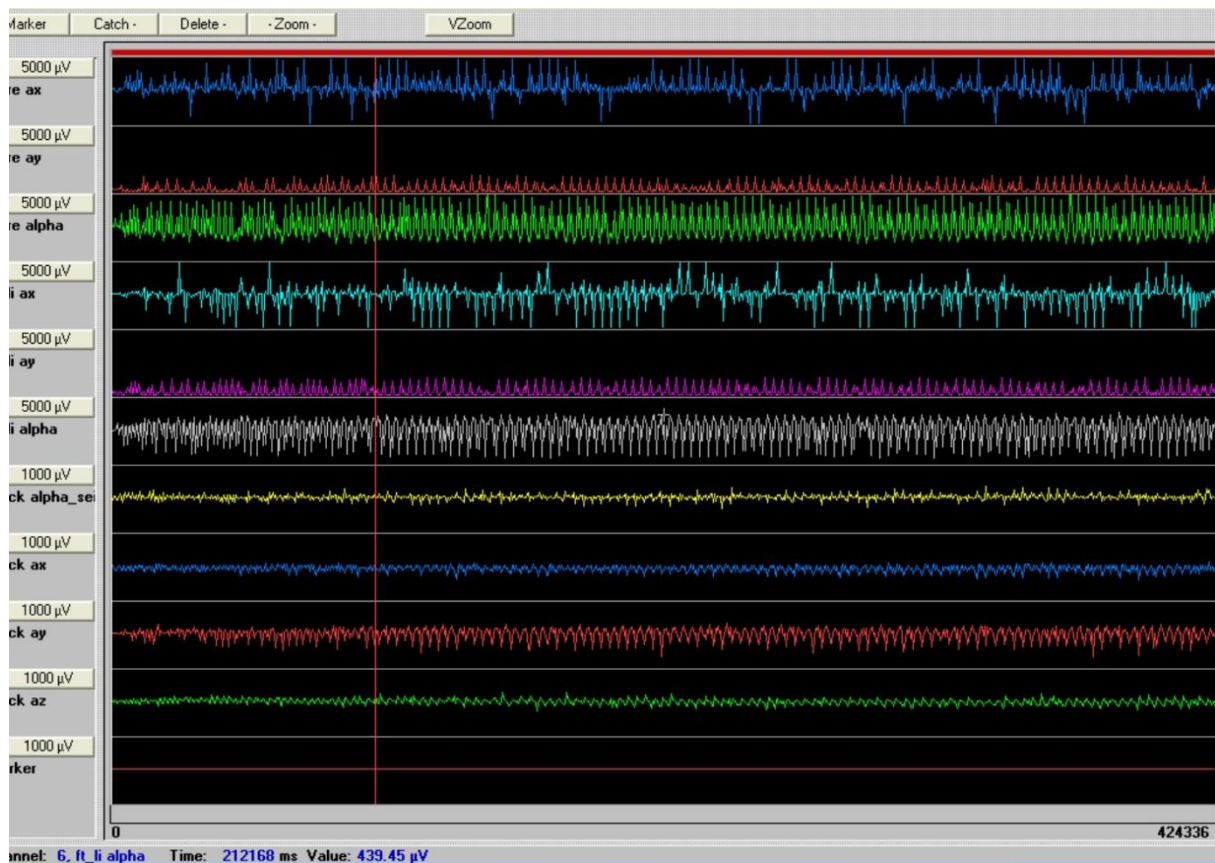


Abbildung 9: NoraxonMyoResearch 2.02 - Überblick nach Versuchsdurchführung

2.5 Statistik

Der t-Test stellt einen Hypothesentest dar, der Annahmen über den Erwartungswert mit unbekannter Standardabweichung überprüft. Insgesamt geht es um eine signifikante Unterscheidung zweier Stichproben im arithmetischen Mittel.

Als signifikant bezeichnet man Aussagen, denen eine statistische Sicherheit von 95 % zugrunde gelegt wird.

Clauß und Ebner (1985) bezeichnen eine Irrtumswahrscheinlichkeit von

- $> 0,05$ nicht signifikant
- $\leq 0,05$ signifikant
- $\leq 0,01$ sehr signifikant
- $\leq 0,001$ hoch signifikant.

Der p-Wert gibt wiederum die Wahrscheinlichkeit an, dass der statistisch ermittelte Unterschied zufällig zustande gekommen ist (s. Bender und Lange, 2007).

Unter Varianzanalyse versteht man die quantitative Untersuchung verschiedener Einflussgrößen auf die Versuchsergebnisse (s. Sachs, 2004).

Pearsonscher Korrelationskoeffizient

Die Korrelation beschreibt den Zusammenhang zwischen den gemessenen Größen, während die Regression den Zusammenhang zwischen einer vorgegebenen Größe unter einer dazu entsprechenden gemessenen Größe angibt. Der Koeffizient beschreibt wiederum die Qualität des Zusammenhanges in einem berechneten Intervall.

Hierüber kann eine Aussage über die Qualität des Zusammenhanges gemacht werden.

Konfidenzintervall

Das Konfidenzintervall stellt eine mathematische Hilfe zur Schätzung eines zu bestimmenden nicht bekannten Parameters dar. Mit einer Wahrscheinlichkeit von 95 % enthält das sogenannte 95 % - Konfidenzintervall den gesuchten Parameter. Es lassen sich somit Schlüsse bezüglich der statistischen Signifikanz aus dem berechneten Konfidenzintervall ziehen.

3. Darstellung der Untersuchungsergebnisse

3.1. Testung und gewählte Parameter

Untersucht wurden 20 Probanden (17 Männer, 3 Frauen).

Die Probanden wurden in 2 Gruppen aufgeteilt.

Gruppe I = 13 Probanden, davon 12 Probanden mit der Grunderkrankung Gonarthrose (Proband 1 – Proband 12) und ein Proband mit Spinalkanalstenose (Proband 13)

Gruppe II = 7 ganggesunde Probanden als Kontrollgruppe (Proband 14 – Proband 20)

Bei beiden Gruppen lagen gleiche Untersuchungsbedingungen und ein identischer Testaufbau vor.

Zusätzlich wurde im Rahmen vorheriger Untersuchungen das Winkel- und Beschleunigungsgeber gestützte Ganganalysesystem mittels des videogestützten Systems (Otto Bock Ganglabor Göttingen) verifiziert.

Die aufgenommenen Daten wurden nach Versuchsdurchführung ausgewertet (siehe Abschnitt 3.3). Eine Kurvendiskussion wurde nach Auswertung der Rohdaten durchgeführt.

Ausgewertete Parameter

Es wurden folgende Parameter im Hinblick auf eine Minimalisierung der Parameter und zur Differenzierung zwischen Pathologie und Norm ausgewählt und ausgewertet:

- Die Schrittkadenz (Schritte pro Min.) wurde über die Winkelgeschwindigkeitssensoren an den Unterschenkeln gemessen, über Integration wurde der Winkel bestimmt.

Die Anzahl der Extrema im Winkelverlauf pro Min. ergibt die Schrittkadenz.

- Die Ganggeschwindigkeit: Mit einer Stoppuhr wurde die benötigte Zeit der zu absolvierenden Strecke von 500 m gemessen und somit die Ganggeschwindigkeit $v = s / t$ bestimmt.
- Die Schrittdifferenz Δ Zeit beschreibt die zeitliche Differenz der Extrema im Winkelverlauf im Rahmen einer Mittelwertbildung zwischen rechts und links und stellt einen Symmetrieparameter dar.
- Der Winkelverlauf Δ rechts/links beschreibt die absolute Differenz der Extrema im Winkelverlauf im Rahmen einer Mittelwertbildung zwischen rechts und links und stellt ebenfalls einen Symmetrieparameter dar.
- Der dynamische Seitenwinkel wird über den Winkelgeschwindigkeitssensor an der HAT-Einheit bestimmt und gibt den maximalen Winkelverlauf nach rechts und links im zeitlichen Ablauf an. Die dynamische Schwankungsbreite ist die minimale Amplitude, subtrahiert von der maximalen Amplitude und gibt die Breite der Schwankung an der HAT-Einheit an.
- Die Vorneigung wird über den Beschleunigungsgeber der HAT-Einheit, der nach dem Prinzip der Wasserwaage funktioniert, gemessen und gibt die Neigung des Probanden in der Sagittalebene nach vorne an.

3.2 Vergleich videogestützte Ganganalyse „Otto Bock“ mit Winkel- und Beschleunigungsgeber- gestützter Analyse

In der folgenden Abbildung wird der Vergleich der interzyklischen Geschwindigkeit im Verlauf dargestellt.

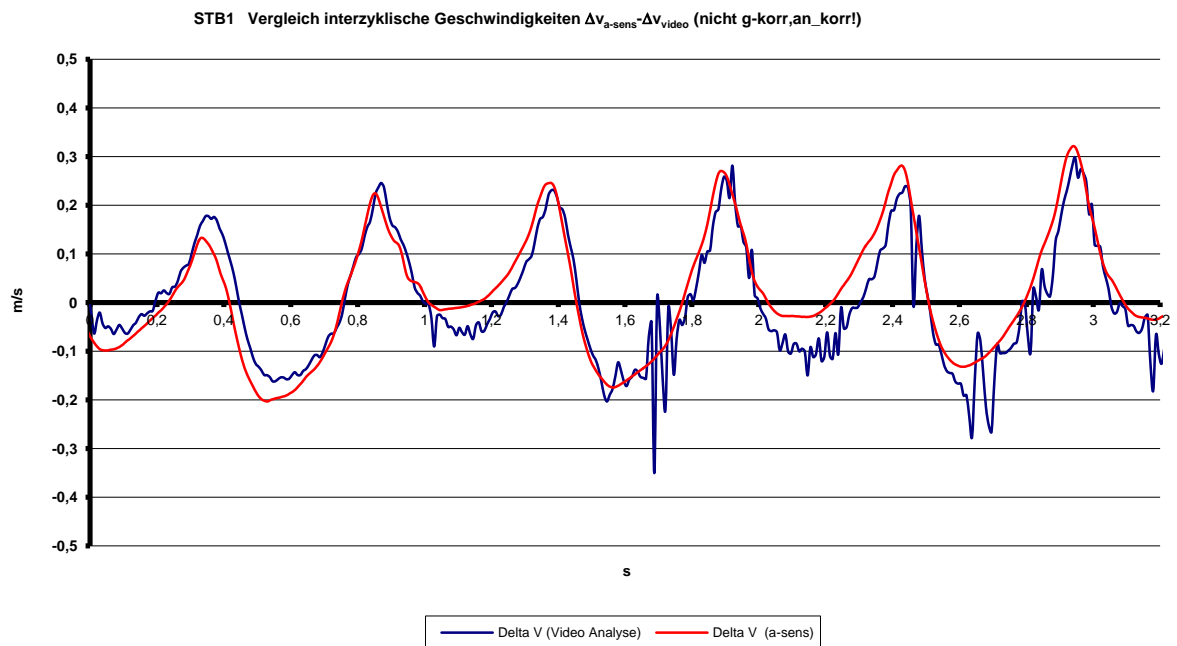


Abbildung 10: Vergleich der Systeme - Interzyklische Geschwindigkeit

Hier wird die Übereinstimmung der Seitenneigung durch die Videoanalyse und durch den Winkelgeschwindigkeitssensor im Massemittelpunkt der HAT-Einheit (etwa BWK 10) dargestellt.

STB1 Vergl Winkelgeschw.-sensor - Videoanalyse

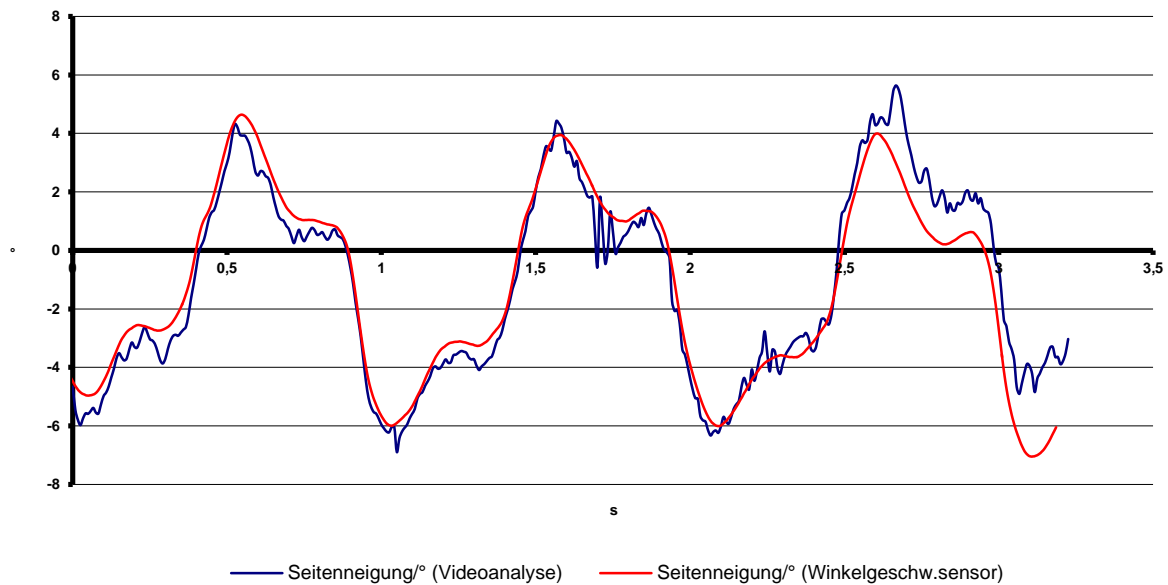


Abbildung 11: Vergleich der Systeme - Seitenneigung

Anschließend folgt die Darstellung der Vorneigung im Verlauf des Gangzyklus.

Der Mittelwertverlauf wurde durch eine Trendlinie in Excel berechnet.

Die erhaltene Trendlinie kann durch ein Polynom beschrieben werden.

Die Drift ergibt sich aus den Standardfehlern der angewandten Systeme. Insgesamt zeigt sich, dass Winkelverläufe geringer als Beschleunigungswerte driften (Überlagerung der Erdanziehung).

Es bleibt bei den Beschleunigungsgebern zu beachten, dass diese zur Bestimmung der Lage bezogen auf den Gravitationsvektor „g“ eingesetzt werden.

Der Standardmessfehler für die Beschleunigungsgeber liegt insgesamt bei maximal 5 %. Ursächlich hierfür sind die annähernd ellipsoide Form der Erde, die Rotation, die geographische Breite an dem jeweiligen Untersuchungsort und die Höhe über dem Meeresspiegel. Als Beispiele hierfür seien unterschiedliche Erdbeschleunigungen in Abhängigkeit von der geographischen Lage genannt:

- $9,78033 \text{ m/s}^2$ am Äquator
- $9,80620 \text{ m/s}^2$ auf dem 45. Breitengrad
- $9,83219 \text{ m/s}^2$ an den Polen.

Die Schaltprotokolle für die Beschleunigungsgeber sind im Anhang auf S.101 zu finden.

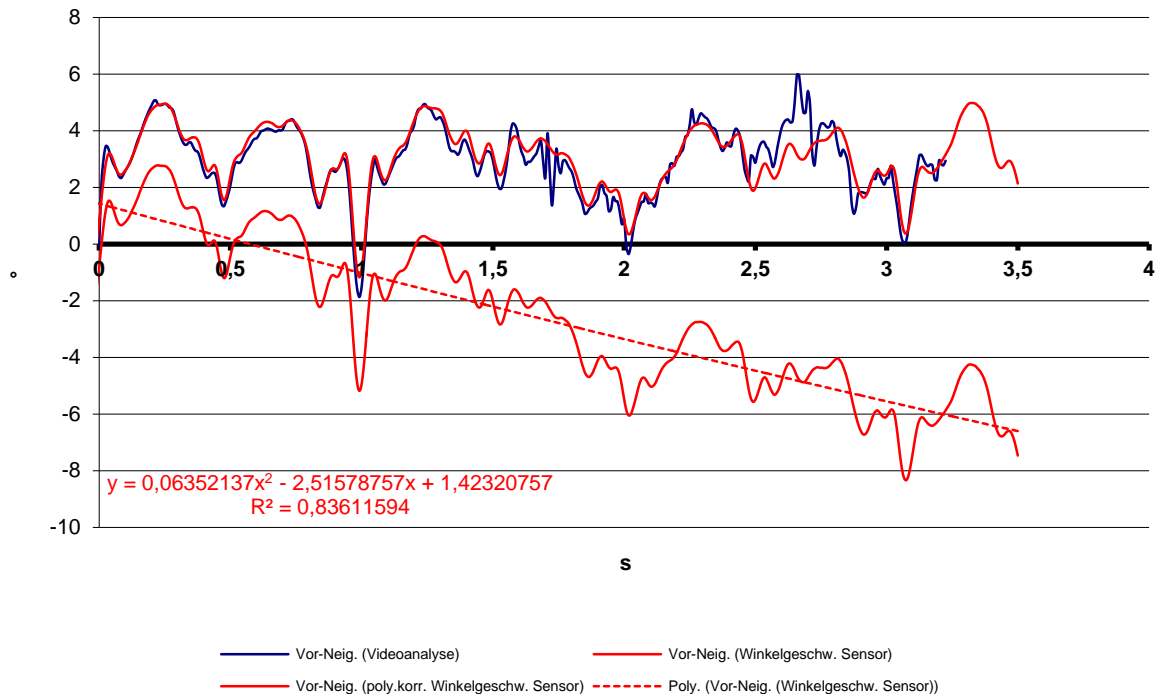


Abbildung 12: Vergleich der Systeme - Vor- /Rückneigung

Fehlerabschätzung der Winkelgeber

Der dreidimensionale Winkelgeschwindigkeitssensor ADXRS300 von Analog Devices, dessen Funktionsweise auf einem integrierten schwingenden Massestück beruht, wurde mit Hilfe eines Plattenspielers mit 7 verschiedenen Umdrehungen pro Minute (-78, -33, -45, 0, +33, +45, +78 U/Min.) kalibriert.

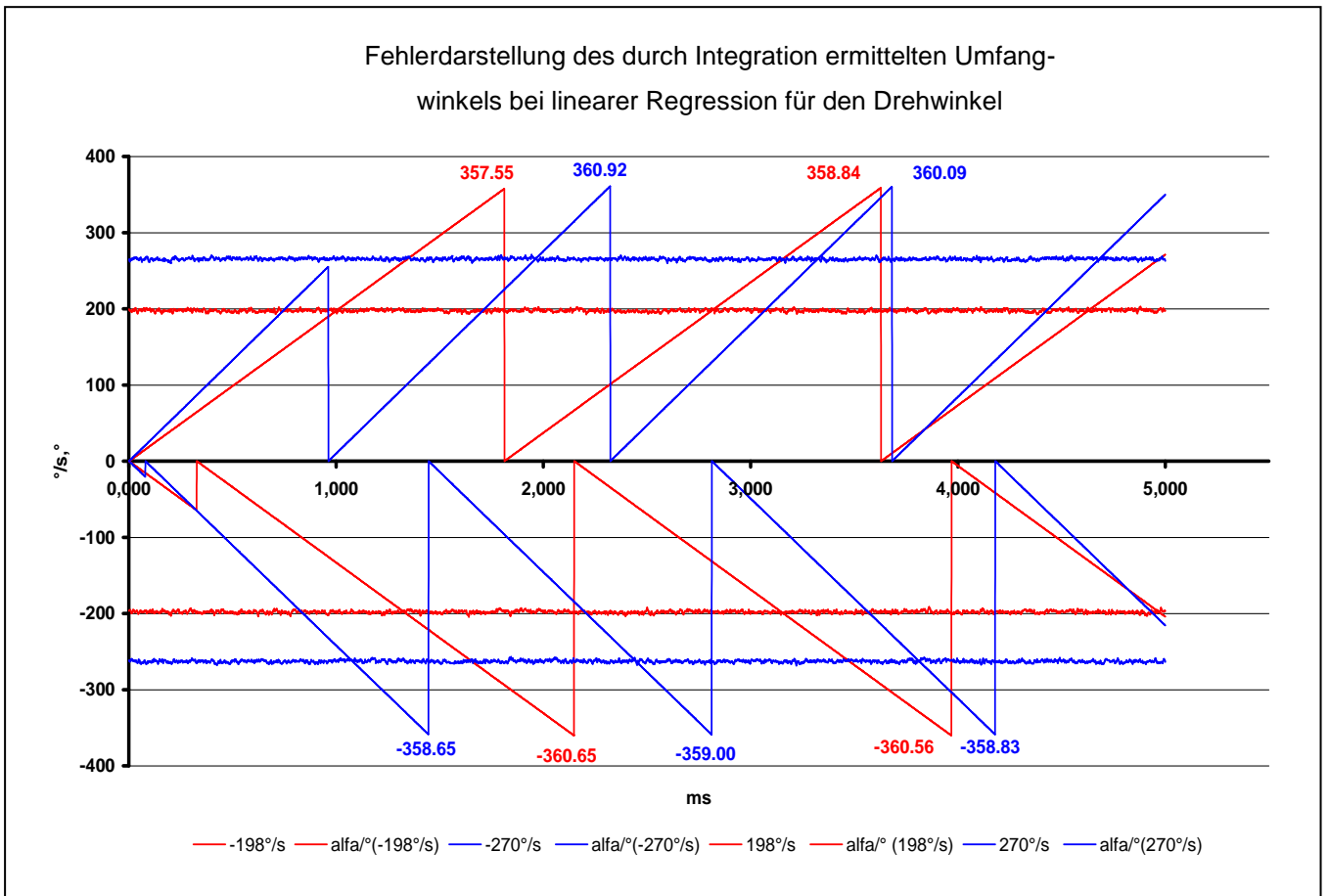


Abbildung 13: Fehlerdarstellung des durch Integration ermittelten Umfangwinkels bei linearer Regression für den Drehwinkel

In einer gleichförmigen Drehung kann eine Winkeländerung durch die zeitliche Änderung (Δt) beschrieben werden. Ein voller Umlauf entspricht hier 360° .

Mit einer Lichtschranke wurde die Zeit für eine Umdrehung gemessen und somit der Winkelgeber kalibriert.

Fehler des Drehwinkels bei linearer Regression

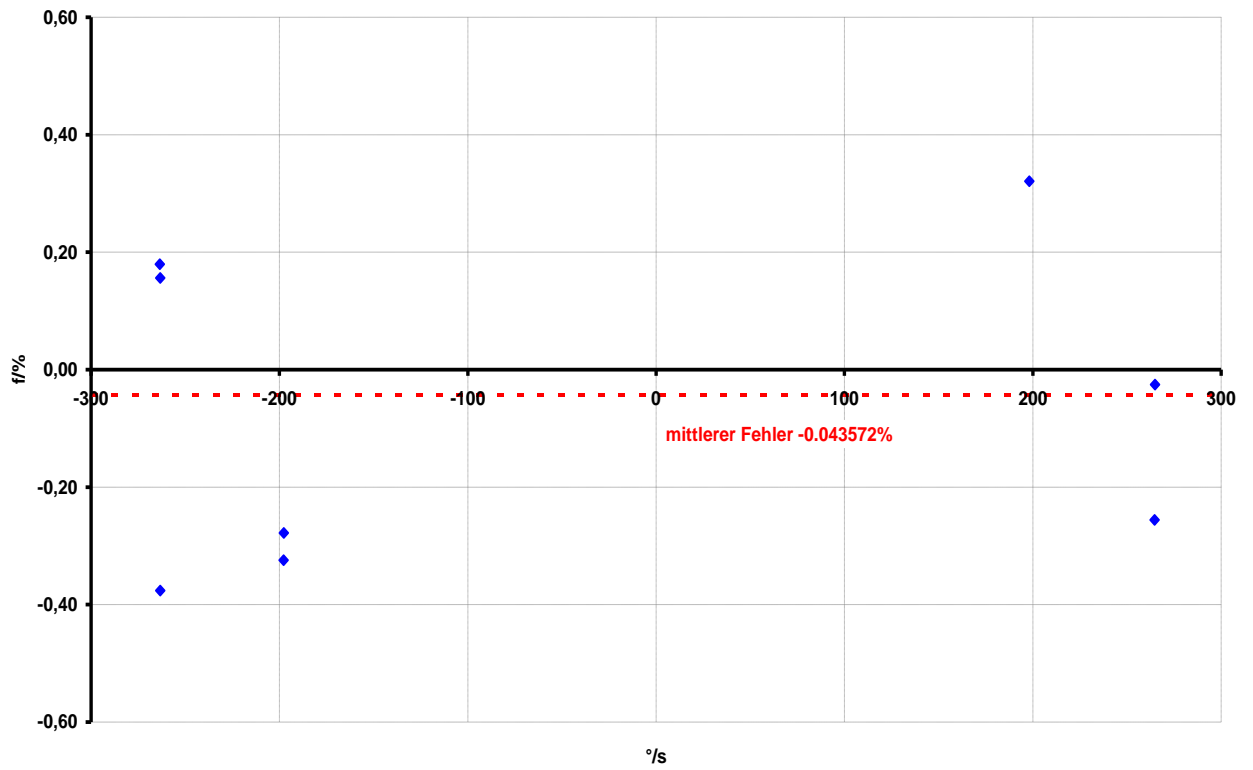


Abbildung 14: Fehler des Drehwinkels bei linearer Regression

Aus den zeitlichen Differenzen zwischen Winkelgeber und Lichtschrankengeber ergibt sich ein mittlerer Messfehler von -0,043572 %.

3.3 Winkel- und Beschleunigungsgeber gestützte Ganganalyse beispielhaft an einem ganggesunden Probanden

In der folgenden Abbildung sind die Winkelgeschwindigkeiten bei einem gesunden Probanden aufgeführt. Das Rückführen des Fußes stellt sich in der Grafik mit den Maxima bei etwa +20 Grad bis etwa -40 Grad dar. Das Vorführen des Fußes bis zum erneuten initialen Bodenkontakt im Rahmen der Doppelschrittdauer ist suffizient erfasst. Der Schrittwinkel beider Beine sowie die Veränderung der Winkelverläufe sind über die beschriebenen Auswertemethoden im Intervall im gesamten Verlauf bestimmbar.

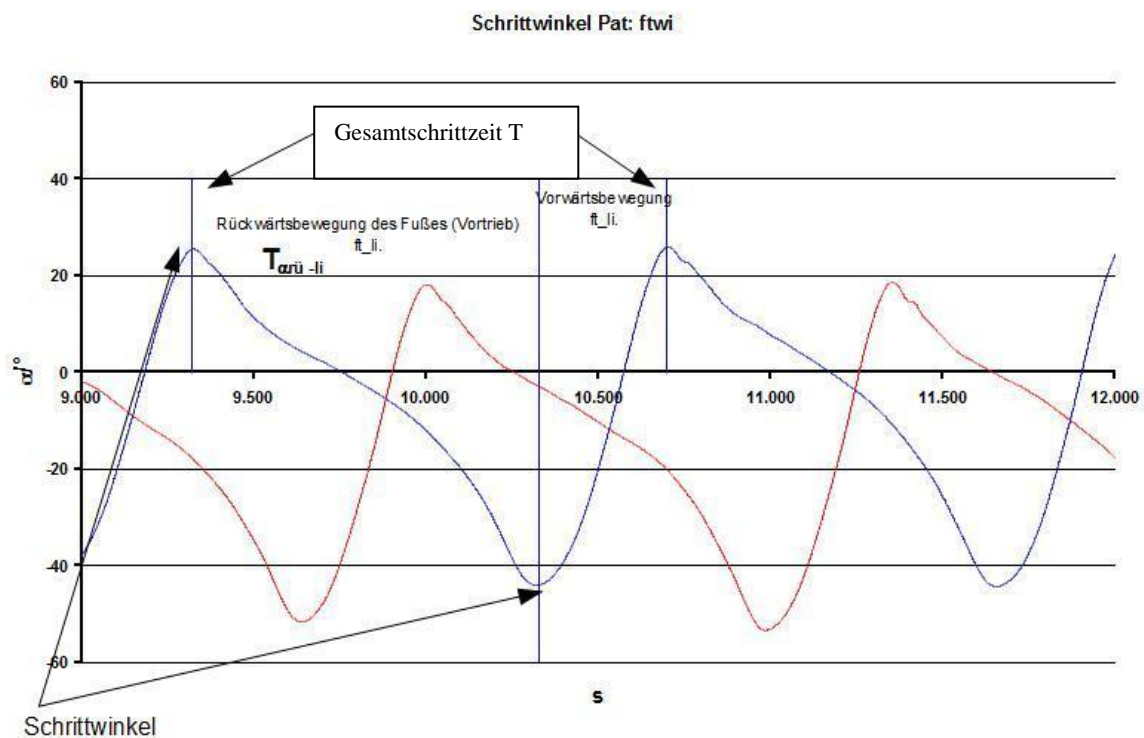


Abbildung 15: Darstellung der intrazyklischen Messwerte bei einem gesunden Probanden

Hier kann über die Maxima der Winkelverläufe die Symmetrie des Gangverlaufes im Rahmen der Doppelschrittdauer messtechnisch verifiziert werden.

Die intrazyklischen Messwerte zeigen ein symmetrisches Gangmuster zwischen rechter und linker Extremität. Dies wird durch die annähernd exakt gleichen Abstände im Gangverlauf sowie durch den Winkelverlauf zwischen rechts und links deutlich.

In Abbildung 17 und 18 ist der Gangverlauf eines ganggesunden Probanden (Proband 19) über eine Strecke von 500 m aufgezeichnet. Der Proband benötigte dafür etwa 5 Min. 30 s, was einer durchschnittlichen Geschwindigkeit von etwa 1,45 m/s entsprach (Normwert: 1,2 - 1,5 m/s). Die Geschwindigkeit wurde nach einer kurzen Gewöhnungszeit an das subjektive gewohnte Gangtempo angepasst.

Die dynamische Schwankungsbreite des Probanden, der durch den angebrachten Rückenmarker erfassten Daten entspricht im Verlauf etwa 4 Grad. Mittels des Konfidenzintervalls wurden die dynamische Schwankungsbreite und die Vorneigung der akquirierten Daten des untersuchten Probanden im Verlauf bestimmt.

Messtechnisch wurde hier die Amplitude (maximale Auslenkung einer sinusförmigen Wechselgröße) im zeitlichen Verlauf bestimmt und die Differenz zwischen Minimum und Maximum im Amplitudenverlauf gebildet. Hieraus ergibt sich der Parameter des Dynamischen Seitenwinkels sowie der Vorneigung im Verlauf.



Abbildung 16: Messung Dynamischer Seitenwinkel

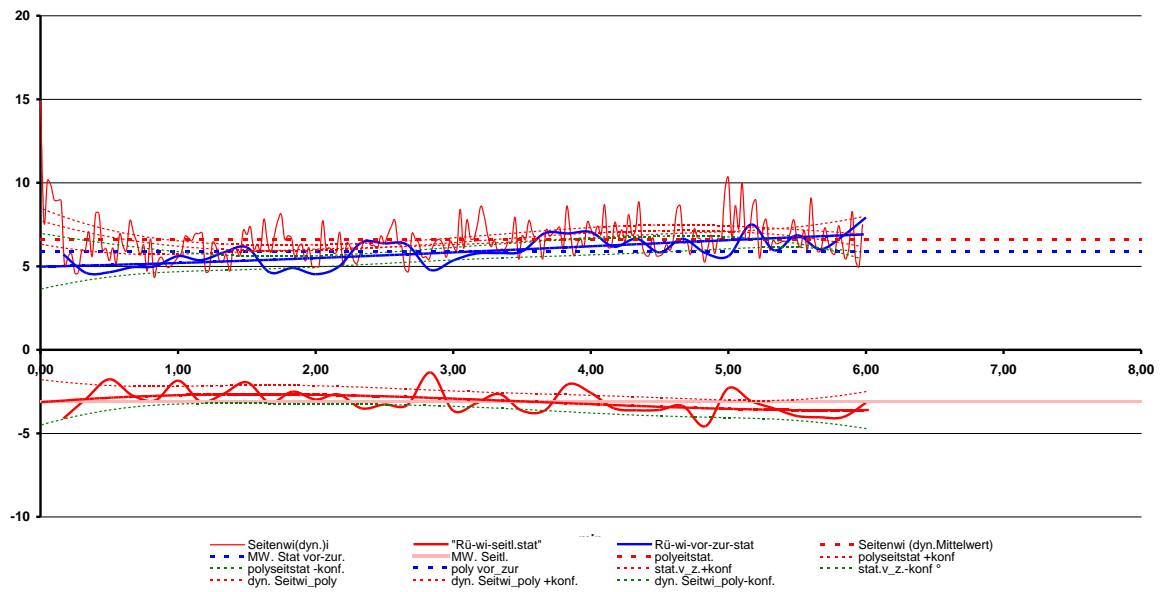


Abbildung 17: Rückengeber beim Ganggesunden (Proband 19)

Die Symmetrieparameter der Beine zeigen einen kongruenten Verlauf mit einer weitgehend konstanten Schrittkadenz von etwa 110 pro Minute. Es zeigt sich eine Übereinstimmung der über Mittelwertberechnung bestimmten Winkelverläufe zwischen rechts und links. Als weiterer wichtiger Parameter wurde die zeitliche Differenz der Schrittlänge zwischen rechts und links gemittelt (Schrittdifferenz Δ Zeit), die bei diesem Probanden einen symmetrischen Verlauf zeigt.

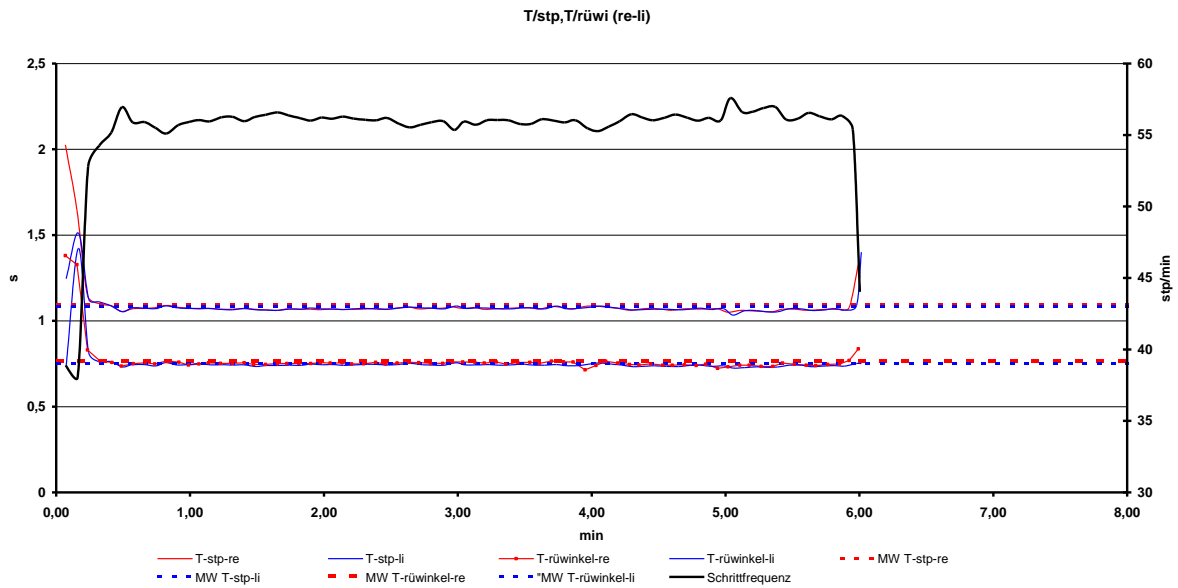


Abbildung 18: Schrittkadenz und Vergleich der Schrittwinkel (Proband 19)

3.4 Winkel- und Beschleunigungsgeber gestützte Ganganalyse beispielhaft an einem gangkranken Probanden

In Abbildung 19 ist der Gangverlauf eines Probanden (Proband 13) mit dem Krankheitsbild einer Spinalkanalstenose dokumentiert.

Es zeigt sich ein disharmonisches Gangbild mit typischer Zunahme der Vorneigung als Kompensation und dem ersten Gangabbruch nach etwa viereinhalb Minuten (Pfeil 1). Zusätzlich fallen eine abnorme Asymmetrie zwischen rechter und linker Extremität sowie eine vermehrte Schwankungsbreite der HAT-Einheit auf. Nach etwa anderthalb Minuten Pause fängt der Proband erneut mit dem Gangzyklus an. Diese Veränderungen im Kurvenverlauf sind im Vergleich zu Proband 19 als signifikant pathologisch zu werten (vgl. Abb. 17 und 18).

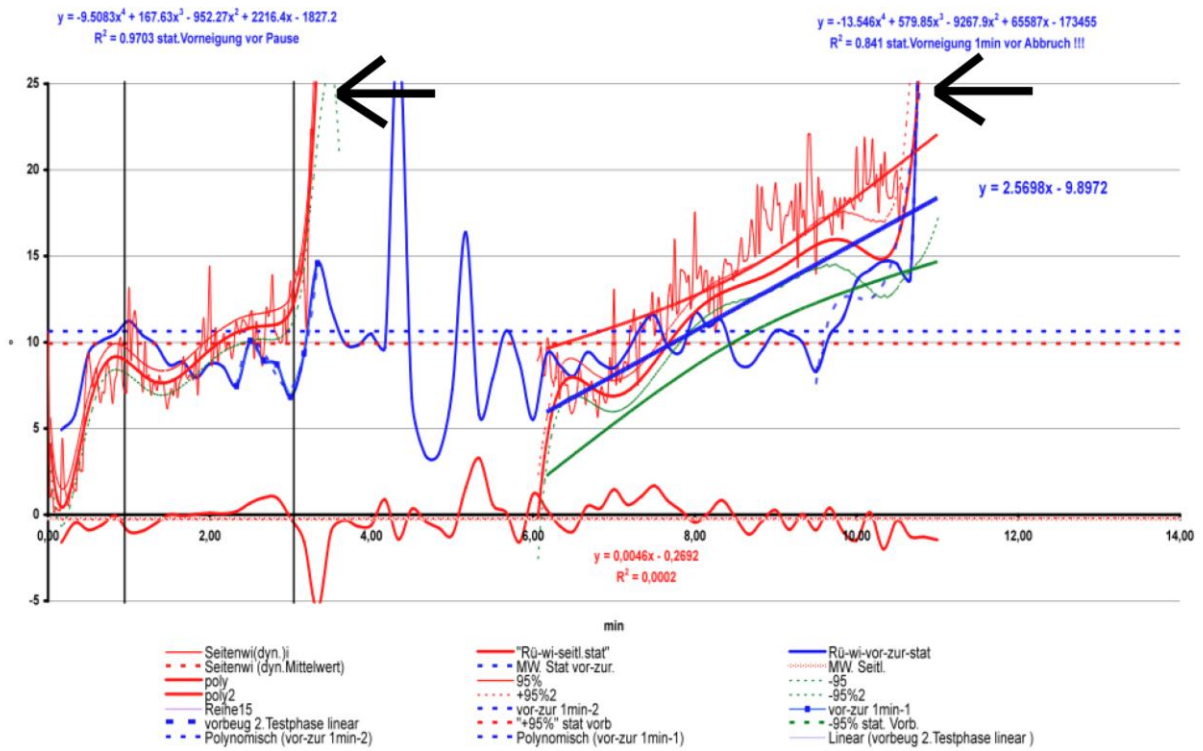


Abbildung 19: Darstellung der Ergebnisse des Rückengebers bei einem Probanden mit Spinalkanalstenose



Abbildung 20: Vorneigung des Probanden (siehe Pfeil oben)

Beim Kurvenanpassungsverfahren wurde auf eine Polynombasis zurückgegriffen, da Anstiegsveränderungen im längerfristigen Gangverlauf (mehrere Min.) analytisch mittels eines Polynoms besser dargestellt werden können.

Eine lineare Darstellung wird mathematisch zu einer breiteren Streuung der Werte führen und es können spezifische Veränderungen im Verlauf nicht im gleichen Maße exakt dargestellt werden.

Wie im vorigen Abschnitt zeigen sich über einen Zeitraum von etwa vier Minuten eine zunehmende dynamische Schwankungsbreite der HAT-Einheit (max. $12,5^\circ$), eine abnorme Asymmetrie zwischen rechter und linker Extremität sowie erneut eine deutliche Vorneigung (siehe Abb. 18) im Verlauf bis zum 2.Gangabbruch (Pfeil 2).

Die Schrittkadenz lag bei etwa 82 pro Min., wie in folgender Abbildung dargestellt ist.

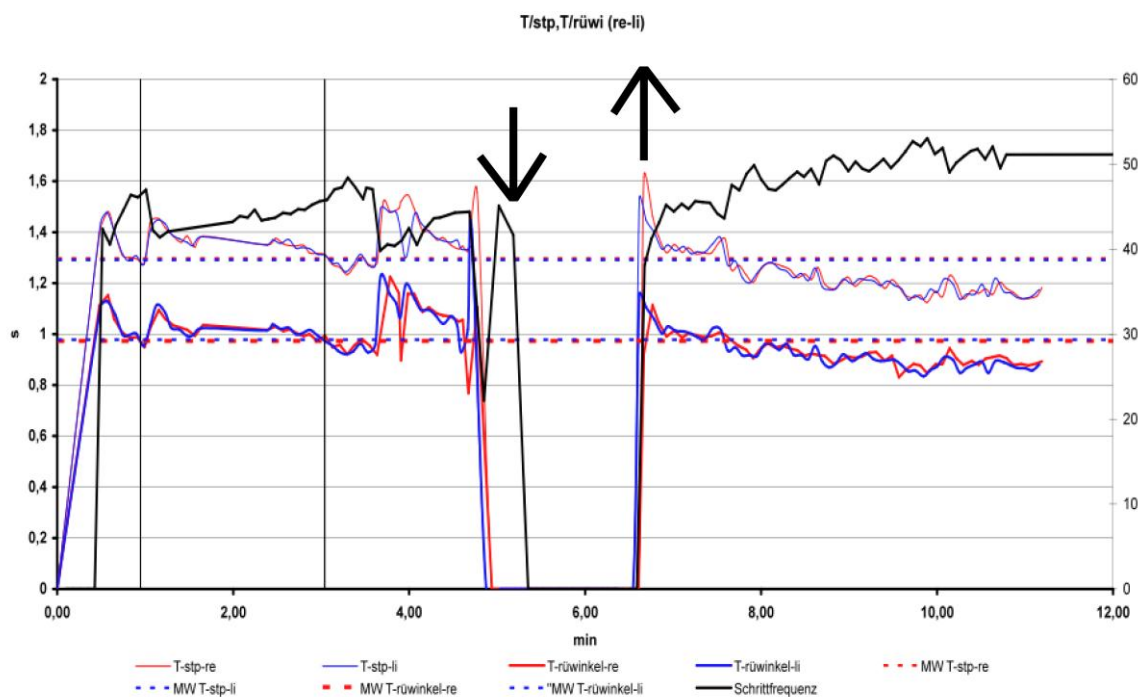


Abbildung 21: Verlauf des Lokomotors bei einem Probanden mit Gangabbruch

In Abbildung 22 zeigt sich eine deutliche abnorme Asymmetrie (Proband 1) zwischen rechts und links, wobei eine deutliche Verkürzung des Schrittes mit reduziertem Winkelverlauf der erkrankten Seite vorliegt.

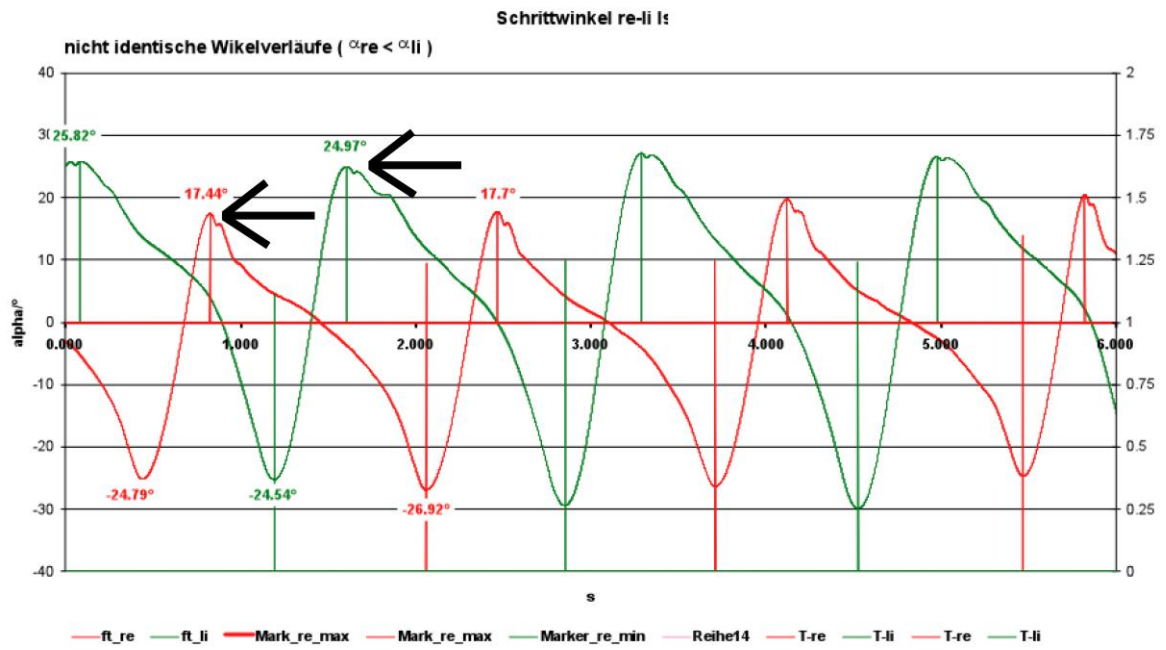


Abbildung 22: Asymmetrie zwischen rechter und linker Extremität

4. Diskussion der Ergebnisse

4.1 Diskussion der Ergebnisse bei Probanden mit Gonarthrose

Kramers- de Quervain et al. (2008) geben als Normwert der Schrittkadenz 105 bis 130 pro Minute an. Ein langsames Gehen als eine Schrittkadenz von 80 pro Minute ist nicht mit einem flüssigen symmetrischen Gangbild vereinbar.

Die Testergebnisse zeigen im Mittel eine reduzierte Schrittkadenz (Signifikanzniveau: $p < 0,01$) der Gonarthrose-Gruppe (1) im Durchschnitt (98 stp/min), während die Kontrollgruppe im Mittel in der Norm liegt (116 stp/min).

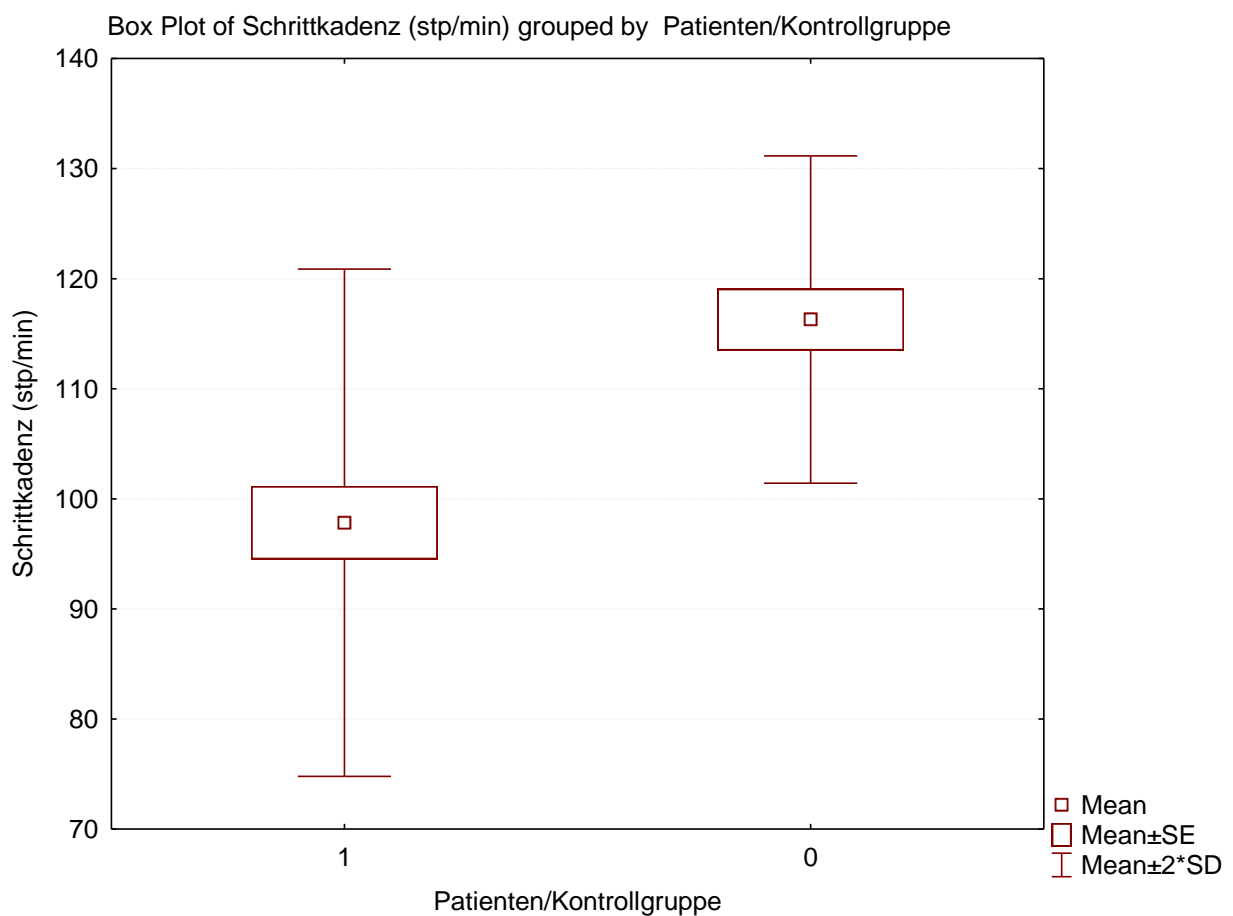


Abbildung 23: Schrittkadenz

Die Norm der Ganggeschwindigkeit wird in der Literatur mit 1,2 bis 1,5 Meter pro Sekunde angegeben.

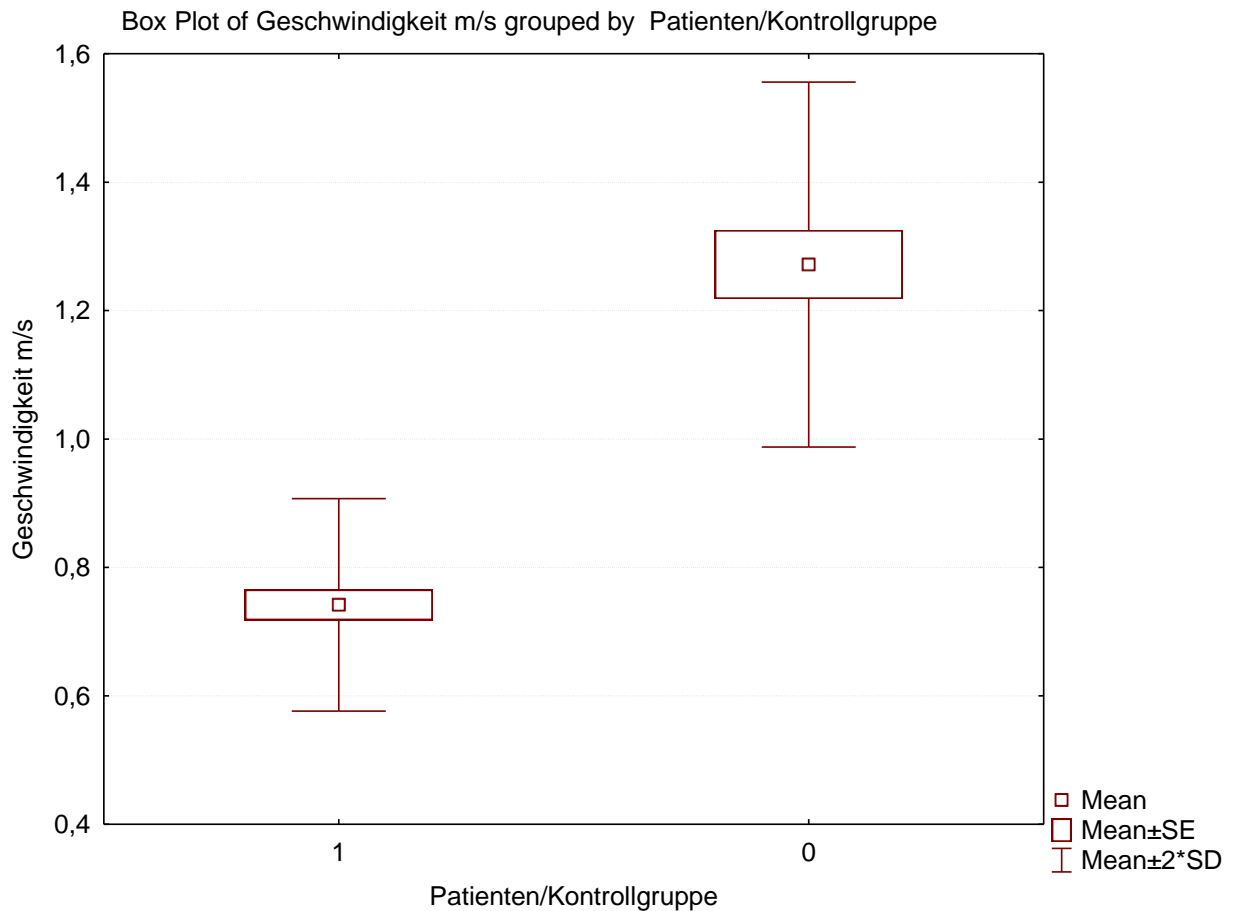


Abbildung 24: Ganggeschwindigkeit

Die Ganggeschwindigkeit ist in der Gonarthrose-Gruppe (0,74 m/s) im Gegensatz zur Kontrollgruppe (1,27 m/s) im Mittel signifikant (Signifikanzniveau: # = $p < 0,001$) erniedrigt.

In den im Anhang angeführten Scatterplots (s. Seite 91 und folgende) wird deutlich, dass die Geschwindigkeit signifikant mit dem Alter abnimmt. Alle anderen Parameter zeigen keine Abhängigkeit vom Alter.

In der Patienten- und Kontrollgruppe war das Durchschnittsalter nicht signifikant unterschiedlich, so dass das Alter vermutlich keinen signifikanten Einfluss auf die Testergebnisse hat (s. Anhang).

Die Auswertung der intrazyklischen Messwerte im Rahmen der kinematischen Analyse zeigt in der Gonarthrose-Gruppe einen deutlichen Zeitunterschied (Δ Zeit).

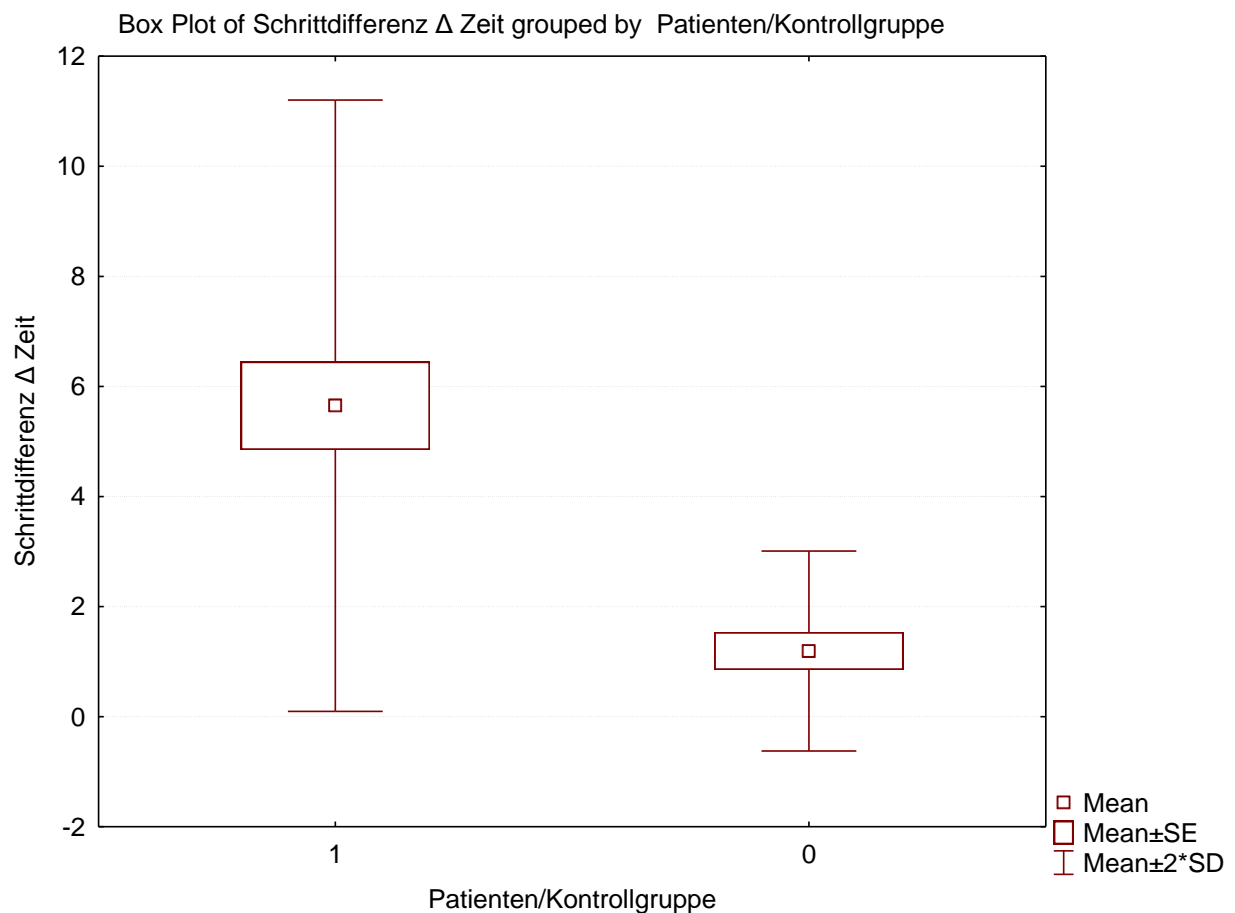


Abbildung 25: Schrittdifferenz Δ Zeit

Für diesen Wert finden sich in der Literatur keine Angaben. Die Extrema der Winkelverläufe zwischen rechts und links wurden im Gangverlauf korreliert und im zeitlichen Verlauf gemittelt (siehe Abbildung 11). Es lässt sich somit eine Aussage über den Grad der Symmetrie des Gangzyklus im zeitlichen Verlauf treffen. Das Δ Zeit beschreibt die zeitliche Differenz zweier Punkte, in diesem Falle zwischen den Extrema der Winkelverläufe. Ein vollständig symmetrisches Gangbild wird im Rahmen der Mittelwertberechnung den Wert 0 annehmen. Die Kontrollgruppe zeigte einen Mittelwert von 1,19 Δ Zeit, während die Patientengruppe mit 5,65 Δ Zeit einen signifikant höheren Mittelwert aufweist (Signifikanzniveau: # = $p < 0,001$). Je stärker der Wert gegen den Wert 0 tendiert, desto symmetrischer ist das Gangbild.

Standphasendauer und Schwungphasendauer sind durch das Winkel- und Beschleunigungsgeber- gestützte System im Rahmen der kinematischen Analyse aktuell nicht exakt bestimmbar.

Zu erwarten ist eine schmerzbedingte Schonhaltung, in der sich die Standphasendauer der arthrotischen Seite verkürzt. Auf der Basis des zeitlichen Verlaufes (Δ Zeit) kann diese Veränderung im Rahmen der Differenzierung Symmetrie/Asymmetrie verdeutlicht werden.

Pap et al. (2000) zeigen signifikant niedrigere Reextensionswinkel in der Standphase aufgrund einer arthrogen bedingten Muskelschwäche des M. quadriceps femoris bei Patienten mit Varusgonarthrose. Passend zu den Testergebnissen ist anzunehmen, dass der gesamte Winkelverlauf der betroffenen Extremität im Sinne einer Schonhaltung reduziert zur Gegenseite ist. Dies ist in Abbildung 22 dargestellt.

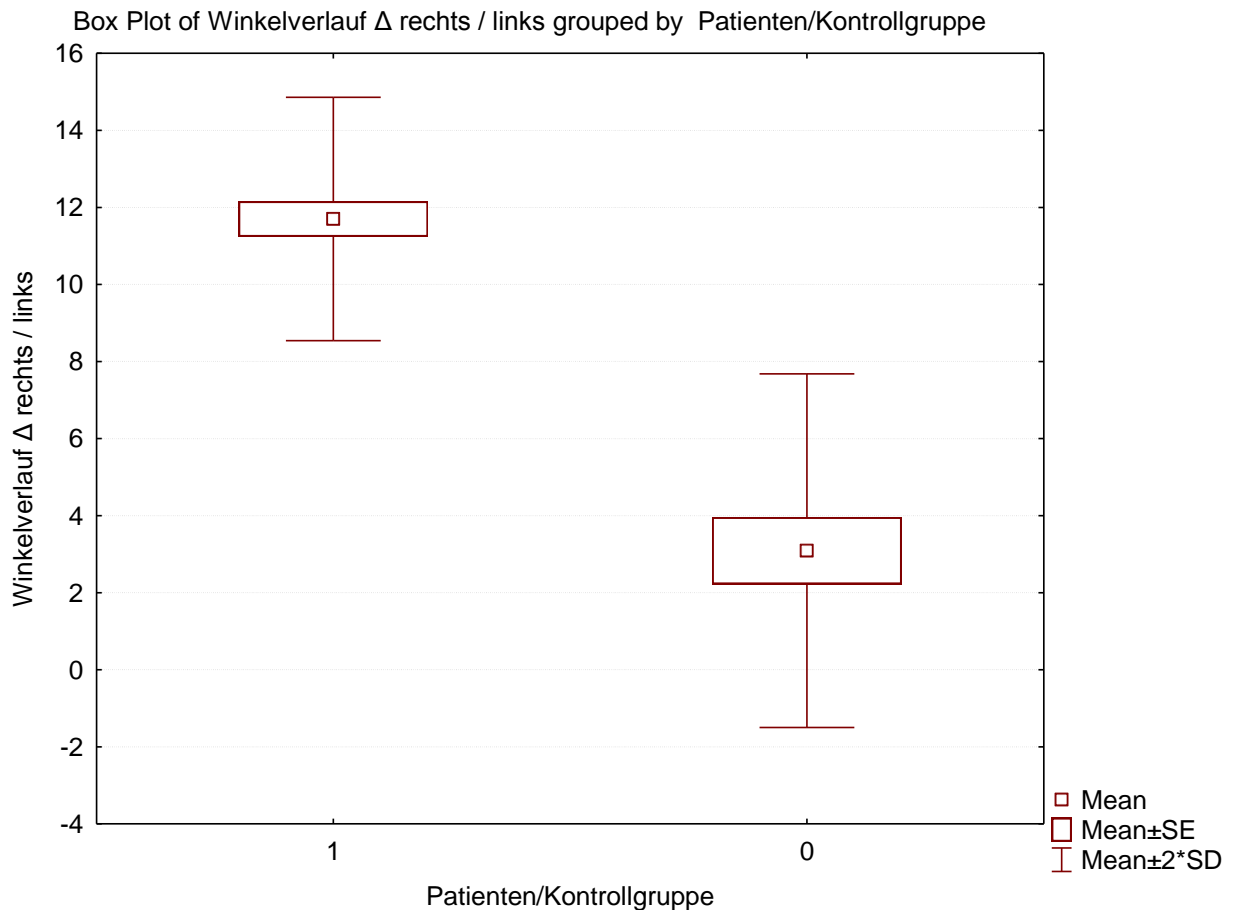


Abbildung 26: Winkelverlauf Δ rechter Extremität/linker Extremität

Der reduzierte Winkelverlauf der betroffenen Seite im zeitlichen Verlauf wird über Mittelwertbildung Δ zwischen der rechten und linken unteren Extremität gemessen, ähnlich wie bei dem vorigen Punkt Δ Zeit. Es zeigt sich ein signifikant erhöhter Wert der Patientengruppe gegenüber der Kontrollgruppe (Signifikanzniveau: # = $p < 0,001$).

Ein identischer Winkelverlauf im zeitlichen Verlauf zwischen rechts und links wird den Wert 0 annehmen.

Zusätzlich wurde der dynamische Seitenwinkel sowie die Vorneigung mittels der Winkelgeber der HAT-Einheit bestimmt.

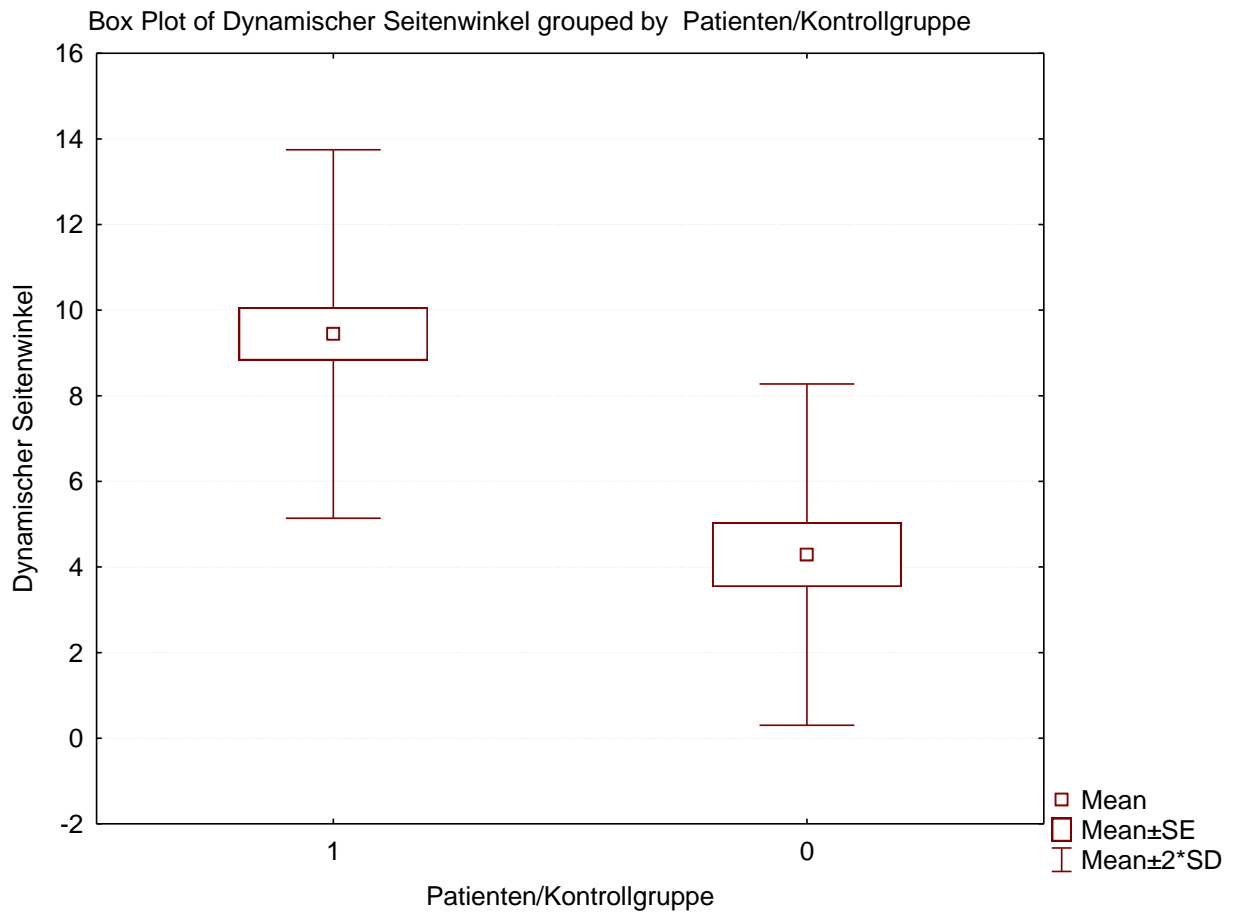


Abbildung 27: Dynamischer Seitenwinkel

Der dynamische Seitenwinkel zeigt sich zwischen Versuchsgruppe und Kontrollgruppe hoch signifikant unterschiedlich (Signifikanzniveau: # = $p < 0,001$). Dies ist als Grad der „Unruhe“ der HAT-Einheit aufgrund der Asymmetrie des Lokomotors zu verstehen.

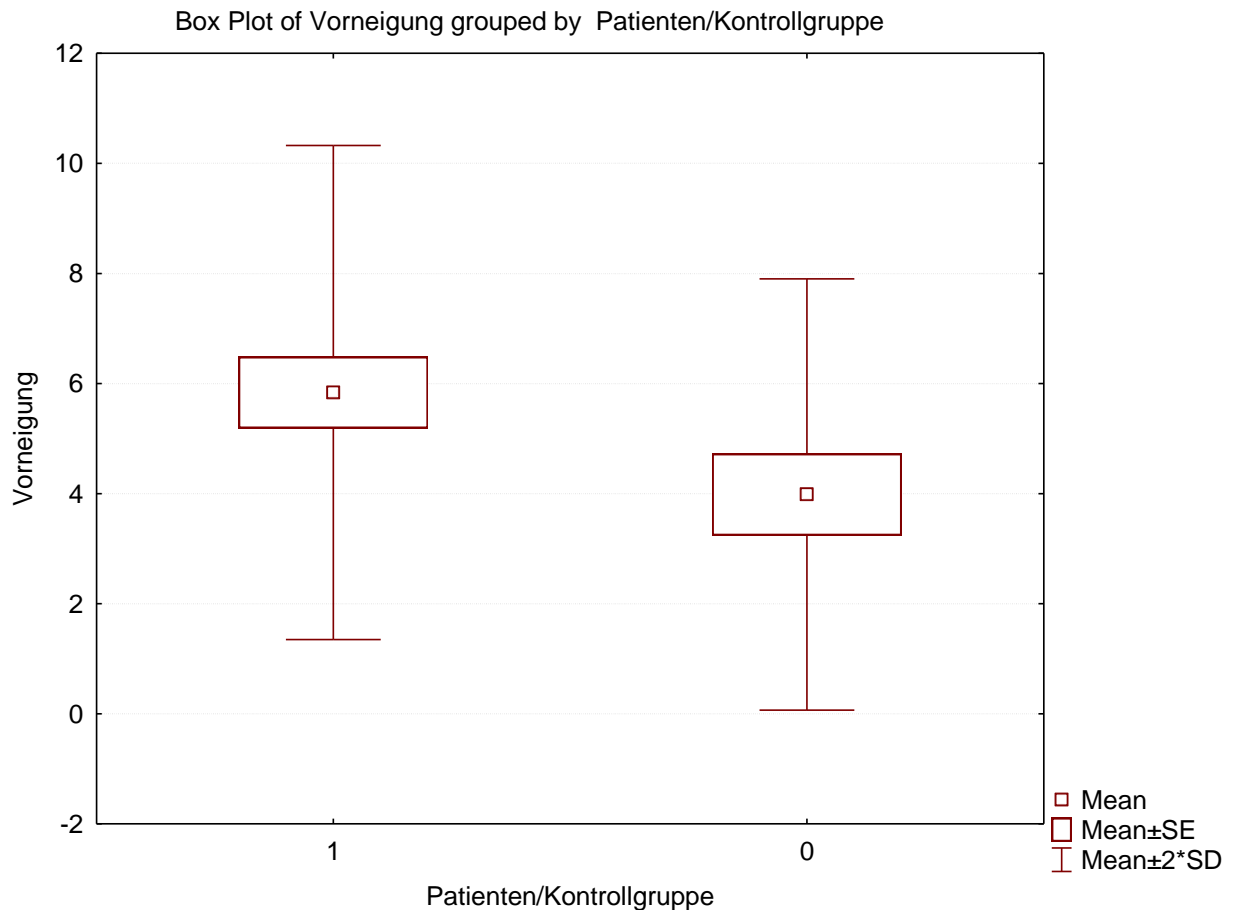


Abbildung 28: Vorneigung

In der Versuchsgruppe zeigte sich, wie erwartet, kein signifikanter Unterschied des Parameters Vorneigung im Vergleich zur Kontrollgruppe, da dieser Wert pathognomisch für die Spinalkanalstenose ist. Es wurde jedoch nur ein Proband mit dem Krankheitsbild der Spinalkanalstenose untersucht, somit ist hier keine statistisch relevante Aussage zu treffen. Prüfstatistik in Bezug auf Diagnosegruppen ist nicht Gegenstand dieser Arbeit.

Es fallen bei Proband 1 und Proband 13 eine ausgeprägte Zunahme der dynamischen Schwankungsbreite sowie der Vorneigung als Hinweis auf den folgenden Gangabbruch auf.

Im Folgenden sind die prüfstatistischen Nachweise der Signifikanz aufgeführt (T-Test):

Variable	T-tests; Grouping: Patienten/Kontrollgruppe (Daten_statistica) Group 1: 1 Group 2: 0						
	Mean 1	Mean 0	t-value	df	P	Valid N 1	Valid N 0
Geschwindigkeit m/s	0,74183	1,2718	-10,3658	17	0,000000	12	7
Schrittdifferenz Δ Zeit	5,65000	1,1937	4,0774	17	0,000784	12	7
Schrittkadenz (stp/min)	97,83333	116,2857	-3,7799	17	0,001495	12	7
Dynamischer Seitenwinkel	9,44500	4,2900	5,1680	17	0,000077	12	7
Vorneigung	5,83667	3,9843	1,8134	17	0,087463	12	7
Winkelverlauf Δ rechts/links	11,69958	3,0914	9,7145	17	0,000000	12	7
Alter	46,00000	41,7143	1,2058	17	0,244406	12	7

Variable	T-tests; Grouping: Patienten/Kontrollgruppe (Daten_statistica) Group 1: 1 Group 2: 0			
	Std.Dev. 1	Std.Dev. 0	F-ratio Variances	p Variances
Geschwindigkeit m/s	0,08272	0,142108	2,950982	0,114496
Schrittdifferenz Δ Zeit	2,77702	0,907867	9,356468	0,012368
Schrittkadenz (stp/min)	11,51942	7,432234	2,402273	0,293160
Dynamischer Seitenwinkel	2,15208	1,993038	1,165965	0,893050
Vorneigung	2,24432	1,958604	1,313039	0,770778
Winkelverlauf Δ rechts/links	1,57886	2,294656	2,112253	0,267745
Alter	6,64694	8,788521	1,748187	0,399479

Tabelle 3: T-Testung aller untersuchten Parameter

4.2 Anwendung des Winkel- und Beschleunigungsgeber- gestützten Systems zur Detektion pathologischer Bewegungsmuster

Die Anwendung des Winkel- und Beschleunigungsgeber gestützten Systems unter Laufband- und Terrainverhältnissen umfasst neben der Differenzierung zwischen Pathologie und Norm, wie im vorigen Kapitel beschrieben, auch die Dokumentation von pathologischen Bewegungsmustern, wie sie unter anderem im Rahmen von neuromuskulären Dysbalancen auftreten.

In einer Untersuchung wurden Winkelgeber und Beschleunigungsgeber an Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß angebracht. Es wurden 10 Patienten mit Fußheberschwäche untersucht und es zeigten sich signifikante Unterschiede im Gangbild zu den 3 getesteten Kontrollen (Lau und Tong, 2008).

Zichner et al. (1998) stellen den Zusammenhang zwischen gestörter Muskelfunktion und arthromuskulären Beschwerden dar. Haltungs- und Stellungsabweichungen führen zu Dysbalancen der Muskel-Sehnenspindeln sowie Gelenkrezeptoren, die das individuelle neuromuskuläre Ansteuerungsprofil verändern und eine Ursache neuromuskulärer Dysbalancen darstellen. Als weitere Ursache sind muskuläre Fehlbelastung, traumatische Störungen sowie muskuläre Unterbelastung anerkannt. Pap et al. (2000) zeigen auf, dass die Hemmung des M. quadriceps femoris ursächlich für kniefunktionelle Defizite ist. Evolutionär junge Strukturen, wie die Vertikalisation des Körpers im Rahmen der Menschwerdung sind sehr empfindlich und stör anfällig (Zichner et al., 1998). Zur Prävention muskulärer Dysbalancen ist ein ständiges Energie- und Muskeltraining zu empfehlen, da konditionelle Fähigkeiten nicht speicherbar sind (Zichner et al., 1998). Neben dem Zusammenhang gestörter Muskelfunktion und arthromuskulärer Beschwerden zeigten Tropp und Ekstrand (1984) eine Reduktion der Verletzungshäufigkeit durch aktive sowie passive präventive Maßnahmen.

Krafttraining wird auch bei chronischen Rückenschmerzen eine präventive und rehabilitative Wirkung zugesprochen (Hildebrandt et al., 1996). Krafttraining an Geräten wird derzeit als Methode der Wahl angesehen (Wydra, 2004). Physiotherapeutische und rehabilitative Behandlungsmethoden konnten sowohl experimentell als auch kli-

nisch epidemiologisch den Nutzen von koordinativen Trainingsformen im Zuge von Therapiemaßnahmen aufzeigen.

Muskuläre Dysbalancen sind insbesondere auf die koordinativen Fähigkeiten Kraft und Ausdauer gerichtet (Zichner et al., 1998). Aus diesem Grund sollte hier der trainingswissenschaftliche Ansatz zur Therapie sowie zur Prävention muskulärer Dysbalancen genutzt werden.

Die klinische Ganganalyse kann hier als diagnostisches Instrument Hilfestellungen leisten, auch in Hinblick auf eine funktionsgerechte Therapie (Mittlmeier und Rosenbaum, 2005)

Die internationale Klassifikation der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit (ICF) beschreibt komplexe Wechselwirkungen von Krankheiten (bzw. Gesundheitsstörungen) und ihren Auswirkungen (Folgen) auf den Ebenen von Körperfunktionen, Körperstrukturen, Aktivitäten und der Teilhabe (Kobelt et al., 2007). Dieses Modell erweitert den Aufgabenbereich der Prävention um die Vermeidung von Funktionseinschränkungen und Beeinträchtigungen der Teilhabe.

Hier wird insbesondere der Physikalischen Medizin mit ihrem handlungsorientierten Ansatz, der besonders im Bereich der Ergotherapie zum Ausdruck kommt, eine zentrale Rolle zukommen. Geeignete präventive Maßnahmen fördern nicht nur die individuelle Lebensqualität sondern auch größtmögliche Selbständigkeit im Alter und stellen nicht nur aus Kostengründen ein wichtiges gesellschaftspolitisches Ziel dar (Gutenbrunner, 2002).

4.3 Parameter zur Differenzierung zwischen Pathologie und Norm sowie zur Objektivierung eines Gangabbruches

Messtechnisch hinreichend zur Differenzierung zwischen Pathologie und Norm sowie zur Darlegung der typischen Veränderungen bei den untersuchten Gangpathologien, auch in Hinblick auf eine Minimalisierung der Datenmenge sowie Parameter, sind

1. Winkelgeschwindigkeitssensor und Beschleunigungssensor, gemessen am Unterschenkel rechts und links (Lokomotor) für die Symmetrieparameter und Zeit- /Distanzparameter.
2. Winkelgeschwindigkeitssensor und Beschleunigungssensor zur Bestimmung der Vor- /Rückneigung in der Horizontalebene.
3. Winkelgeschwindigkeitssensor der HAT-Einheit zur Ermittlung der dynamischen Schwankungsbreite.

Wie gefordert, ist die Testung mittels des Winkel- und Beschleunigungsgeber-gestützten Systems nicht an Laborbedingungen gekoppelt, sondern kann gegebenenfalls zur Dokumentation langer Gangverläufe im freien Gelände stattfinden und ist mit niedrigeren Kosten als videogestützte oder vergleichbare Systeme verbunden. Im Anhang (8.7) sind die aktuellen Kosten inklusive der technischen Ausrüstung sowie des Personals aufgeführt.

Der Gangzyklus wird durch das leichte und kleine System nicht eingeschränkt (Kavanagh et al., 2008). Zusätzlich dient es der Objektivierung von Gangverläufen, auch über längere Strecken, im Gegensatz zu subjektiv beobachtenden Verfahren.

Typische Veränderungen, wie die abnorme Asymmetrie im intrazyklischen Gangverlauf, eine vermehrte Schwankungsbreite und die Vorneigung der HAT-Einheit im Verlauf, weisen auf Pathologien hin.

Sadeghi et al. (2000) legen dar, dass Symmetrie-Eigenschaften zur Vereinfachung der Differenzierung zwischen Pathologie und Norm dienen, wobei Asymmetrie als pathologisch postuliert wird. Mathematisch betrachtet ist Symmetrie "die Gesamtheit der kinematischen Operationen, die den Körper mit sich selbst zur Deckung bringen" (Martienssen, 1994, S.126).

In den durchgeführten Untersuchungen zeigten 2 Probanden Gangabbrüche im Verlauf (Proband 1 und Proband 13, s. Seite 71 und 83). Etwa 1-2 Min. vor einem Gangabbruch nahm die dynamische Schwankungsbreite signifikant zu und es zeigte sich eine deutliche Vorneigung bei beiden Probanden im Gangverlauf. Beide Probanden gaben Schmerzen als Grund für den Abbruch an; Proband 1 Schmerzen im Kniegelenk bei Gonarthrose und Proband 13 Rückenschmerzen bei der Grunderkrankung Spinalkanalstenose.

Treten diese Veränderungen z.B. im Rahmen sozialmedizinischer Testungen auf, ist davon auszugehen, dass dem Gangabbruch des Probanden ursächlich eine Pathologie zugrunde liegt.

Hierbei ist dann die Frage zu stellen, ob dem Probanden ein persönlicher Nutzen durch ein bestimmtes Testergebnis entsteht. Ist ein weitgehend symmetrisches sowie harmonisches Gangbild bei einem Probanden mit Gangabbruch dokumentiert worden, besteht hier eine messtechnische Inkongruenz.

Nach Hamill et al. (1999) ist die kinematische Analyse hinreichend zur Unterscheidung zwischen natürlicher und pathologischer Variabilität im Rahmen der Ganganalytischen Diagnostik. Die Zeit- /Distanzparameter sind besonders im intrazyklischen Bereich gut darstellbar, lediglich Schrittlänge und Distanz des Doppelschrittes sind über Behelfssysteme ermittelbar. Über anthropometrische Daten und intrazyklische Werte ist näherungsweise die Berechnung der Schrittlänge möglich. Hierzu sind weitere Untersuchungen nötig.

4.4 Ausblick

Eine Erweiterung des Winkel- und Beschleunigungsgeber- gestützten Systems ist über eine zusätzliche mobile EMG-Einheit möglich. Durch eine Kombination mehrerer Systeme lässt sich eine verbesserte Aussage über die jeweilige Bewegung machen (Göpfert et al., 2009). Eine Datenspeicherung am Probanden mit einem Datenlogger ist sinnvoll, da diese eine komplette mobile Analyse ermöglicht. Durch die Verwendung eines Datenloggers würden die Kosten des Winkel- und Beschleunigungsgeber- gestützten Systems erheblich gesenkt werden. In diesem Fall würden die kompletten Kosten durch die Einsparung der Sende- /Empfangseinheit aktuell etwa 7.400 € betragen. Die Entwicklung eines Auswerteprogramms zur Simplifizierung und Verkürzung der Auswertedauer ist zu empfehlen. Dieses würde Kosten einsparen und den Personaleinsatz reduzieren.

Eine weitere Möglichkeit stellt die Verwendung des mobilen GaitShoe® Systems dar, mit dem unter anderem Kraftverteilungen am Fuß dokumentiert werden können (vgl. Bamberg et al., 2008).

Die Ergebnisse und weiteren Möglichkeiten zeigen, dass das Winkel- und Beschleunigungsgeber gestützte Ganganalysesystem zu einem voll funktionsfähigem mobilem Ganganalyselabor modifiziert werden kann.

Im Weiteren ist eine Auswertung mit Hilfe einer spektralen Darstellung möglich, dies erleichtert die umfangreiche Auswertung. Im Anhang (8.9) ist der Vergleich zwischen einer ganggesunden und einer ganggeschädigten Person abgebildet. Der Begriff spektrale Darstellung bedeutet, dass die Informationen nicht als zeitabhängiger Verlauf, sondern über die Frequenz als Ereignisse pro Zeiteinheit dargestellt werden (Schritte pro Min.). Demzufolge muss die Frequenzanalyse über einen bestimmten Zeitraum, zum Beispiel eine Min., durchgeführt werden. Demnach erhält man für eine Untersuchung von 10 Min. auch 10 Analysediagramme, um feststellen zu können, ob sich das Spektrum im Laufe der Zeit ändert.

5. Beantwortung der Hypothesen

Sind Ergebnisse durch die Testung mit dem Winkel- und Beschleunigungsgeber- gestützten Ganganalysesystem reliabel?

Das Winkel- und Beschleunigungsgeber gestützte Ganganalysesystem wurde mit dem videobasierten Ganganalysesystem von OTTO BOCK verglichen. Es zeigten sich hohe Übereinstimmungen der getesteten Parameter zwischen beiden Systemen. Die Beschleunigungsgeber nach dem Masse-Feder-Prinzip werden durch die Erdbeschleunigung „g“ überlagert. Hier ist eine ideale orthogonale Ausrichtung des Gebers entscheidend. Der Standardfehler liegt bei maximal 5 %. Der Winkelgeschwindigkeitsgeber, dessen Funktionsweise auf einem schwingenden Massestück nach Art eines Foucault'schen Pendels beruht, zeigte in einer Fehlerdarstellung einen mittleren Messfehler von -0,043572 % (s. Abb.14). Die Ergebnisse zeigen die Reliabilität des Winkel- und Beschleunigungsgeber- gestützten Ganganalysesystems.

Welche Parameter dienen der Objektivierung von Gangbildveränderungen zur Differenzierung zwischen Pathologie und Norm bei Probanden mit dem Krankheitsbild der Gonarthrose?

Im Hinblick auf eine Objektivierung und Minimalisierung der Parameter wurden die Parameter Schrittkadenz, Ganggeschwindigkeit, Schrittdifferenz Δ Zeit, Winkelverlauf Δ rechts/links, dynamischer Seitenwinkel und die Vorneigung getestet. Es zeigten sich im Wesentlichen hoch signifikante und sehr signifikante (Schrittkadenz) Unterschiede zwischen Gonarthroseguppe und Kontrollgruppe. Keine Signifikanz ergab sich bei dem Parameter der Vorneigung, der jedoch typisch für das Krankheitsbild der Spinalkanalstenose ist.

Welche Gangbildveränderungen sind typisch bei Probanden mit einem Gangabbruch?

Die Testergebnisse zeigten zwei Probanden mit Gangabbrüchen aufgrund von Schmerzen im Gangverlauf. Es zeigten sich deutliche Anstiegsveränderungen im Kurvenverlauf der dynamischen Schwankungsbreite und der Vorneigung jeweils etwa 1-2 Min. vor einem Gangabbruch (s. Seite 71 und 83). Treten diese typischen Veränderungen vor einem Gangabbruch bei einem Probanden nicht auf, besteht eine messtechnische Inkongruenz.

6. Zusammenfassung

Patienten mit degenerativen Skeletterkrankungen, wie z. B. der Gonarthrose, verursachen erhebliche Kosten im Gesundheitswesen und stellen eine häufige Indikation zur Rehabilitation dar.

Im Rahmen des EFL(FCE)-Verfahrens wird eine visuelle Analyse des Gangbildes über eine Strecke von 400 m von einem FCE(IWS)-Therapeuten durchgeführt.

In der sozialmedizinischen Gesetzgebung muss eine Strecke von 500 m in weniger als 20 Min. absolviert werden.

Zur Objektivierung von Gangveränderungen wurde ein Winkel- und Beschleunigungsgeber- gestütztes Ganganalysesystem verwendet. Dieses ermöglicht eine nicht ortsgebundene, freie Ganganalyse auch unter Terrainverhältnissen und ist vergleichsweise kostengünstig. In einem ersten Schritt wurde es mit dem aktuellen Goldstandard der Ganganalyse, der videogestützten Analyse, verglichen. Es zeigten sich im Rahmen einer Fehlerabschätzung Standardfehler von maximal 5 % bei den getesteten Parametern.

Anschließend wurden 12 Probanden mit dem Krankheitsbild der Gonarthrose (Versuchsgruppe), ein Proband mit Spinalkanalstenose und sieben ganggesunde Probanden (Kontrollgruppe) mit dem Winkel- und Beschleunigungsgeber- gestützten Ganganalysesystem untersucht.

Es zeigten sich sehr signifikante (Signifikanzniveau: $\# = p < 0,01$) und hoch signifikante (Signifikanzniveau: $\# = p < 0,001$) Unterschiede der untersuchten Parameter zwischen Versuchsgruppe und Kontrollgruppe.

Der Parameter der Vorneigung eignet sich als Parameter für das Krankheitsbild der Spinalkanalstenose, soweit das anhand einer Untersuchung zu beurteilen ist, jedoch nicht für das Krankheitsbild der Gonarthrose.

In den Untersuchungen fielen zwei Probanden mit einem Gangabbruch auf, diese zeigten in dem Verlauf vor dem Gangabbruch Veränderungen der dynamischen Schwankungsbreite sowie Veränderungen des Parameters der Vorneigung. Hier lässt sich diskutieren, diese Parameter als Gangabbruchkriterien zu verwenden.

Weitere Anwendungsbereiche sind präventive Untersuchungen, um Gangbildveränderungen in möglichst frühen Stadien zu verifizieren, zu objektivieren und interdisziplinär therapeutisch anzugehen.

Ergänzend kann das Winkel- und Beschleunigungsgeber gestützte Ganganalysesystem im abgeschlossenen EFL (FCE)-Verfahren verwendet werden, um dessen Aussagekraft zu verifizieren, zu objektivieren und zu erweitern.

7. Literatur- und Quellenverzeichnis

Analog Devices Inc.: Produktinformation Low Cost +/-2g Dual-Axis Accelerometer with Duty Cycle Output ADXL202E*.

http://spacecats.mit.edu/contests/2002/handouts/ADXL202_10_b.pdf

Bachmann C, Gerber H, Stacoff A (2008): Messsysteme, Messmethoden und Beispiele zur instrumentierten Ganganalyse. Schweiz Z Med Traumatol 56, 29 - 34

Bamberg S, Benbasat AY, Scarborough DM, Krebs DE, Paradiso JA (2008): Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System. IEEE Trans. Biomed. Eng. 4, 413 - 423

Bender R, Lange S (2007): Was ist der p-Wert? Dtsch Med Wochenschr 132, 15 - 16

Boenick U, Nader M, Mainka C: Gangbildanalyse-Stand der Messtechnik und Bedeutung für die Orthopädie-Technik. Mecke Druck und Verlag, Duderstadt 1991

Boxberg Y: Biomechanische Untersuchungen des Gehens auf Schrägen unterschiedlichen Neigungen. Diplomarbeit. Giessen 2004

Cavanagh PR: Biomechanics of Distance Running. Human Kinetics Books, Champaign (USA) 1990

Chambers HG, Sutherland DH (2002) : A Practical Guide to Gait Analysis, J Am Acad Orthop Surg. 10, 222 -231

Chockalingam N, Dangerfield PH, Rahmatall aA, El –Nasri A, Cochrane T (2004): Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. Eur Spine J 8, 750 - 754

Clauß G Ebner: Statistik für Soziologen, Pädagogen, Psychologen und Mediziner. Verlag Harri Deutsch, Thun 1985

Denner, A : Muskuläre Profile der Wirbelsäule. Analyse - und Trainingskonzept. Verlag Sport & Buch Strauß, Köln 1995

Dickhuth HH, Mayer F, Röcker K, Berg A: Sportmedizin für Ärzte. Lehrbuch auf der Grundlage des Weiterbildungssystems der Deutschen Gesellschaft für Sportmedizin und Prävention (DGSP) Deutscher Ärzte Verlag, Köln 2007

EFL-Kursmanual Deutschland; EFL-Akademie-Braunschweig (Hrsg.), Braunschweig 2000

Ernst U (2007): Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit. Trauma Berufskrankh 9, 590-594

FCE (IWS): Functional Capacity Evaluation Manual, Edition One 1988, Revised 1996. FCE- Manual. Isernhagen Work System (Hrsg.), Duluth (USA) 1997

Finley FR, Cody KA (1970): Locomotive characteristics of urban pedestrians. Arch Phys Med Rehabil 51, 423-426

Glaesener JJ, Gutenbrunner CH: Diagnostik in der Physikalischen Medizin. Rehabilitation, Physikalische Medizin und Naturheilverfahren Springer-Lehrbuch, Berlin 2007

Göpfert B, Frere J, Huber C, Nüesch C, Romkes J (2009): Bewegungsanalyse: wichtige Informationen für Sport und Alltag, Schweiz Med Forum 48, 875 - 878

Gutenbrunner CH (2002): Prävention, Physikalische Medizin und Implikationen der Internationalen Klassifikation der Funktionen, Fähigkeitsstörungen und Gesundheit (ICF). Phys Rehab Kur Med 12, 187-189

Gutenbrunner CH: Rehabilitation in Deutschland. Kompendium der Physikalischen Medizin und Rehabilitation. Springer, Berlin 2005

Hamill J, Emmerik REA, Heiderscheit BC, Li L (1999): A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. Clin Biomech 14, 297-308

Hart DL, Isernhagen SJ, Matheson LN (1993): Guidelines for Functional Capacity Evaluation of People with Medical Conditions. J Chthop Spods Phys Ther 47, 988-992

Hegewald G: Ganganalytische Bestimmung und Bewertung der Druckverteilung unterm Fuß und von Gelenkwinkelverläufen - eine Methode für Diagnose und Therapie im medizinischen Alltag und für die Qualitätssicherung in der rehabilitationstechnischen Versorgung. Med. Diss. Berlin 2000

Hildebrandt J, Pfungsten M, Franz C, Saur P, Seeger D (1996): Das Göttinger Rücken Intensiv Programm (GRIP) - ein multimodales Behandlungsprogramm für Patienten mit chronischen Rückenschmerzen, Teil 1. Ergebnisse im Überblick. Schmerz 10, 190 - 203.

Hochmuth G: Biomechanik sportlicher Bewegungen. 3. Auflage; Sportverlag, Berlin 1974

Hohmann A, Lames M, Letzelter M: Einführung in die Trainingswissenschaft. Limpert Verlag, Wiebelsheim 2007

Kaiser H, Kersting M, Schian HM, Jacobs A, Kasproski D (2000): Der Stellenwert des EFL-Verfahrens nach Susan Isernhagen in der medizinischen und beruflichen Rehabilitation. Rehabilitation 39, 297-306

- Kakushima M, Miyamoto K, Shimizu K (2003): The effect of leg length discrepancy on spinal motion during gait: three-dimensional analysis in healthy volunteers. *Spine* 28 , 2472-2476
- Kavanagh JJ, Menz HB (2008): Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait Posture* 28, 1-15
- Kobelt E, Grosch A, Wasmus I, Krähling M, Ehlebracht-König M, Schwarze M, Gutenbrunner CH (2007): Lässt sich die Bewilligung einer Leistung der medizinischen Rehabilitation mit dem Ausmaß der Erschöpfung und der subjektiven Rehabilitationsbedürftigkeit vorhersagen? Entwicklung, Ergebnisse und Akzeptanz eines kurzen Screening Fragebogens. *Rehabilitation* 46, 33-40
- Kramers- de Quervain IA, Stüssi E, Stacoff A (2008): Ganganalyse beim Gehen und Laufen, *Schweiz Z Med Traumatol* 56 , 29–34
- Lau H, Tong, K (2008): The reliability of using accelerometer and gyroscope for gait event identification on persons with dropped foot. *Gait Posture* 27 , 248-57
- Lenhart P, Seibert W: Funktionelles Bewegungstraining - Muskuläre Dysbalancen erkennen, beseitigen und vermeiden. Urban & Fischer Verlag, München 2001
- Liebers F, Caffier G: Berufsspezifische Arbeitsunfähigkeit durch Muskel-Skelett-Erkrankungen in Deutschland. Forschungsbericht der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (Hrsg.), Dortmund 2009
- List R, Unternährer S, Ukelo T, Wolf P, Stacoff A (2008): Erfassen der Vor- und Rückfussbewegungen im Gehen und Laufen. *Schweiz Z Med Traumatol* 56 , 43 -49
- Lützner HJ, Kirschner S, Günther KP (2006): Epidemiologie und Diagnostik der Gonarthrose, *Op-Journal* 22, 142 - 147
- Martienssen W: Einführung in die Physik I. Mechanik, 7. Auflage; Verlag Harri Deutsch, Frankfurt am Main 1994
- Mittlmeier T, Rosenbaum D (2005) : Klinische Ganganalyse. *Unfallchirurg* 8 , 614 -629
- Moesch W: Adjuvanter Einsatz ausgewählter objektivierender Parameter in der arbeitsplatzbezogenen medizinischen Rehabilitation. Med. Diss. Göttingen 2005
- Nellessen G: Leistungsdiagnostik und Leistungsprognostik - zentrale Elemente der sozialmedizinischen Begutachtung. Spowi. Diss. Köln 2001
- Noraxon Hrsg.: EMG Fibel; Noraxon User Meeting 1993; Sportomed Mannheim; Noraxon, Mannheim 1993

Pap G, Machner A, Awiszus F (2000) : Funktionelle Veränderungen des Quadriceps Femoris Muskels bei Patienten mit Varusgonarthrose. Z Rheumatol 59 , 380-387

Perry J: Ganganalyse, Norm und Pathologie des Gehens. 1. Auflage; Urban & Fischer Verlag, München 2003

Pollard H , Ward G, Hoskins W, Hardy K (2008): The effect of a manual therapy knee protocol on osteoarthritic knee pain: a randomised controlled trial. J Can Chiropr Assoc 52 , 229 - 242

Sachs, L: Angewandte Statistik, 11. Auflage; Springer Verlag, Berlin 2004

Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H (2000): Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. Gait Posture 12 , 34-45

Saxotec mikroelektronische Bauelemente und Systeme: Produktinformation FGS1/COB07 Zweiachsen Fluxgate Magnetfeld-Sensorsystem <http://www.saxotec.de> Februar 2002

Schreiber TU, Bak P, Petrovitch A, Anders C, Müller W-D, Smolenski U (2000): Evaluation der Funktionellen Leistungsfähigkeit (EFL) – Überblick über Methoden und Testsysteme. Phys Med Rehab Kuror 10, 108 – 119

Sozialgesetzbuch (SGB) Neuntes Buch (IX): Rehabilitation und Teilhabe behinderter Menschen § 5 Ausfertigungsdatum: 19.06.2001

Tropp H, Ekstrand J (1984) :Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. Med Sci Sports Exerc 16 , 64-66

VDR-SOMEKO = Verband Deutscher Rentenversicherungsträger (Hrsg.): Abschlußbericht der Kommission zur Weiterentwicklung der Sozialmedizin in der gesetzlichen Rentenversicherung – SOMEKO – . (DRV-Schriften Band 53). Frankfurt am Main: VDR, März 2004

Vogt L, Banzer W (2005): Standards der Sportmedizin: Ganganalyse. Dtsch Z Sportmed 56 , 108-109

Wick D: Biomechanische Grundlagen sportlicher Bewegung: Lehrbuch der Biomechanik. Spitta Verlag, Balingen 2005

www.destatis.de

www.gbebund.de/gbe10/ergebnisse

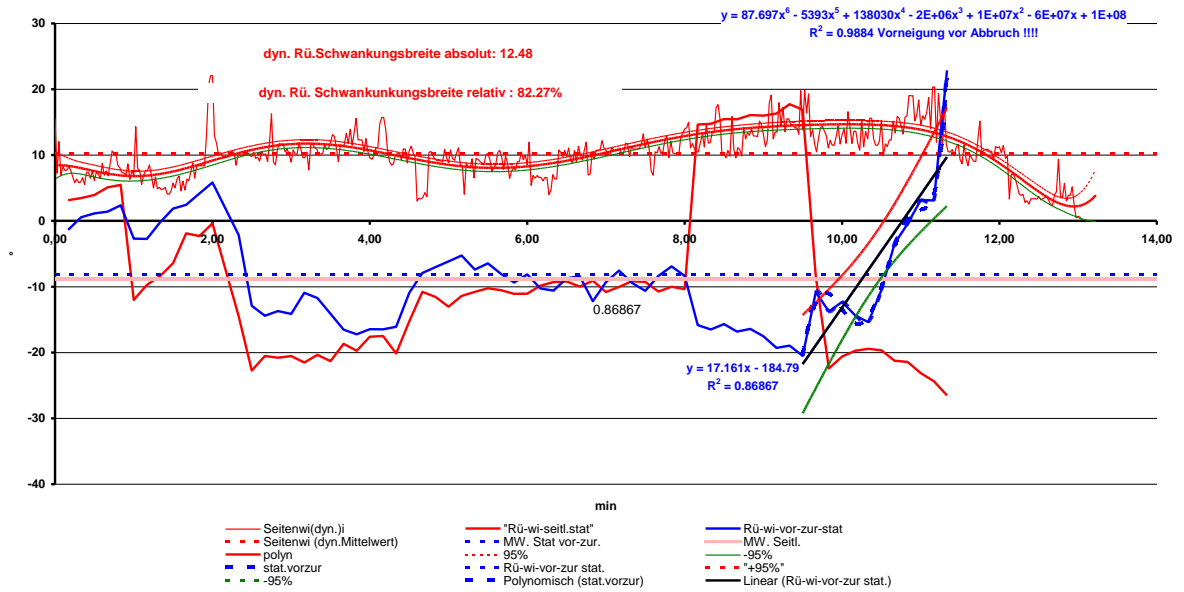
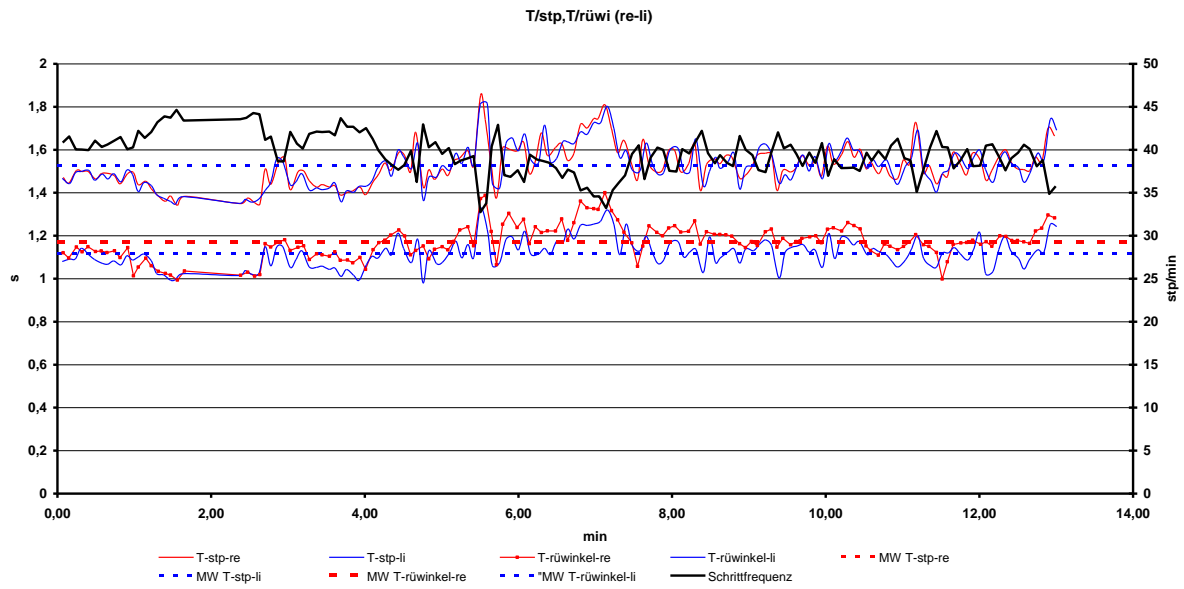
Wydra G (2004) : Zur Problematik von Normen in der Bewegungstherapie, Z Physiotherapeut 56, 2280 –2289

Zichner L, Engelhardt M, Freiwald J: Neuromuskuläre Dysbalancen - Rheumatologie Orthopädie, Novartis Pharma Verlag, Nürnberg 1998

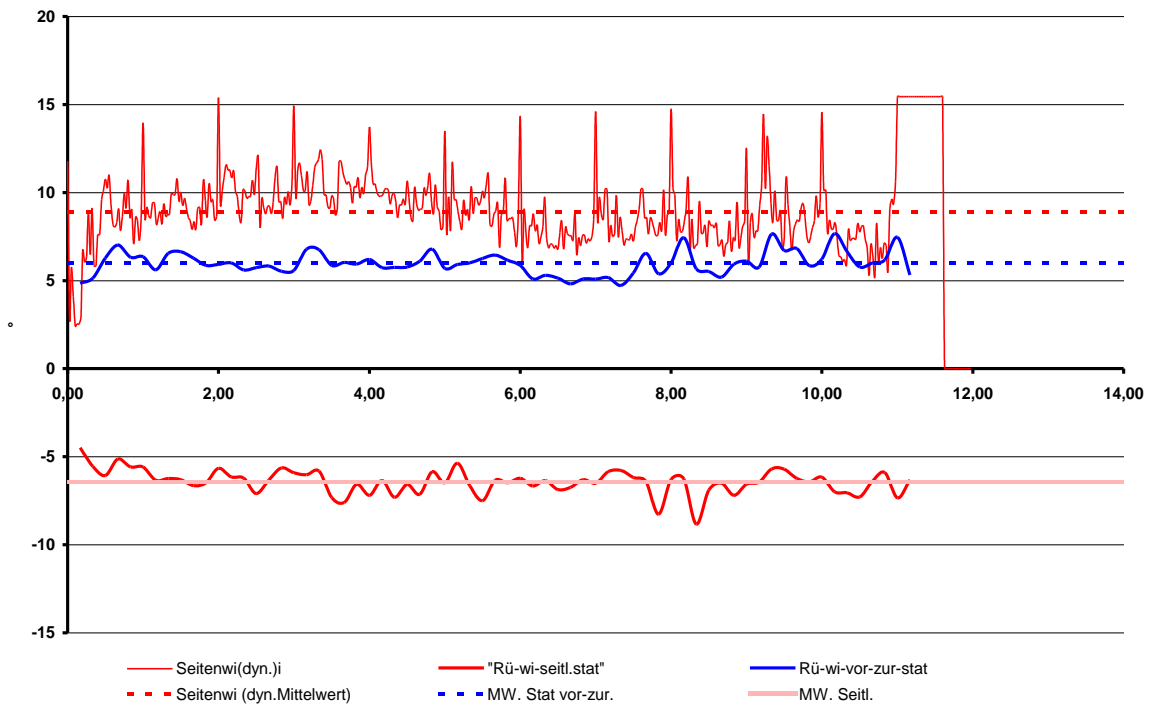
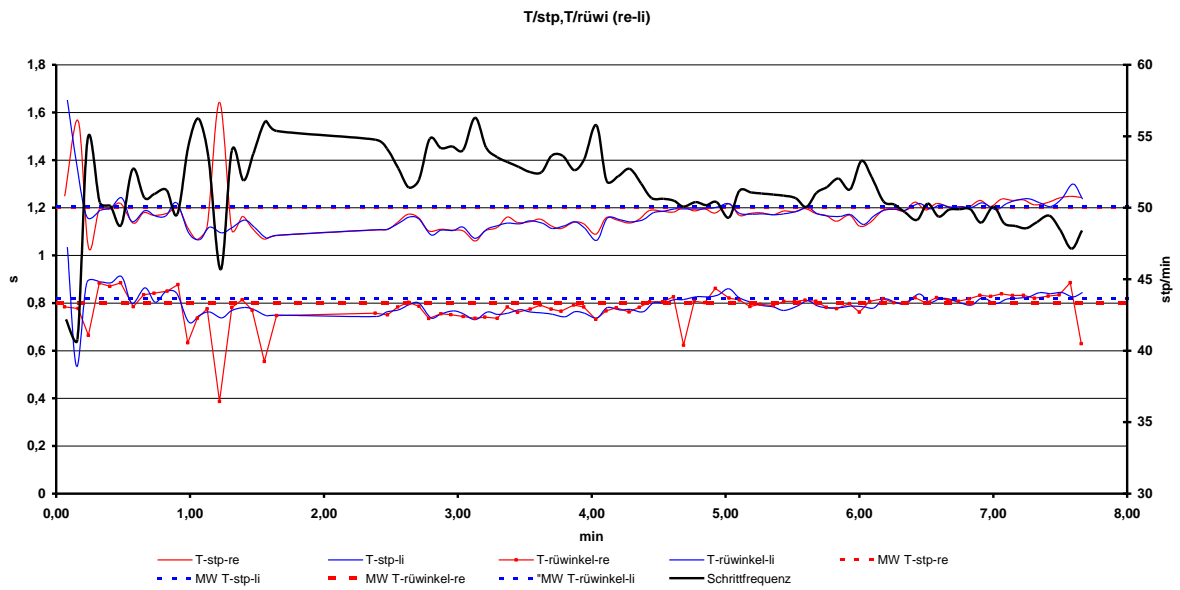
8. Anhang

8.1 Probanden 1 - 20

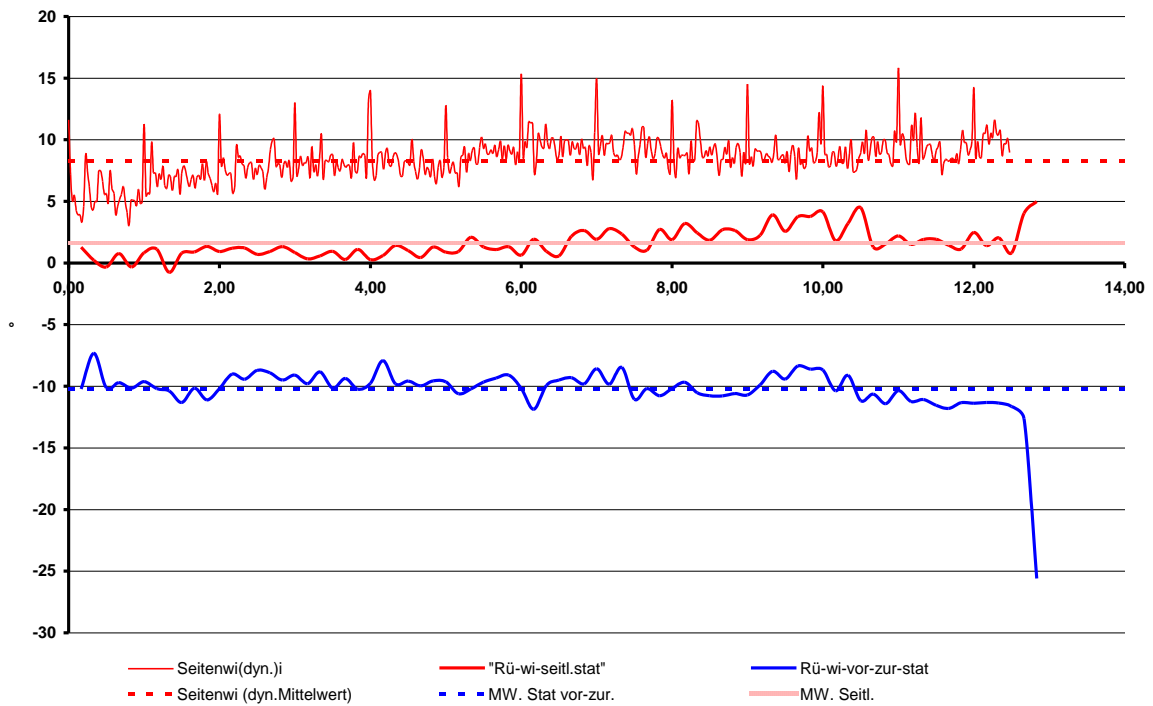
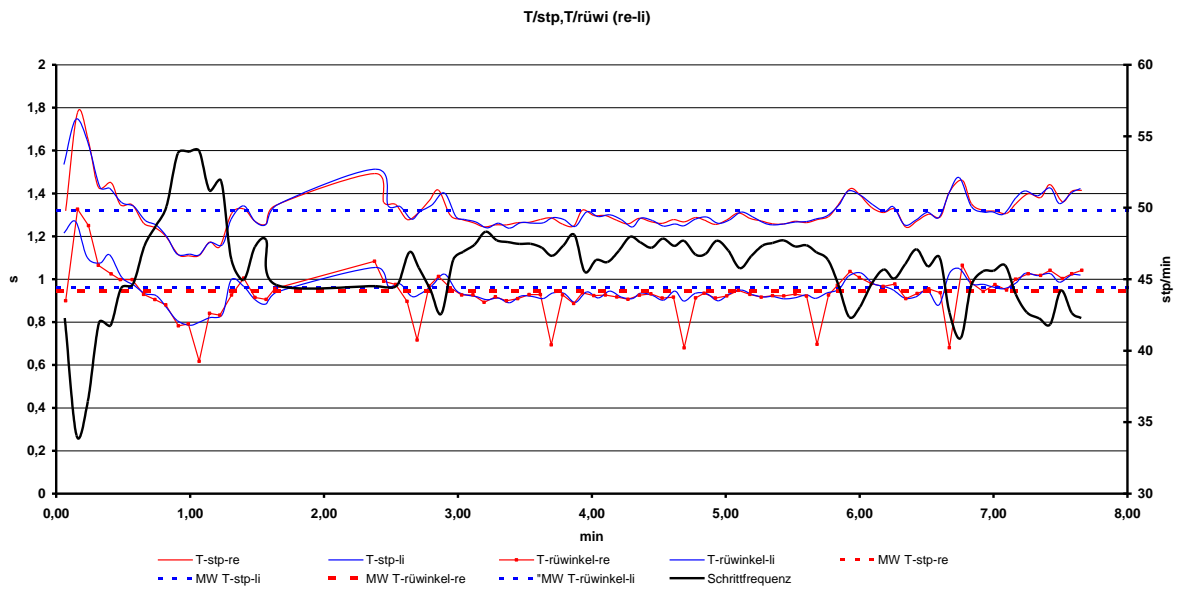
Proband 1



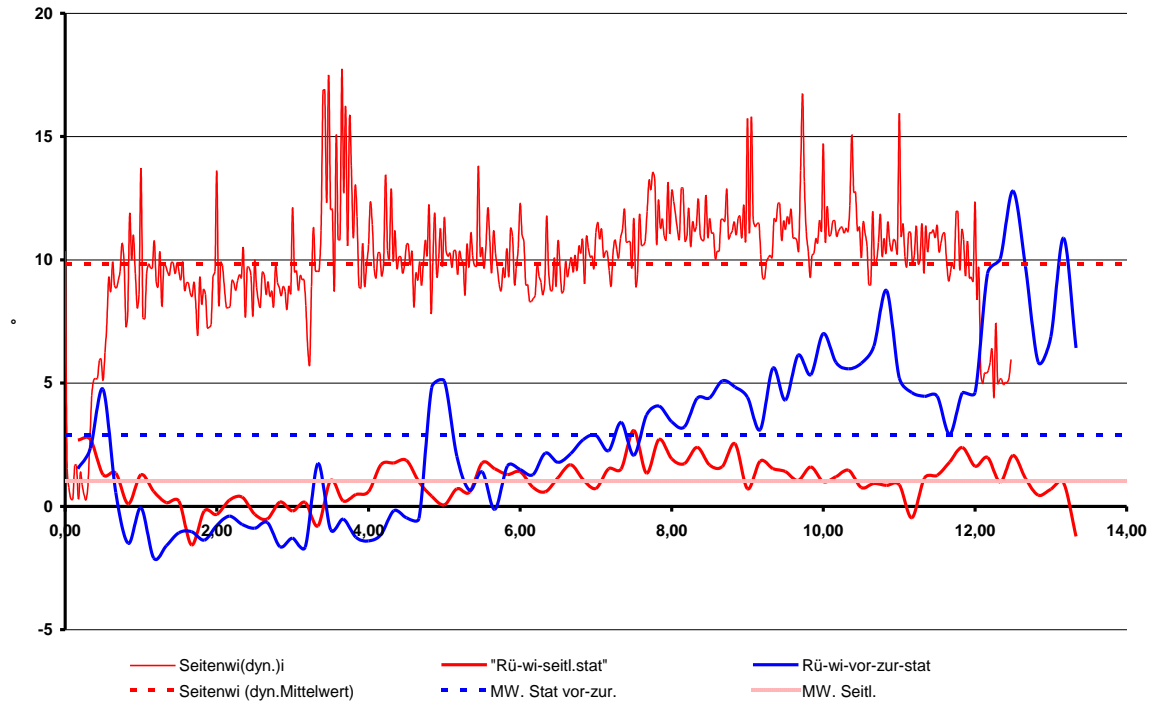
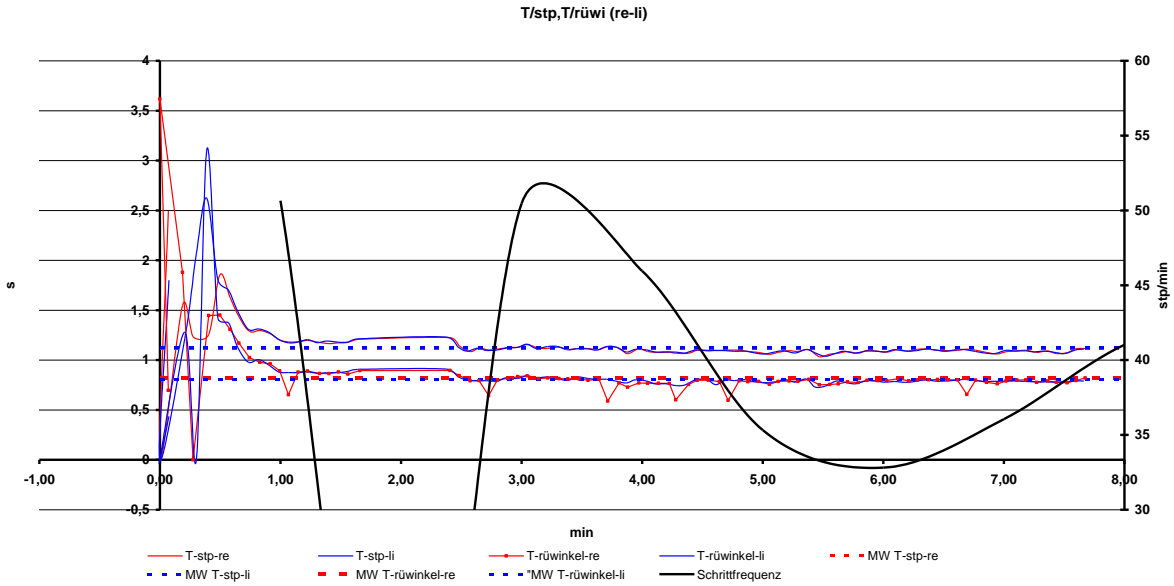
Proband 2



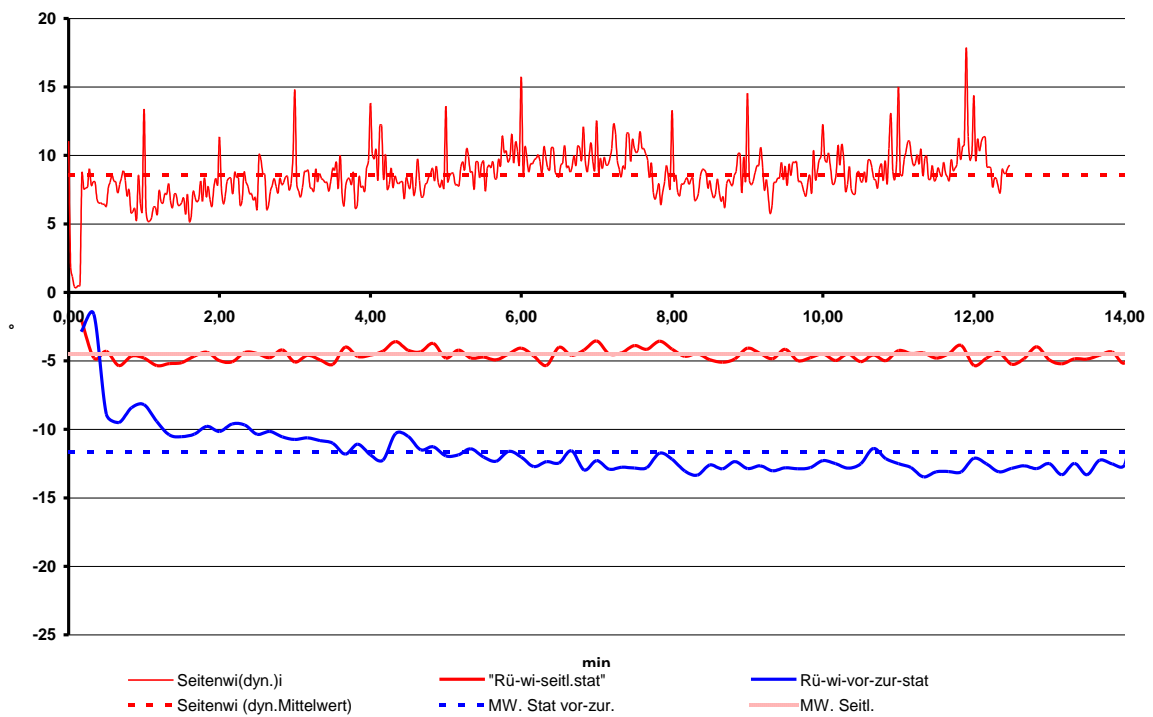
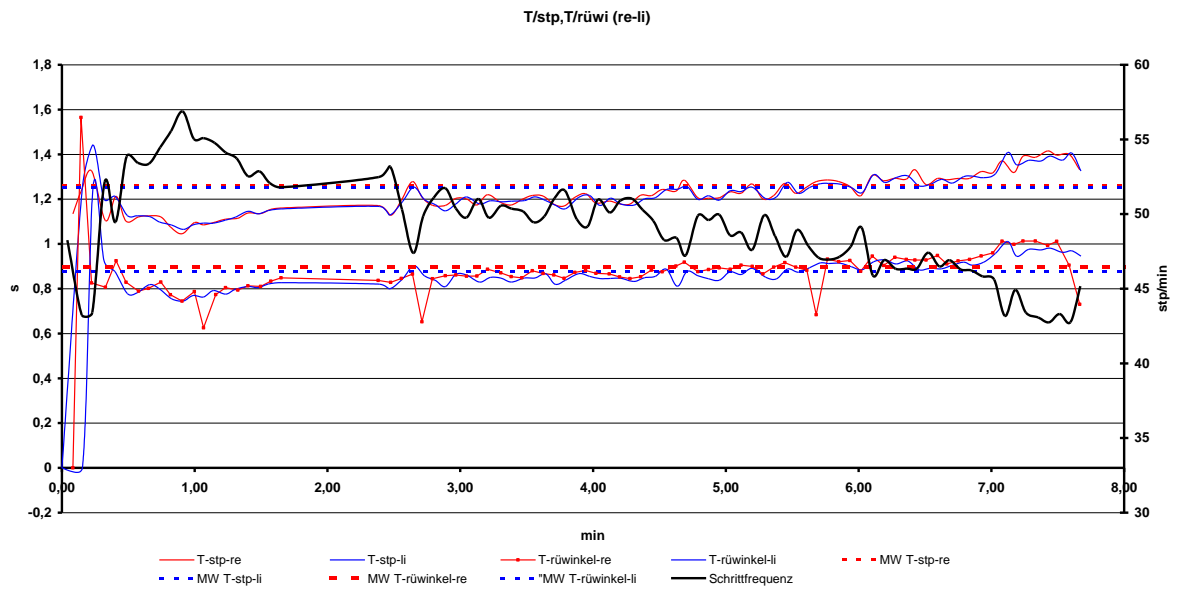
Proband 3



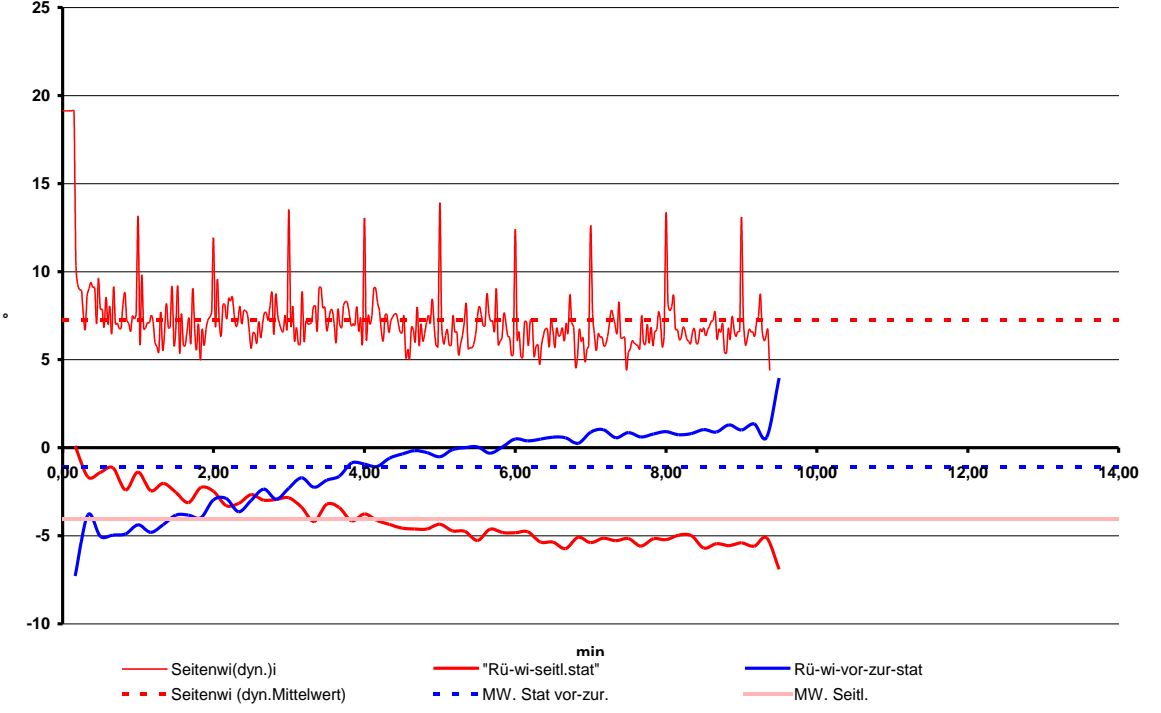
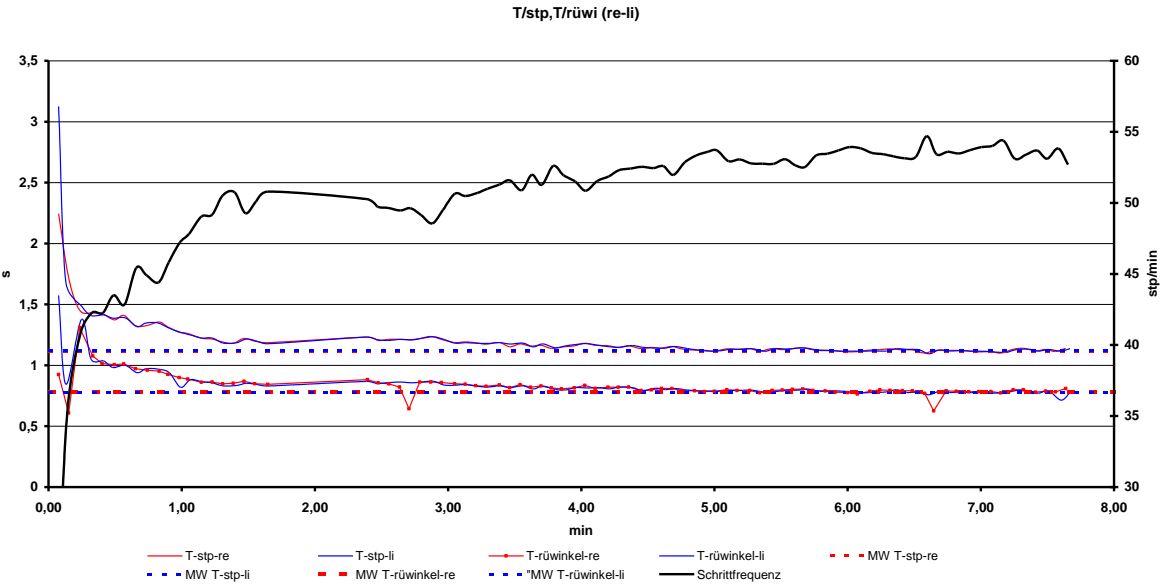
Proband 4



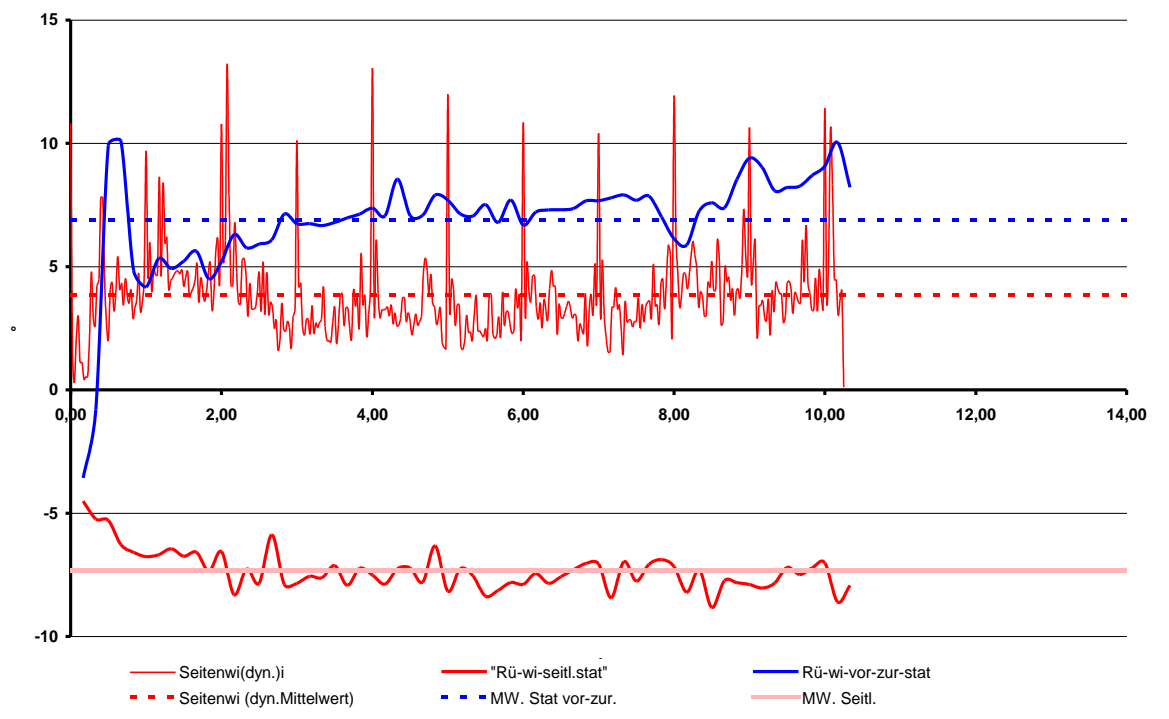
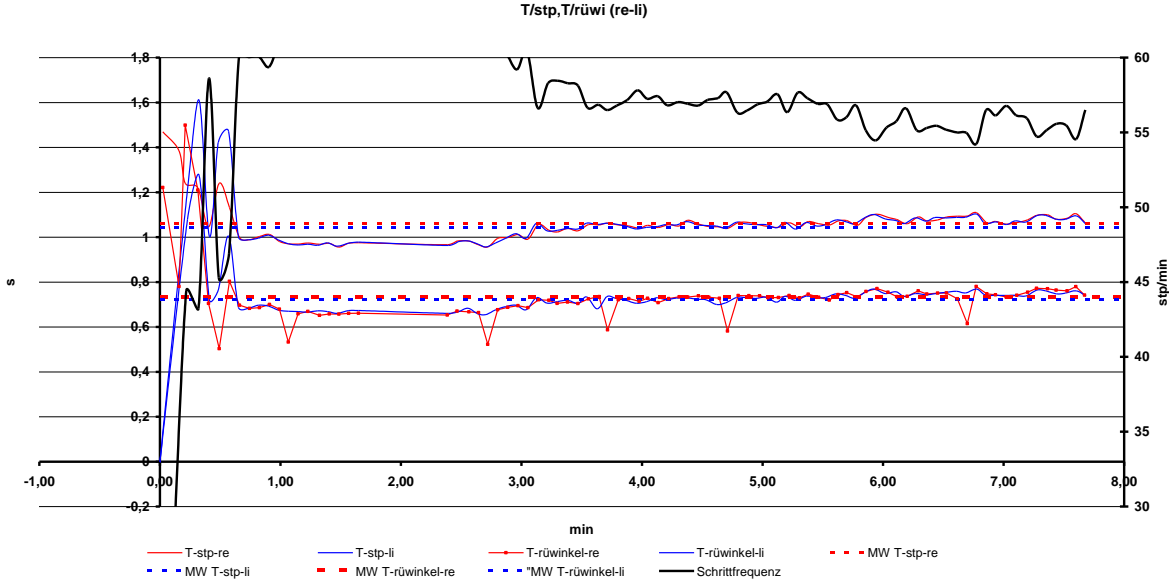
Proband 5



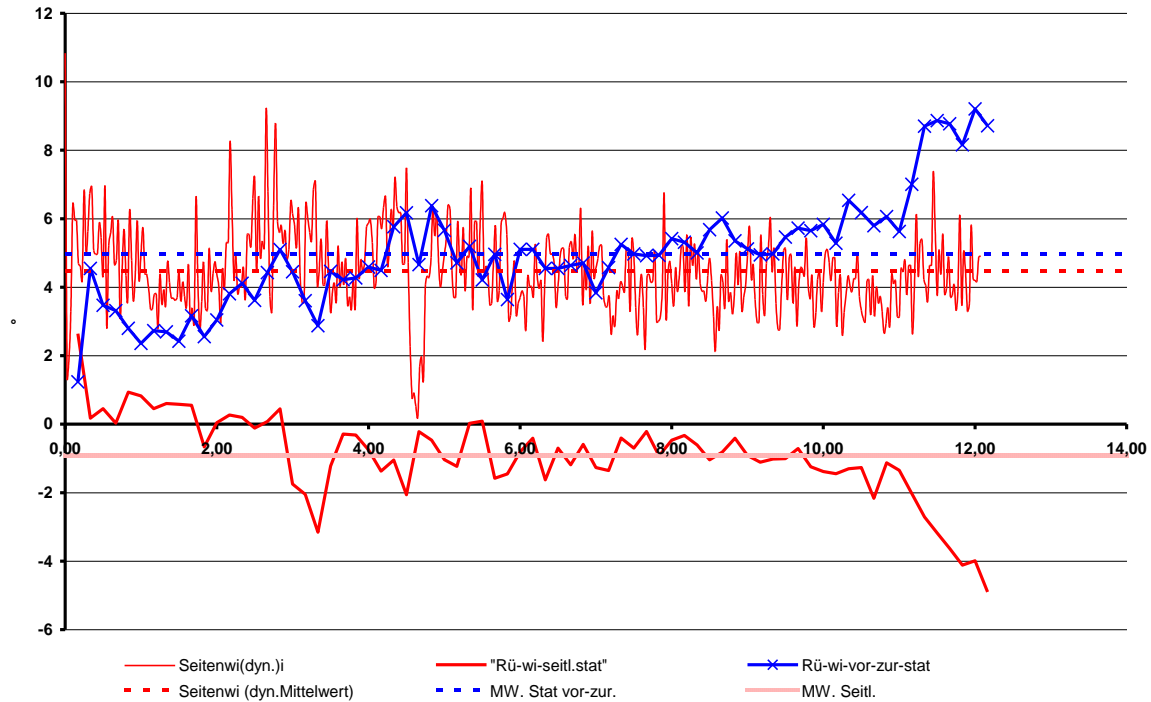
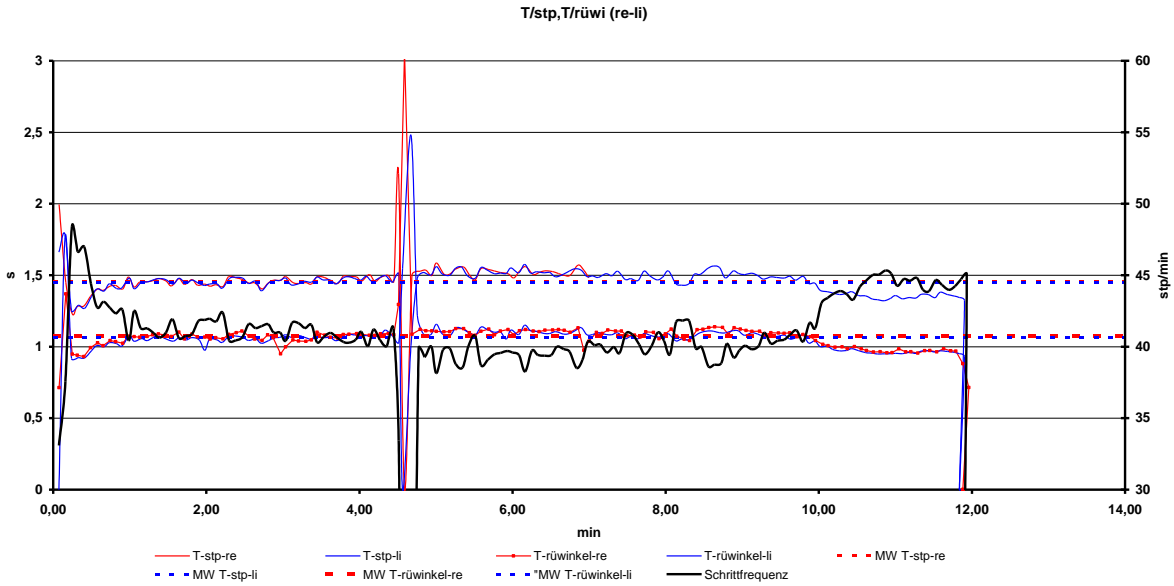
Proband 6



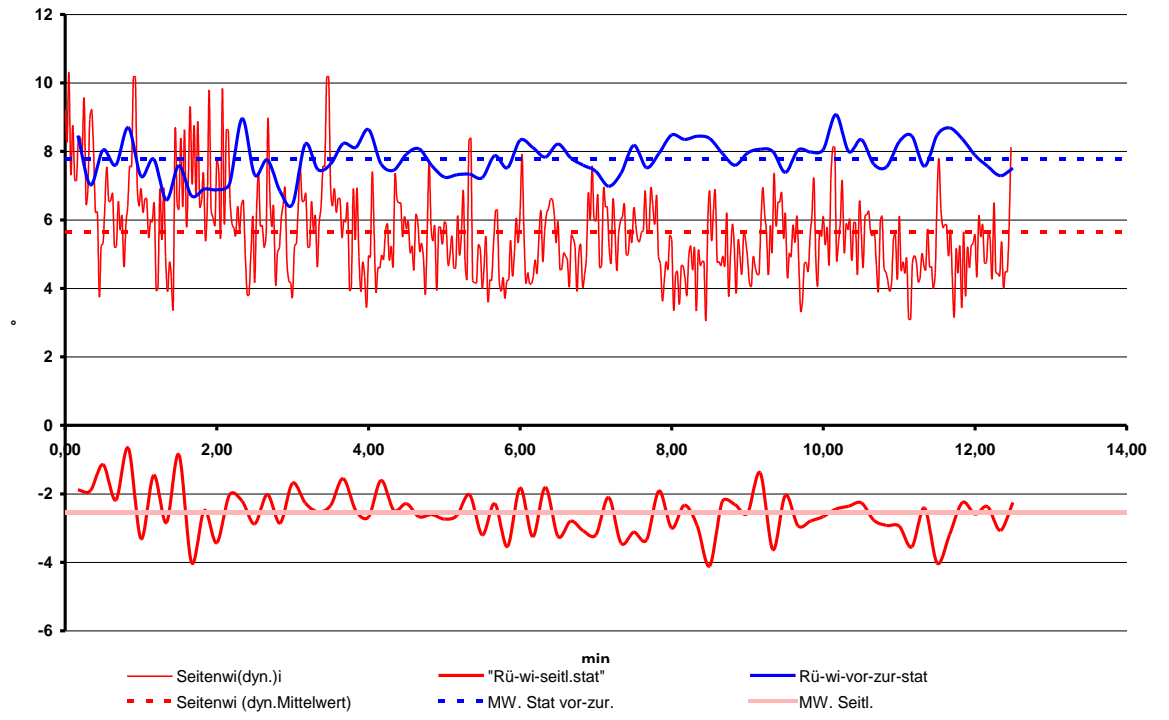
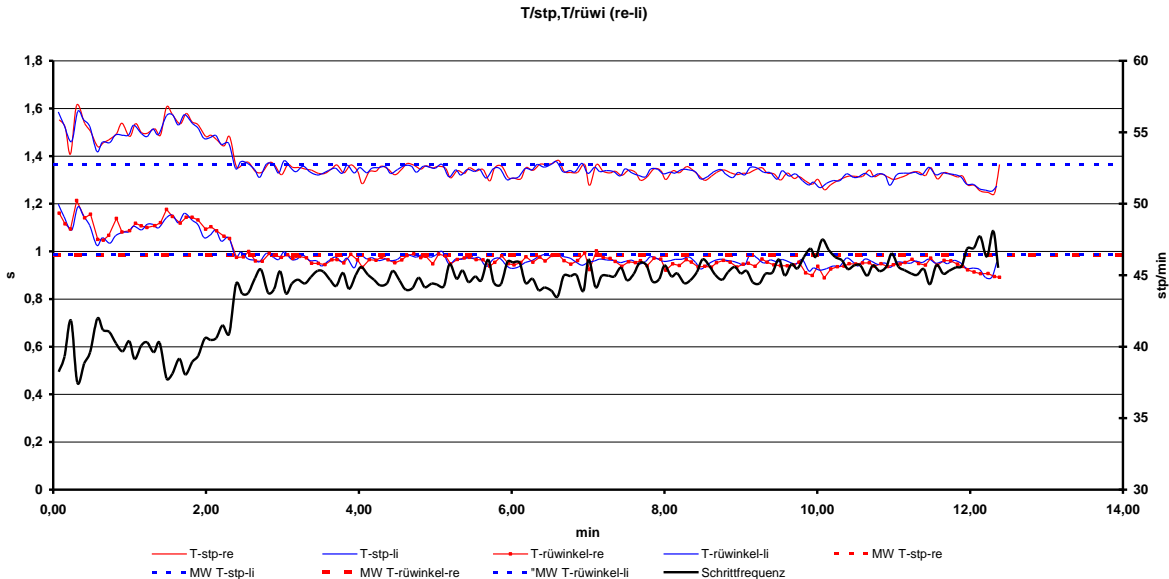
Proband 7



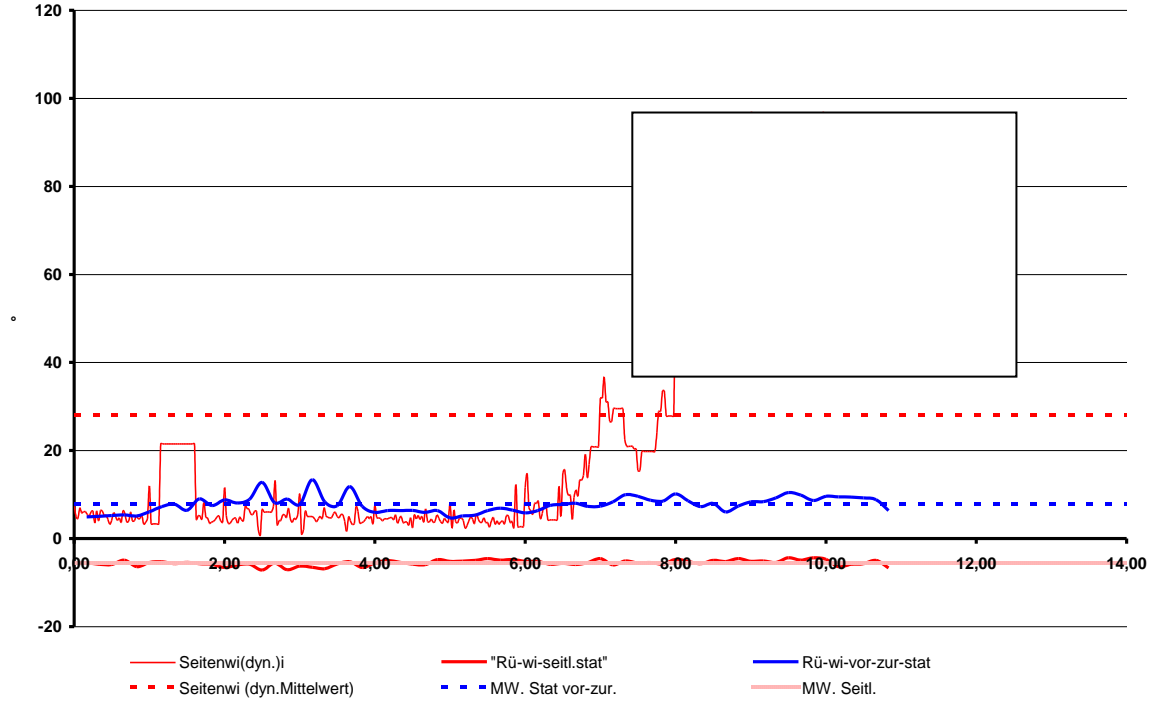
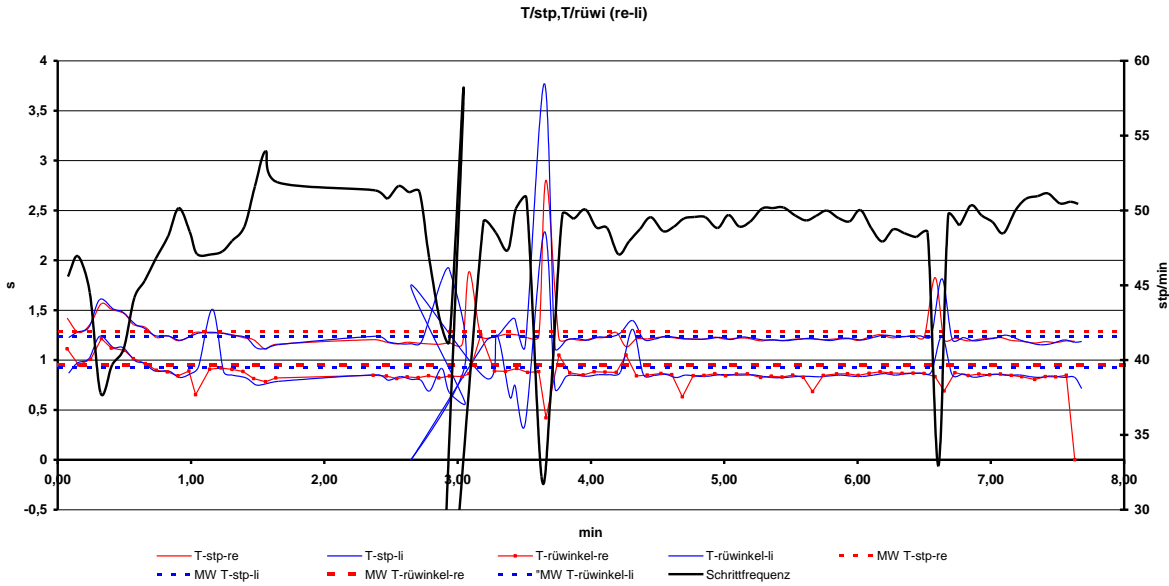
Proband 8



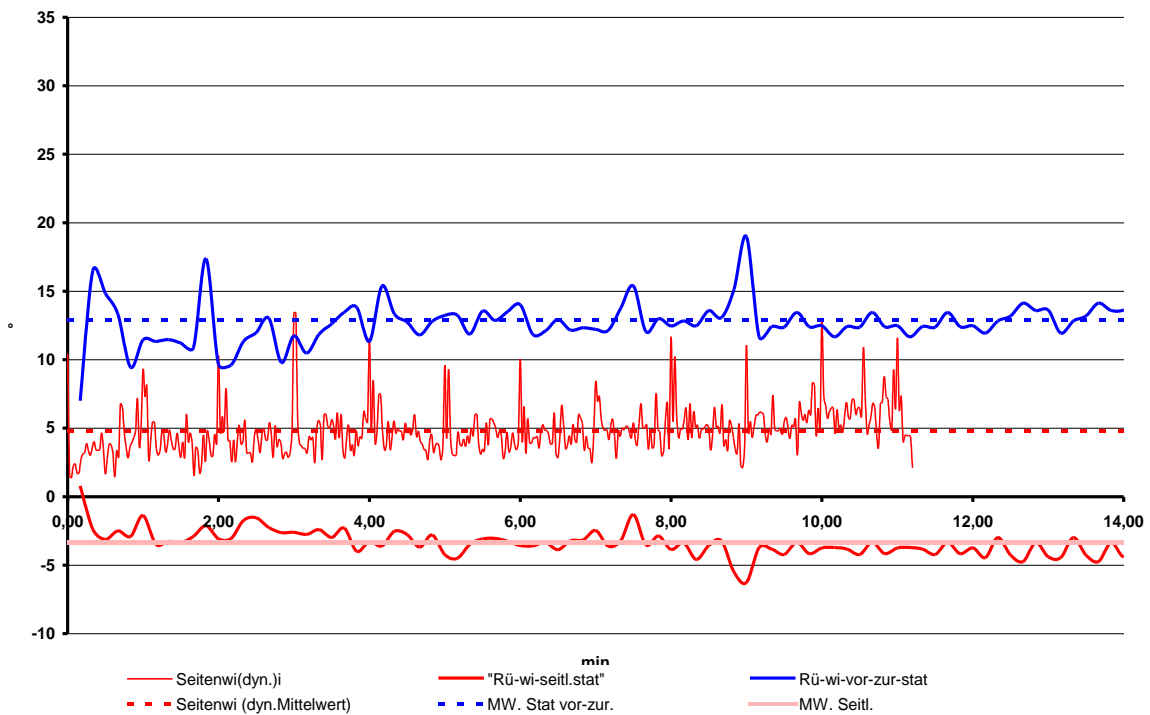
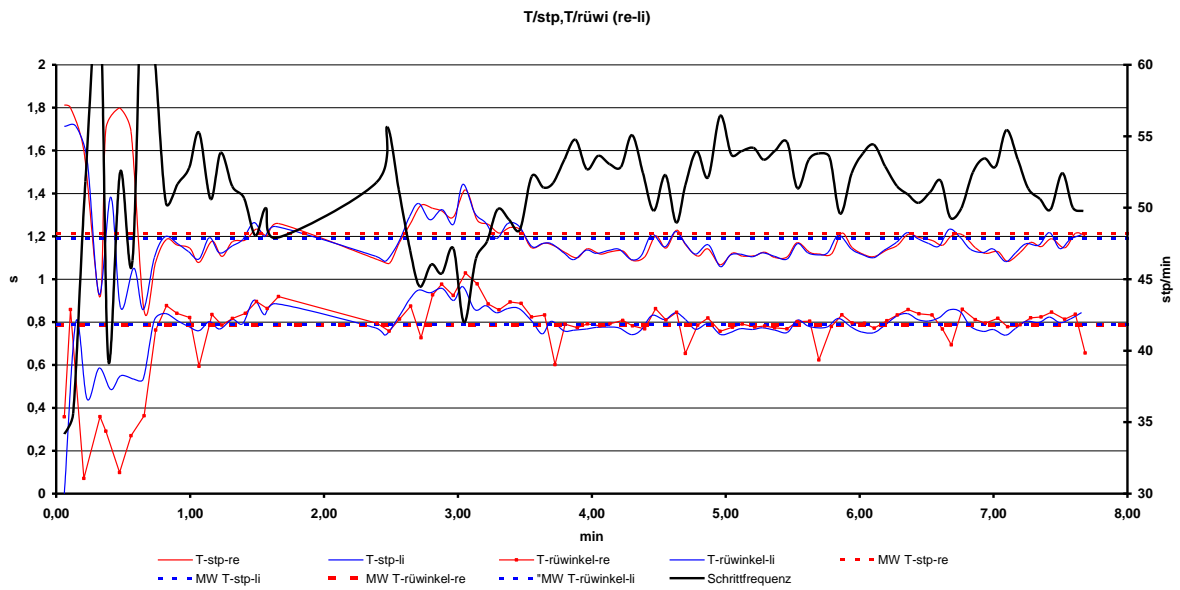
Proband 9



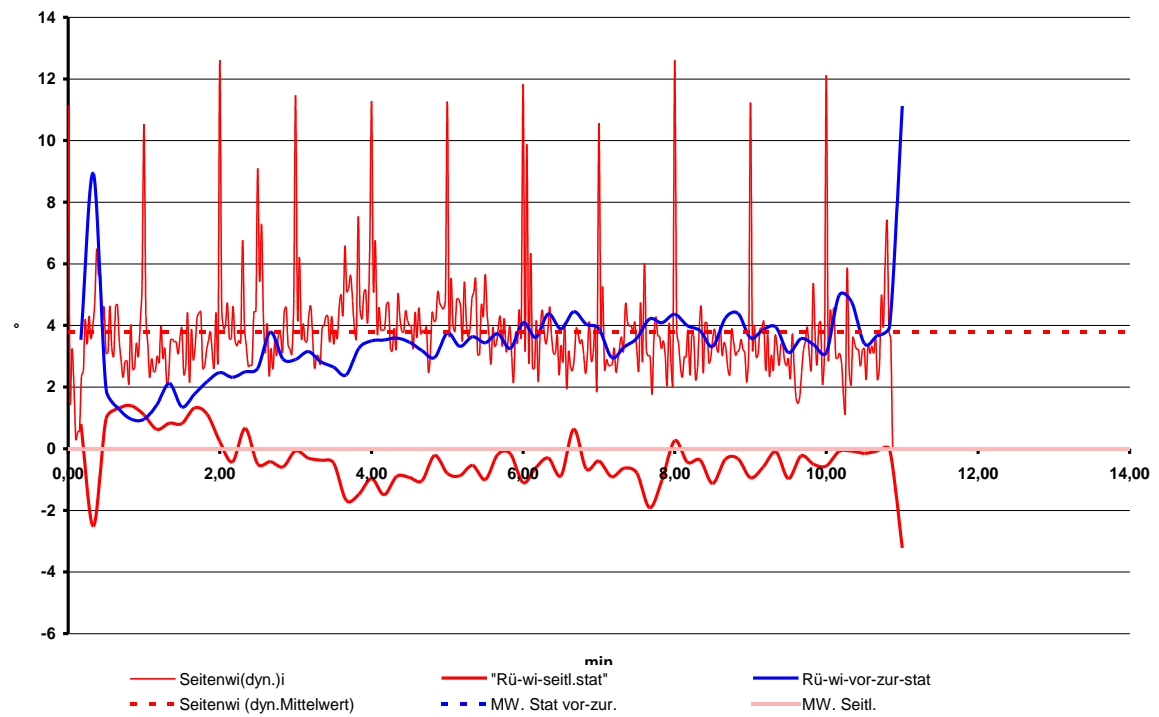
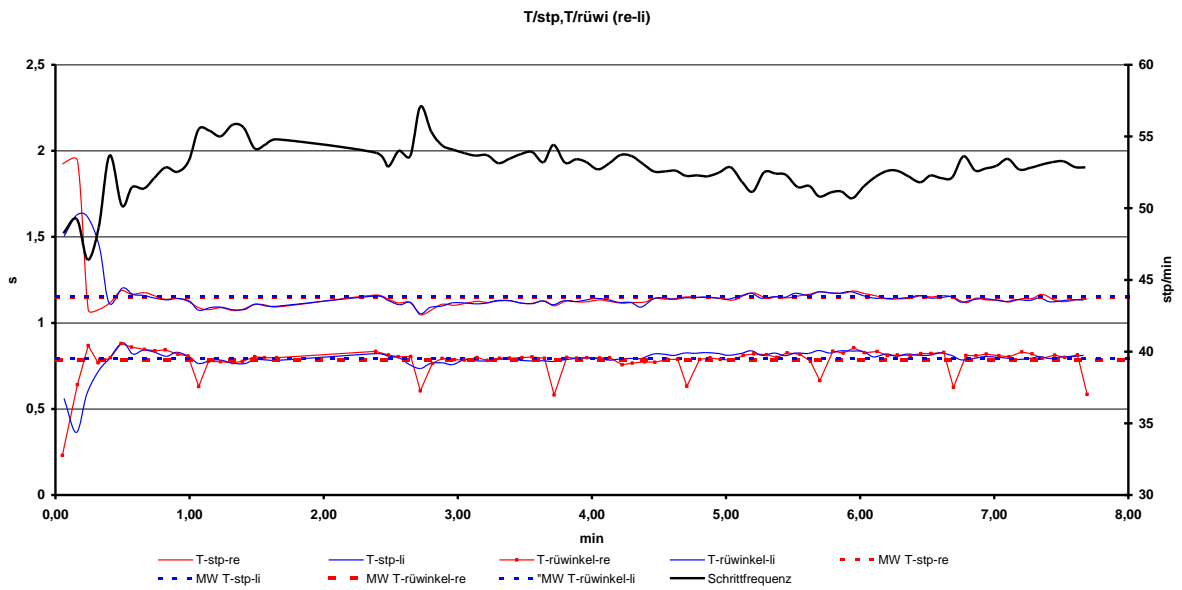
Proband 10



Proband 11

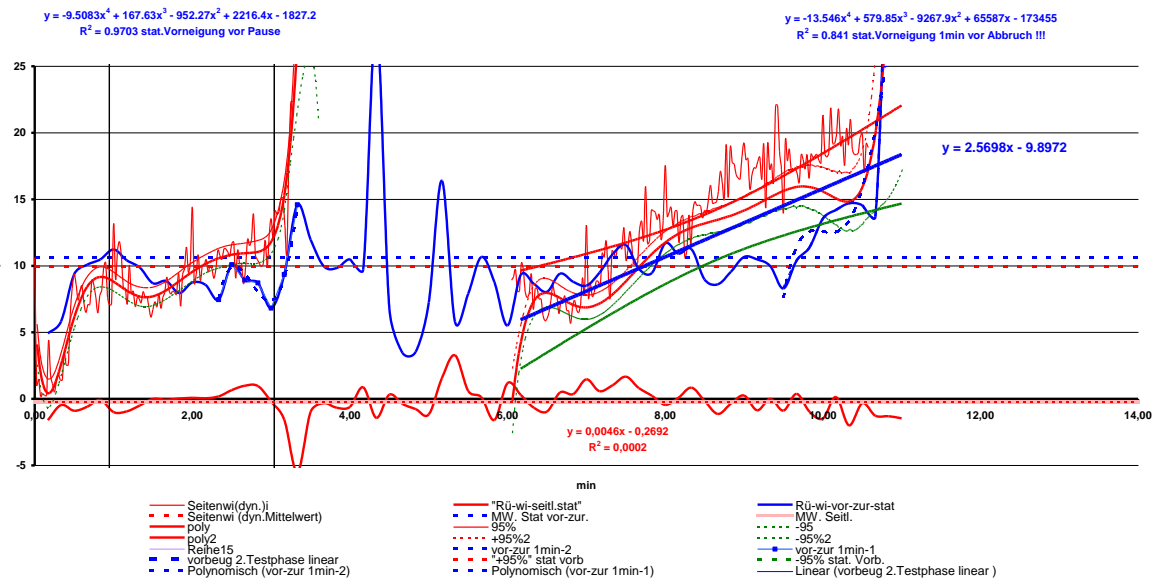
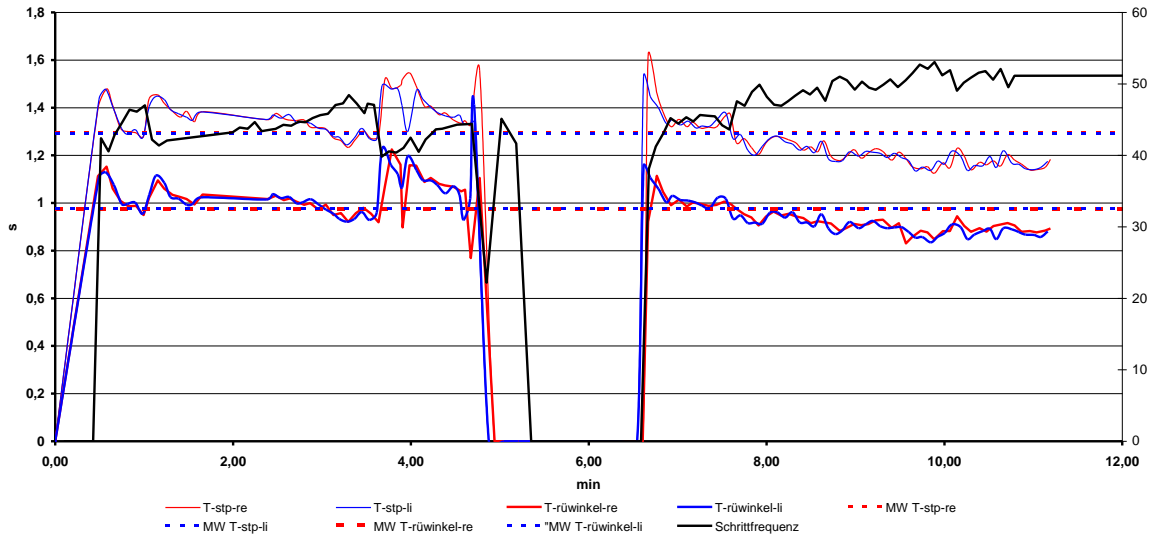


Proband 12

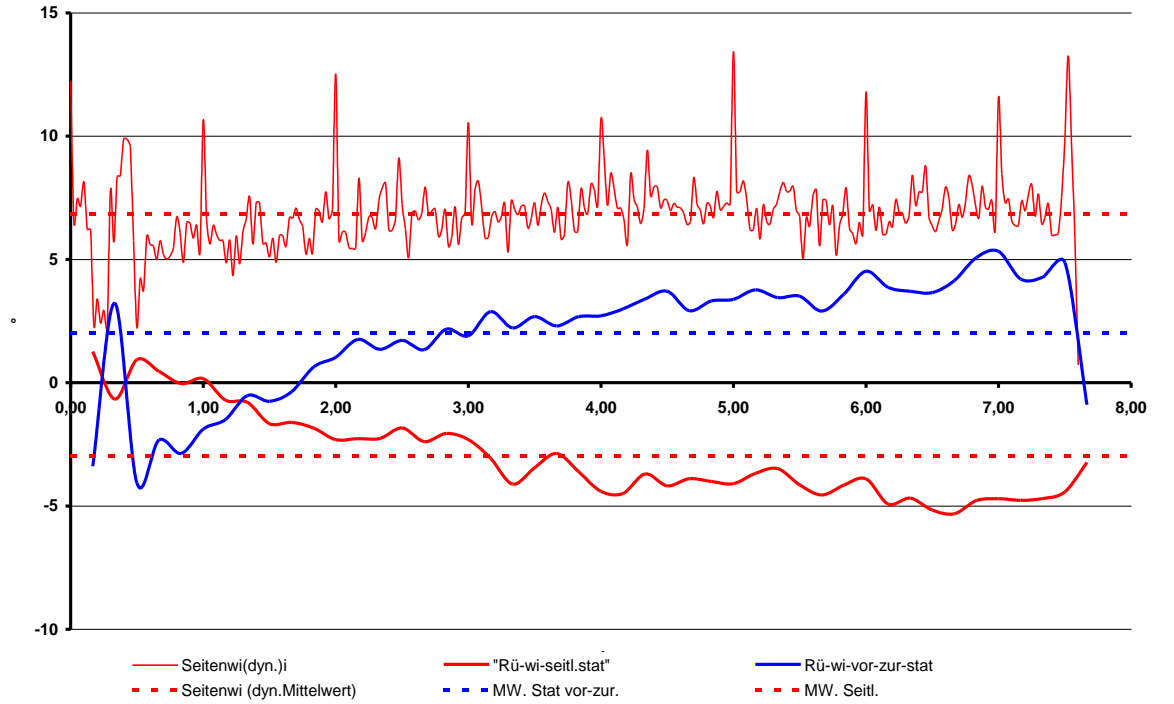
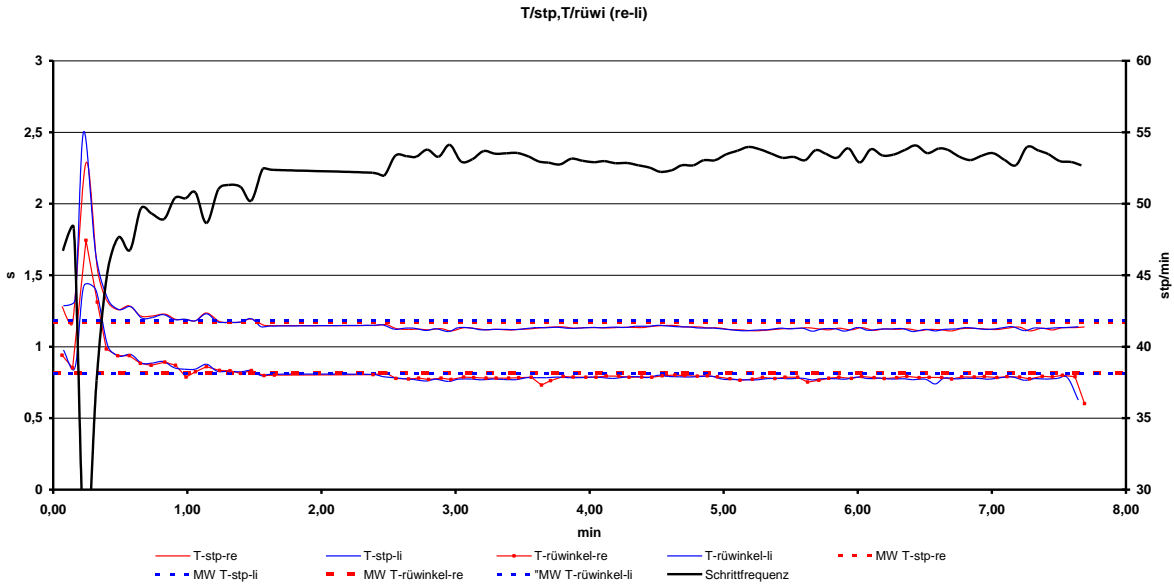


Proband 13

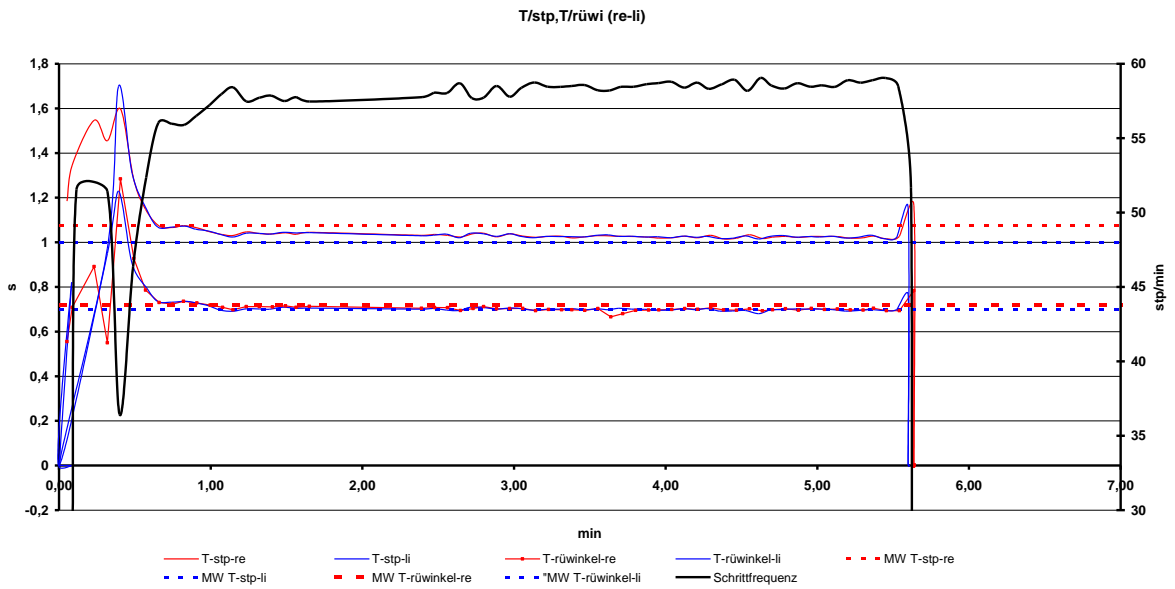
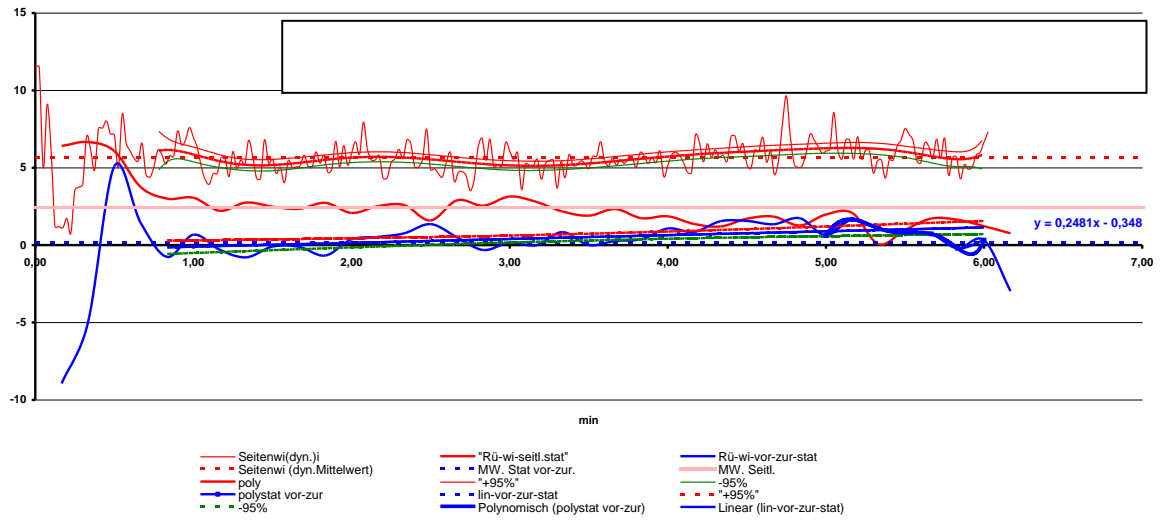
T/stp,T/rüwi (re-li)



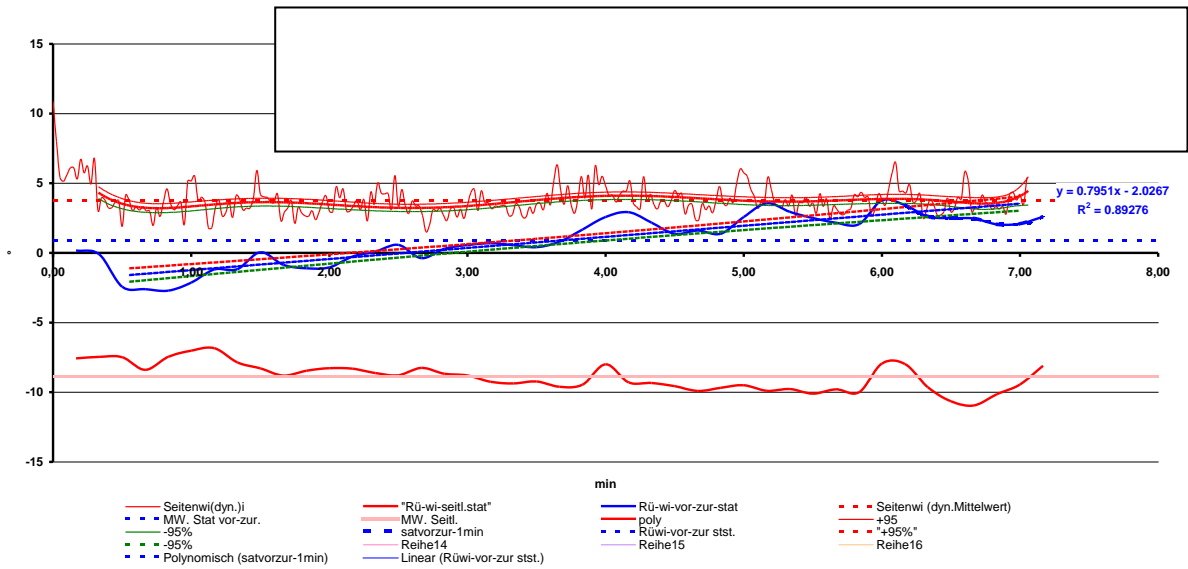
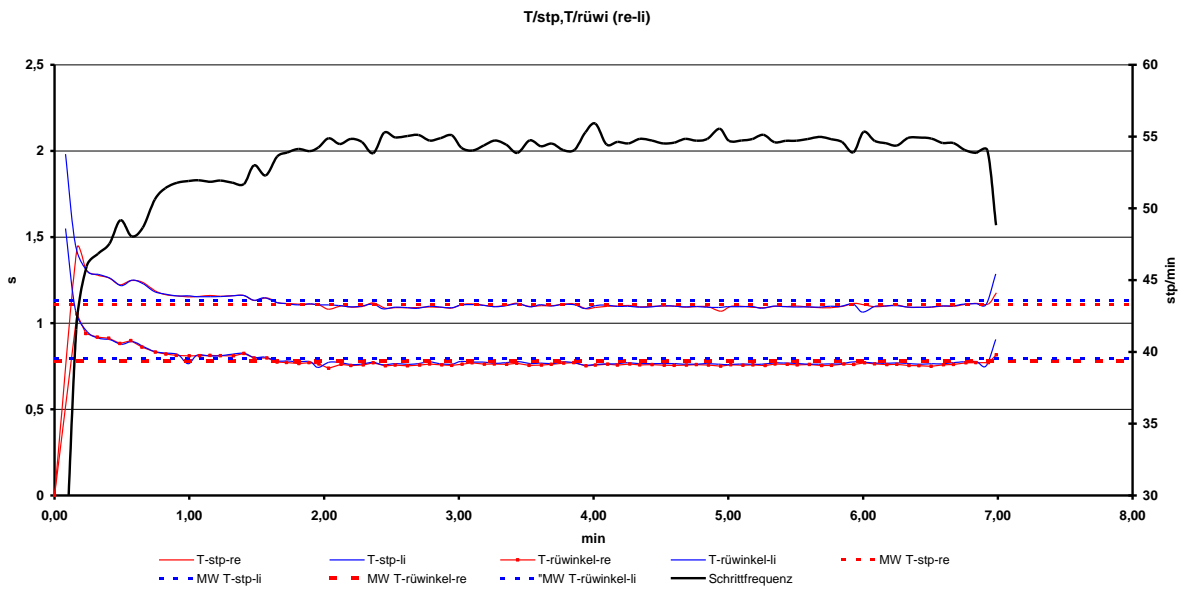
Proband 14



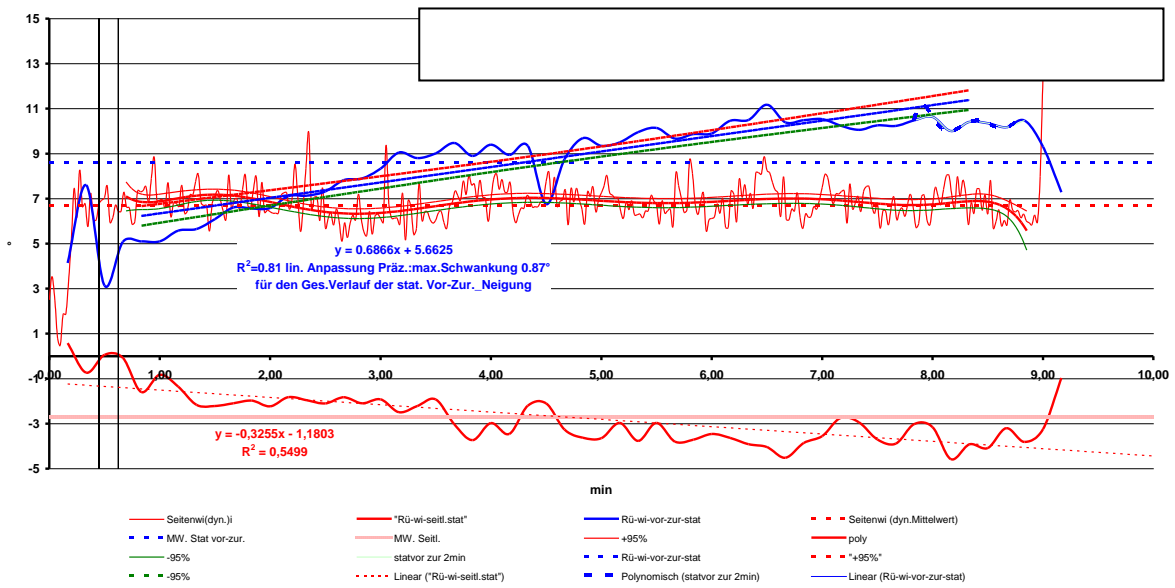
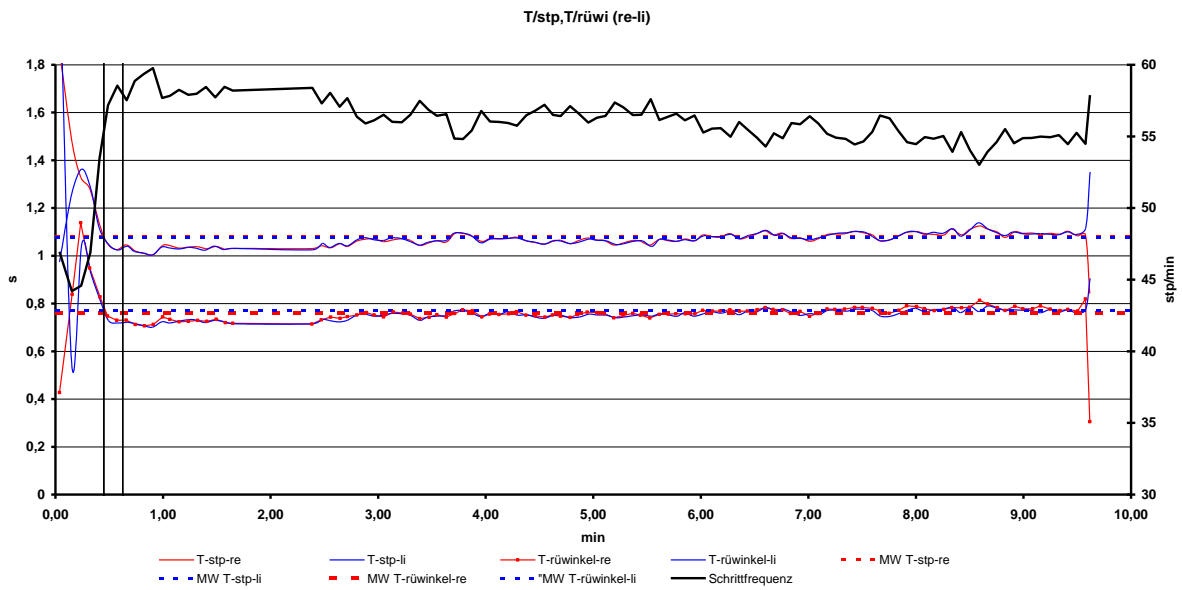
Proband 15



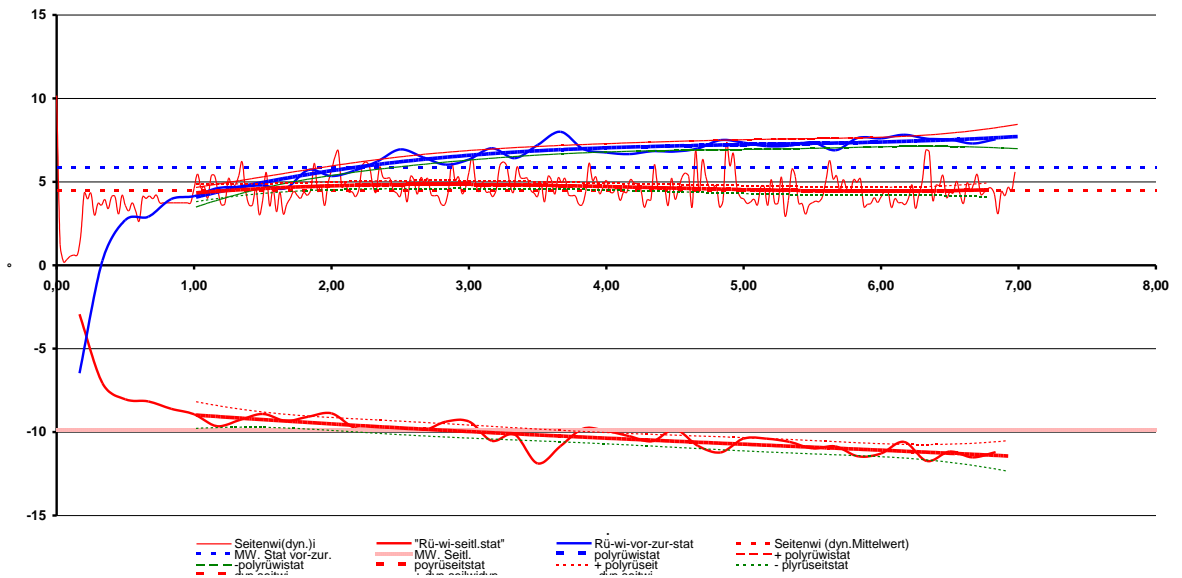
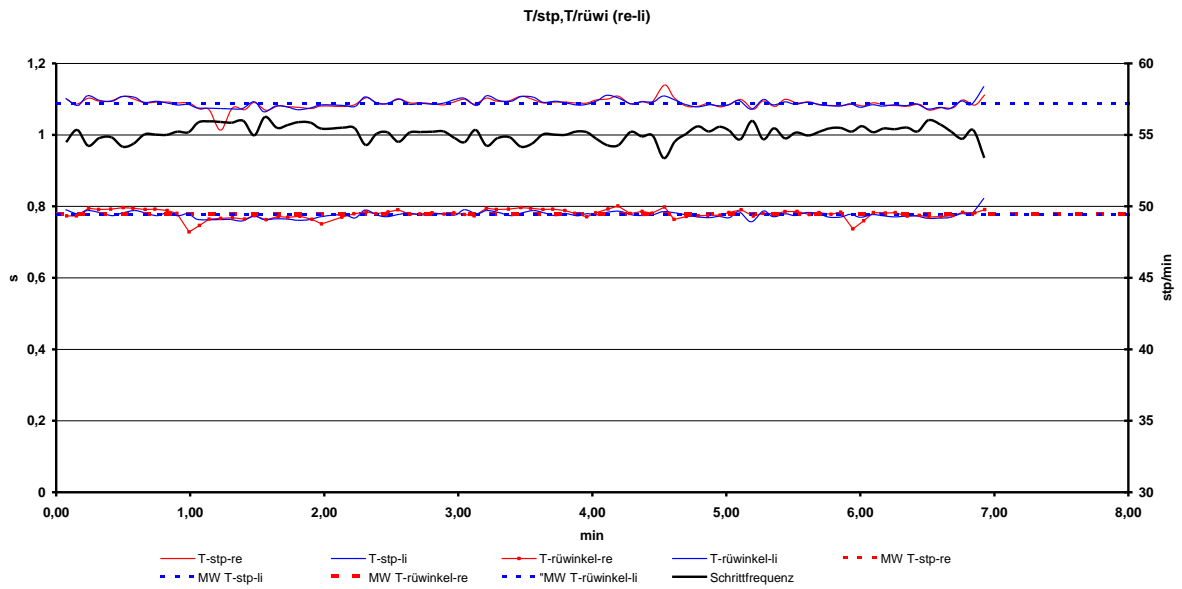
Proband 16



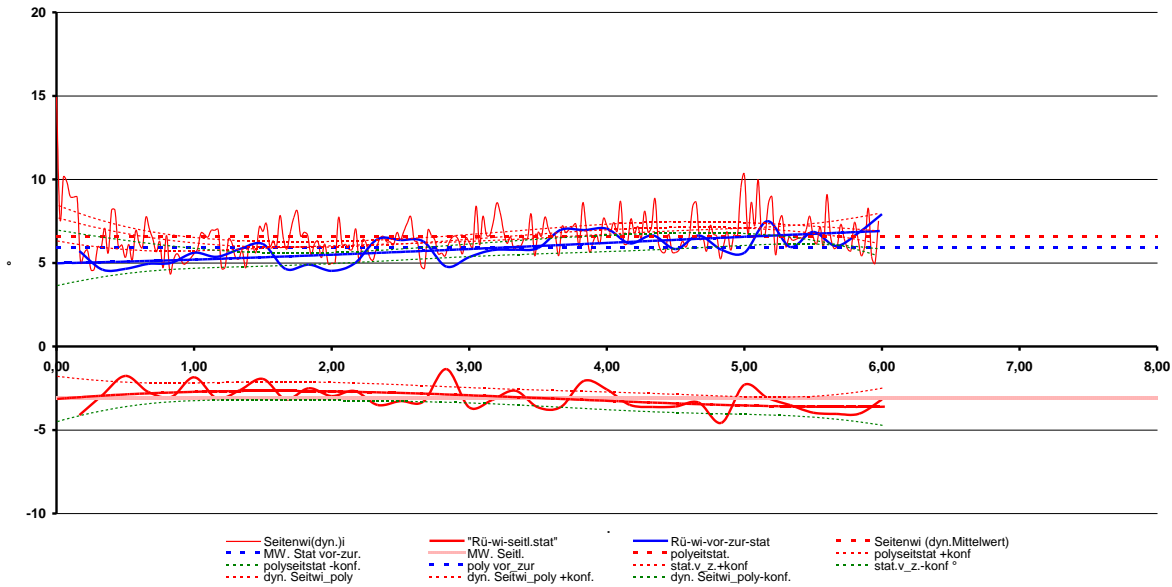
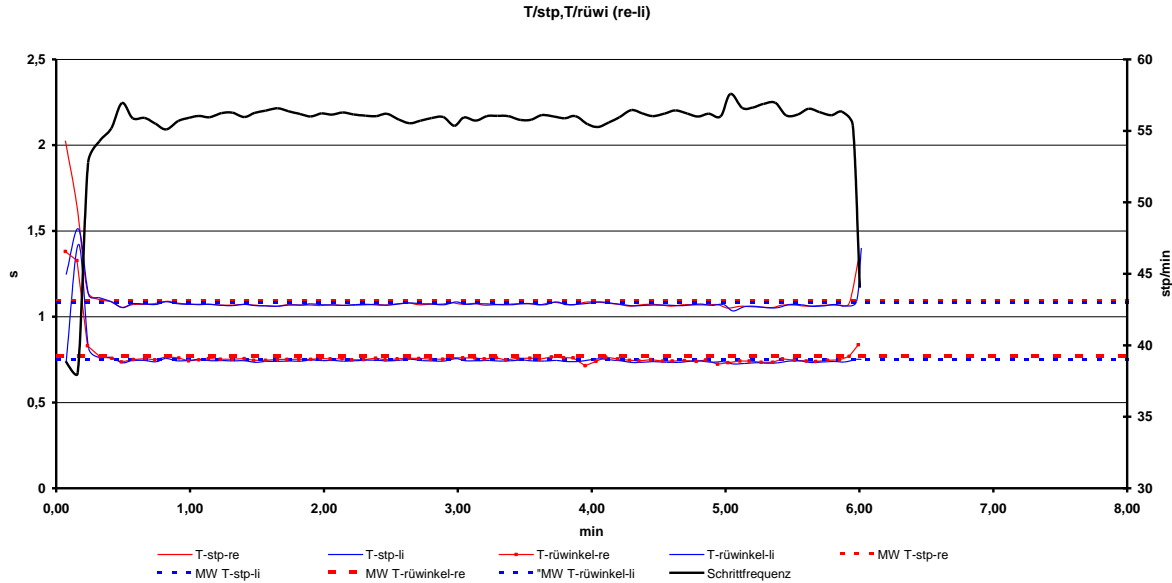
Proband 17



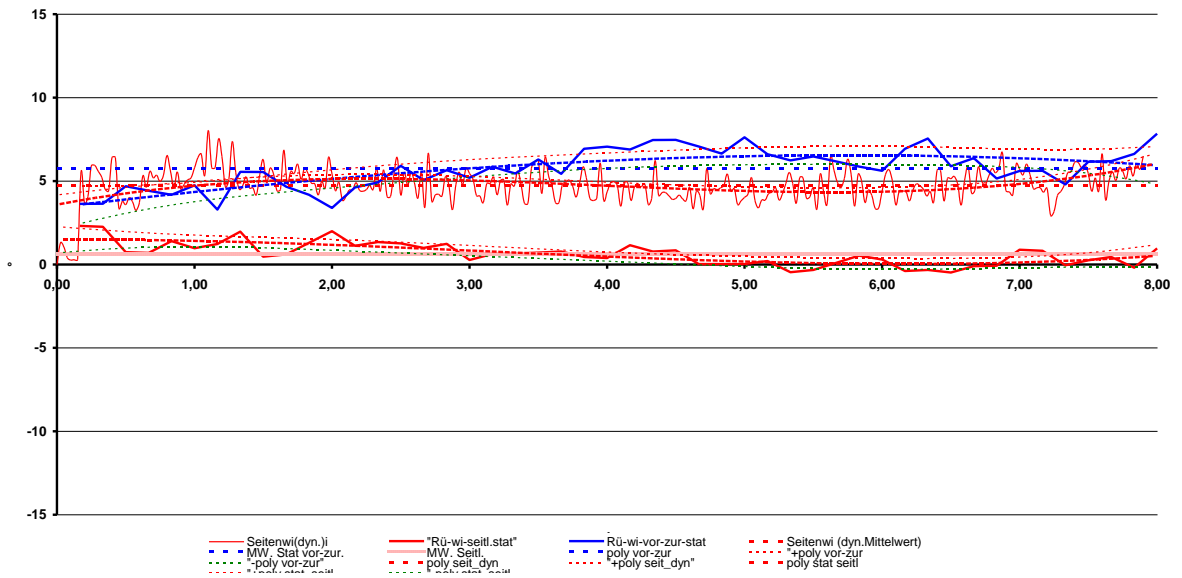
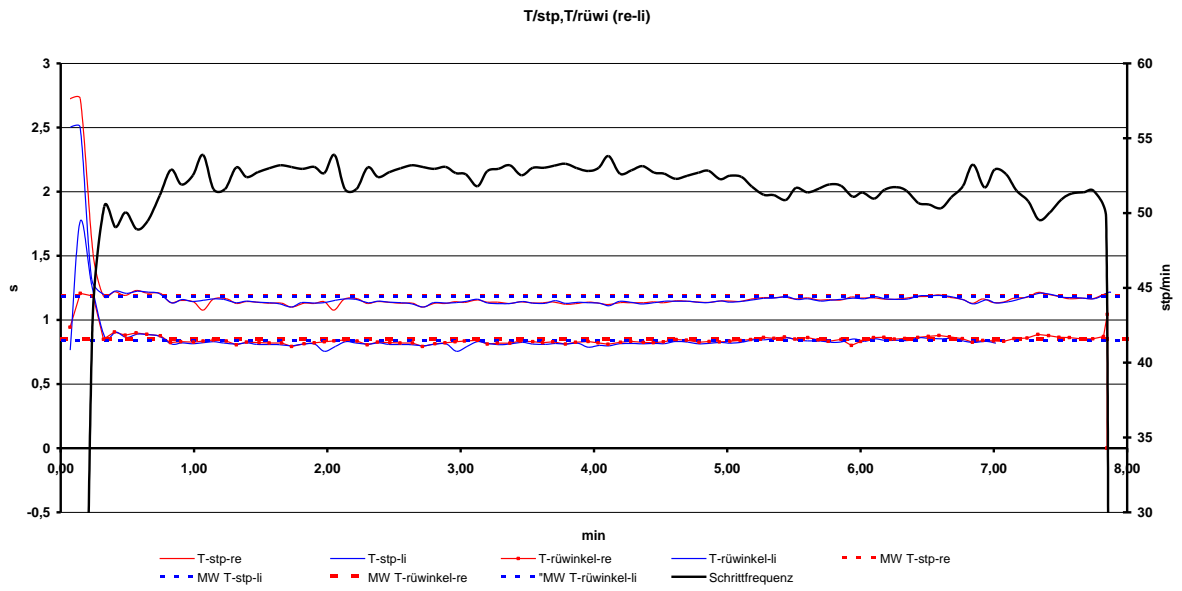
Proband 18



Proband 19

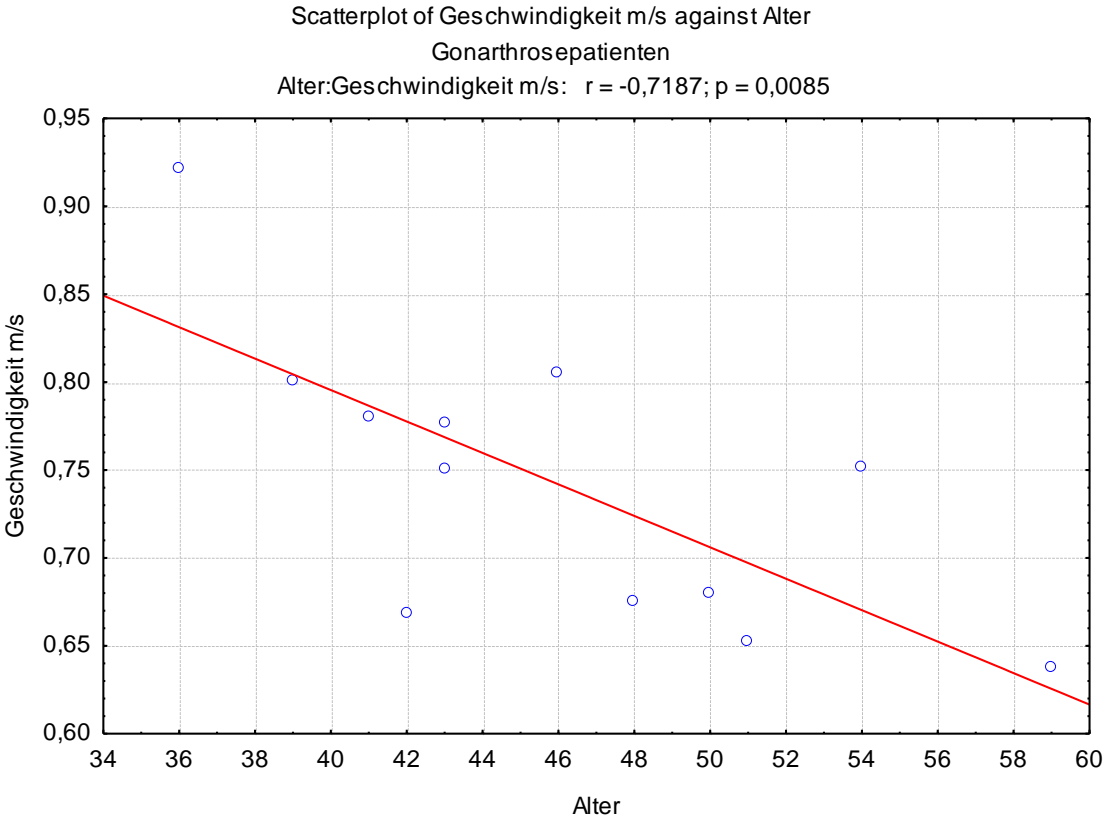


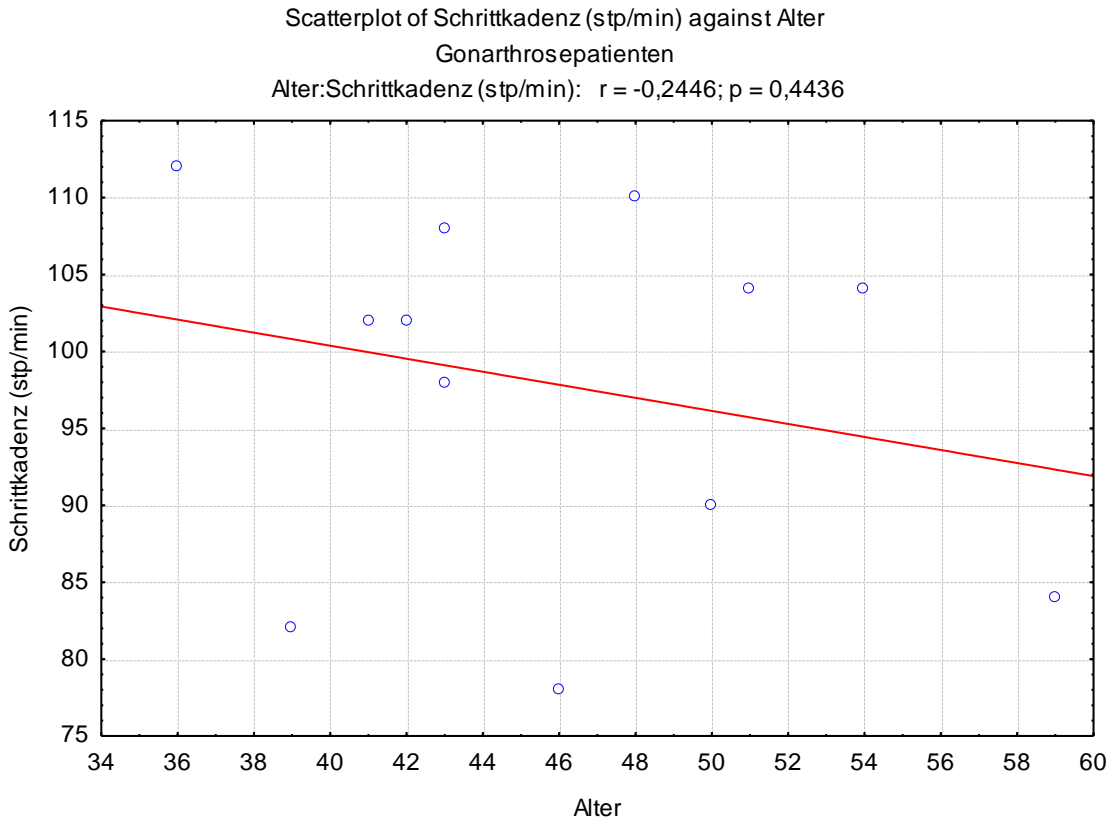
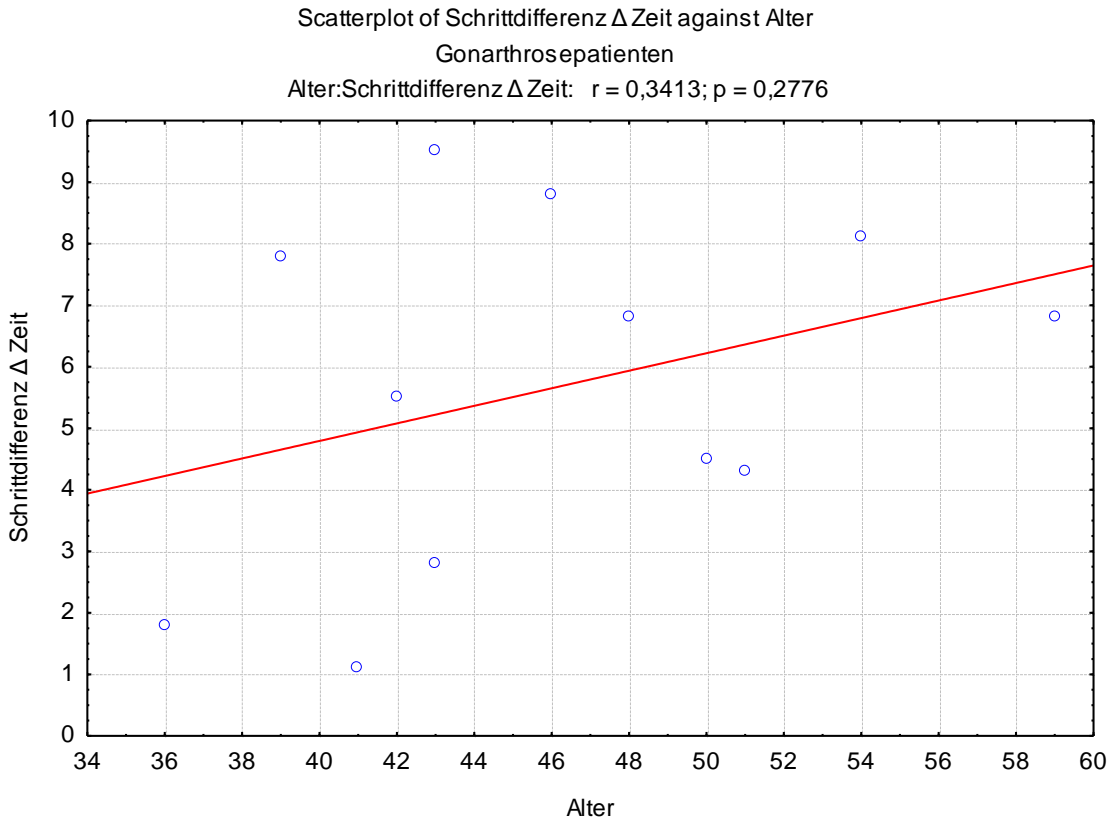
Proband 20



Statistische Auswertung

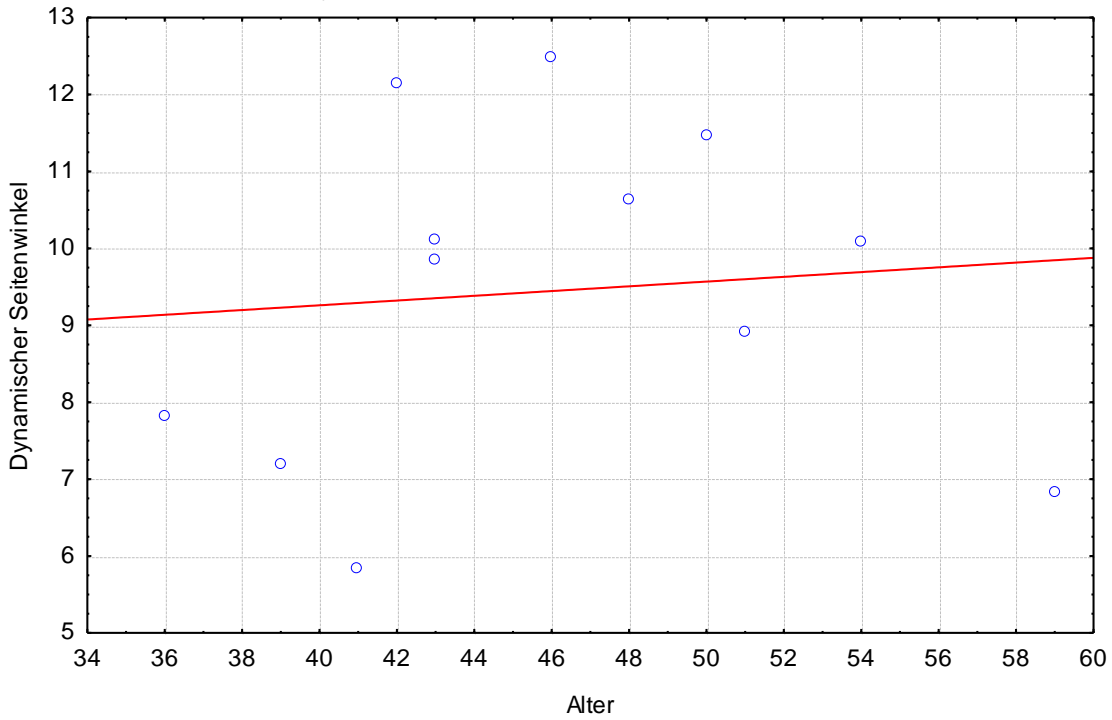
8.2 Scatterplots





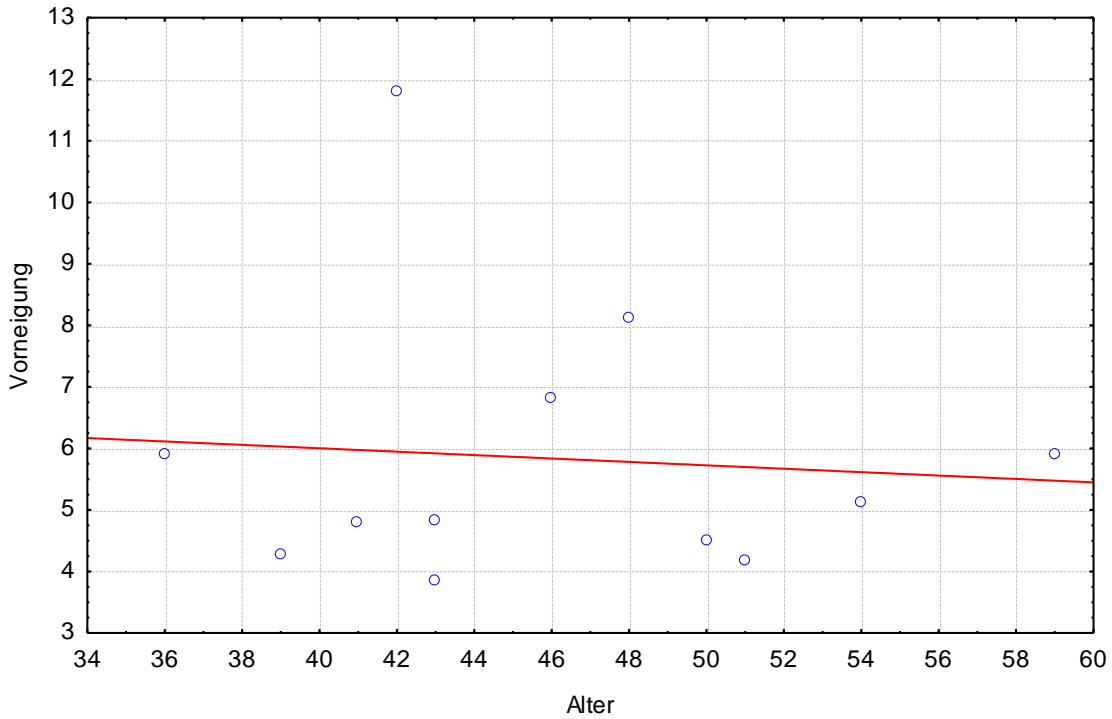
Scatterplot of Dynamischer Seitenwinkel against Alter
Gonarthrosepatienten

$$\text{Dynamischer Seitenwinkel} = 8,0262 + 0,0308 \cdot x$$

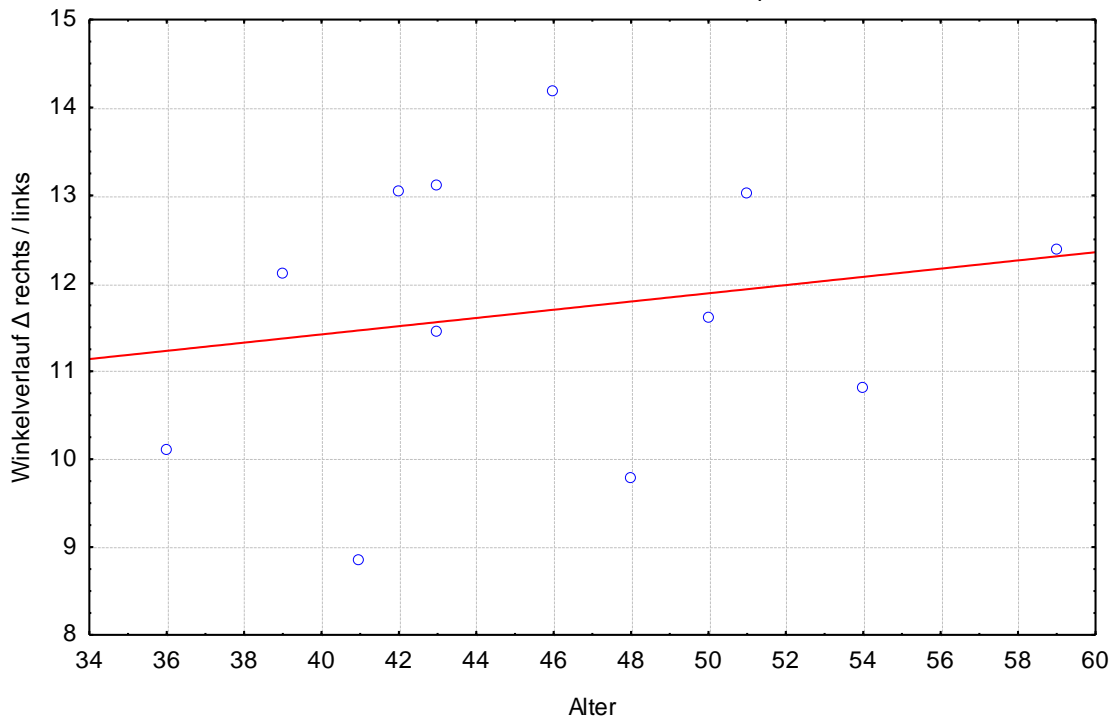


Scatterplot of Vorneigung against Alter
Gonarthrosepatienten

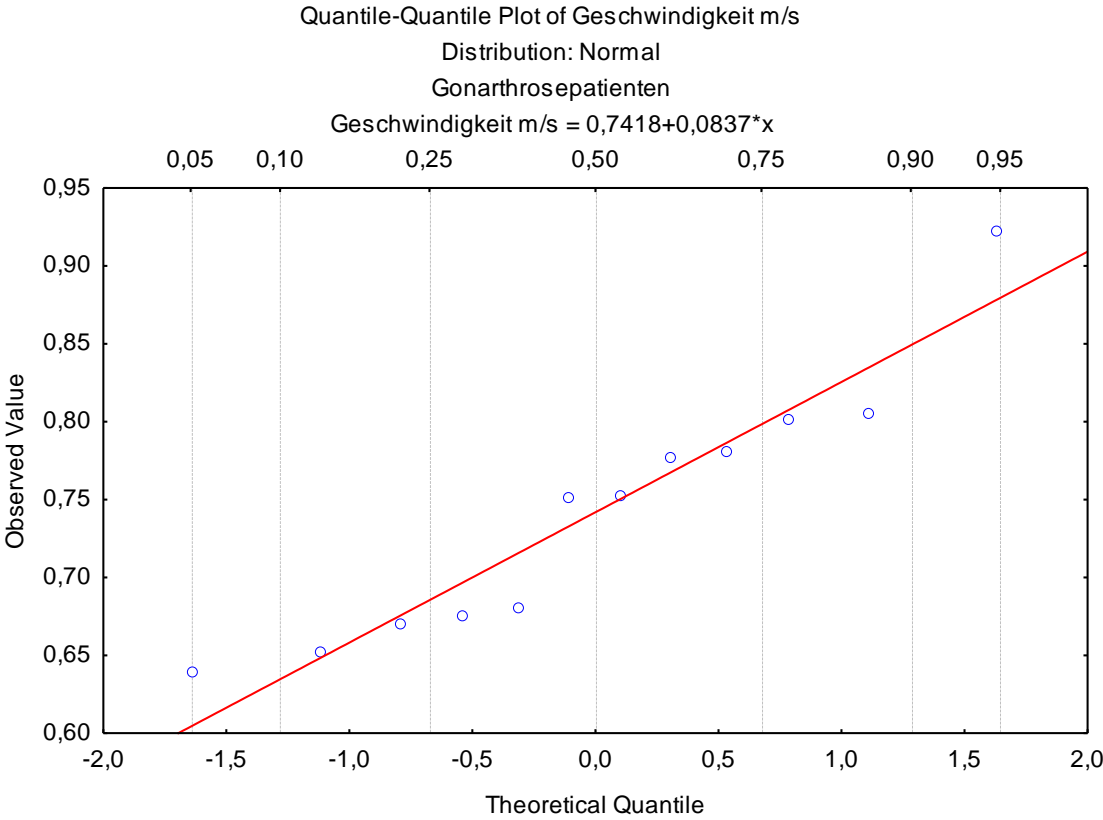
$$\text{Alter:Vorneigung: } r = -0,0821; p = 0,7998$$

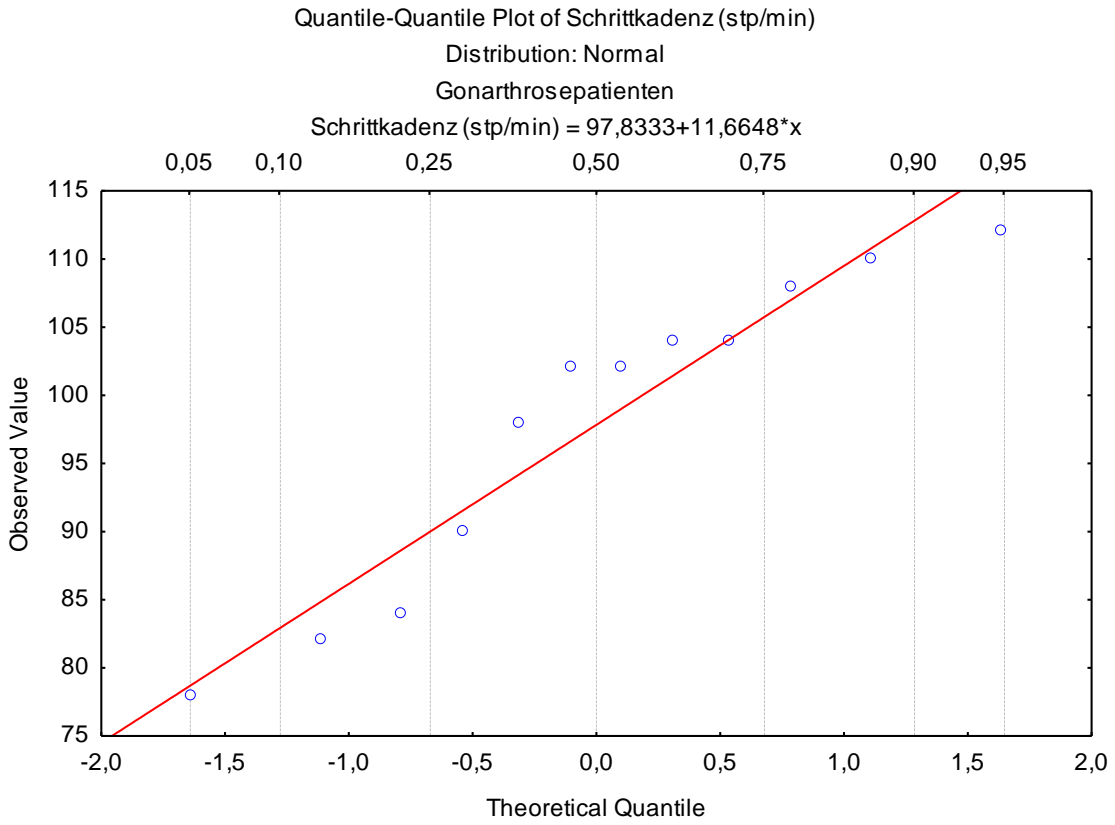
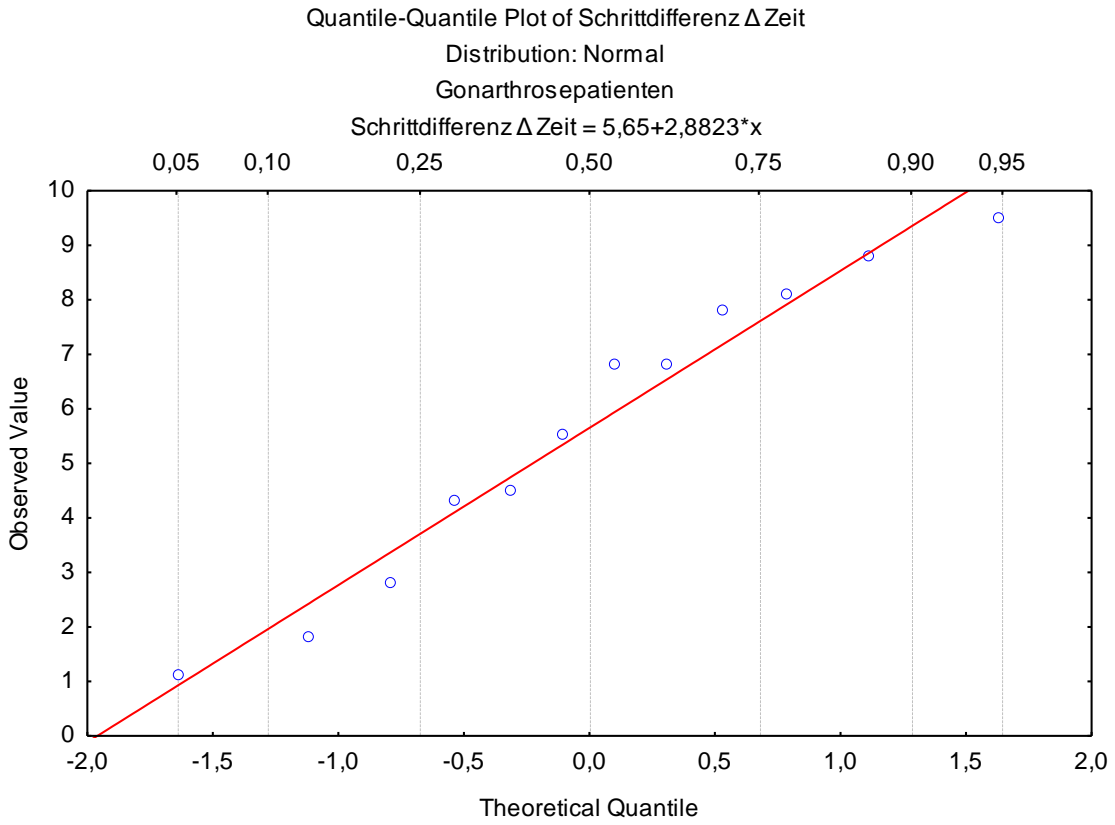


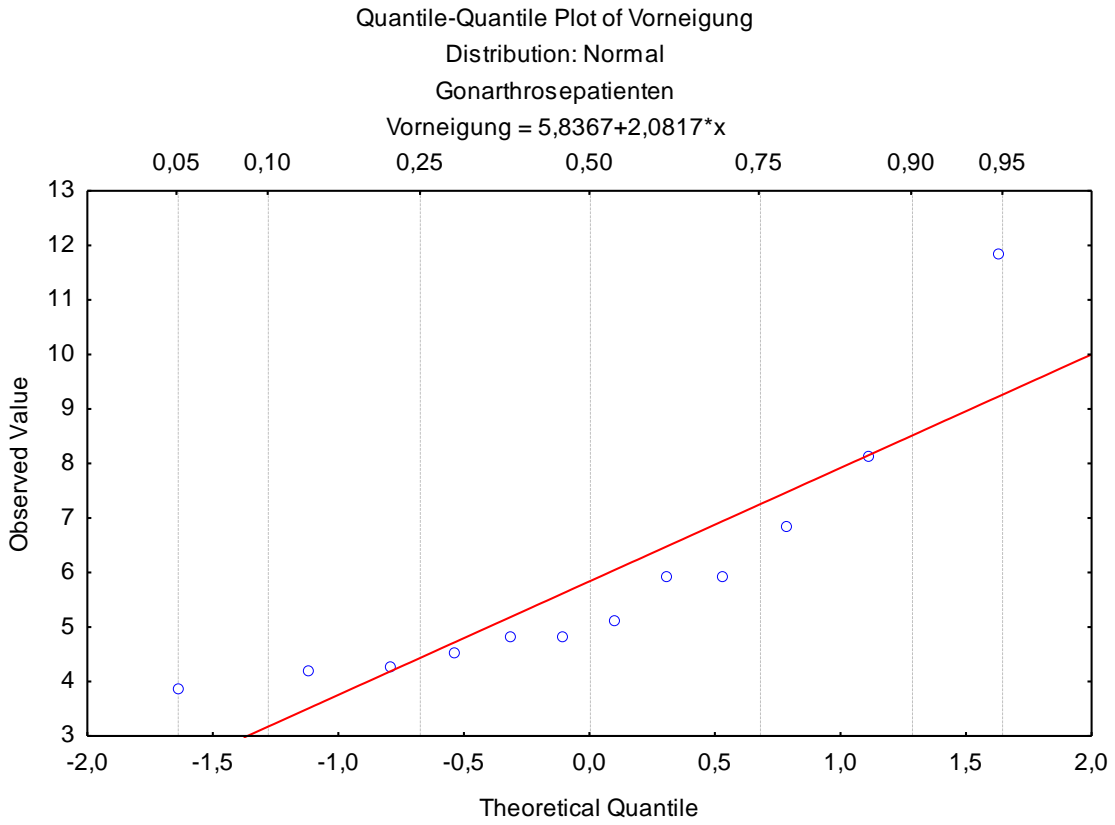
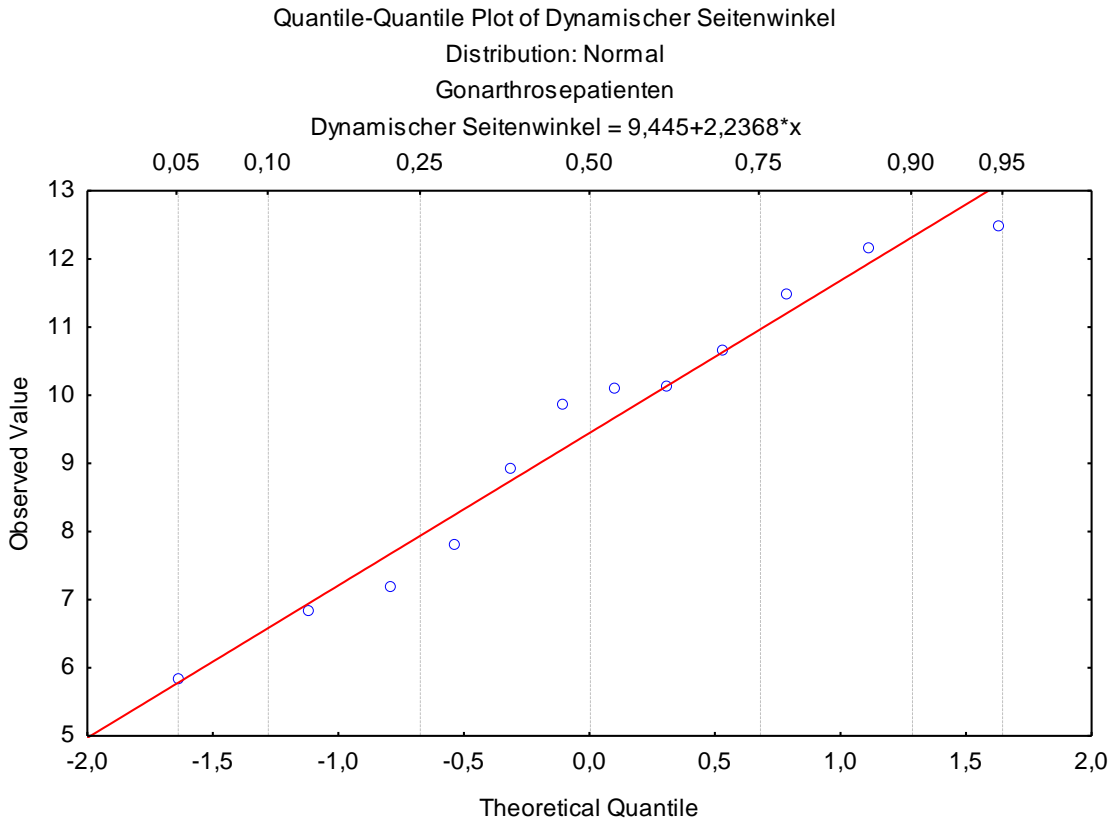
Scatterplot of Winkelverlauf Δ rechts / links against Alter
Gonarthrosepatienten
Alter:Winkelverlauf Δ rechts / links: $r = 0,1969$; $p = 0,5397$

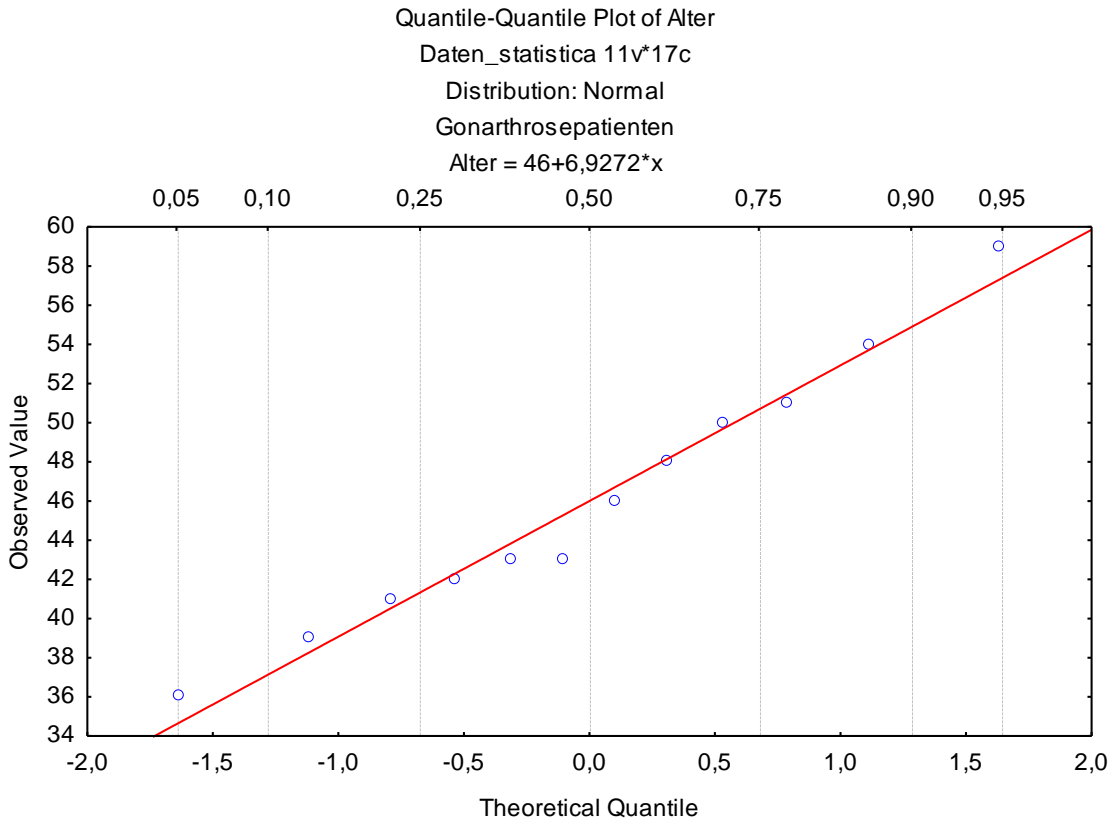
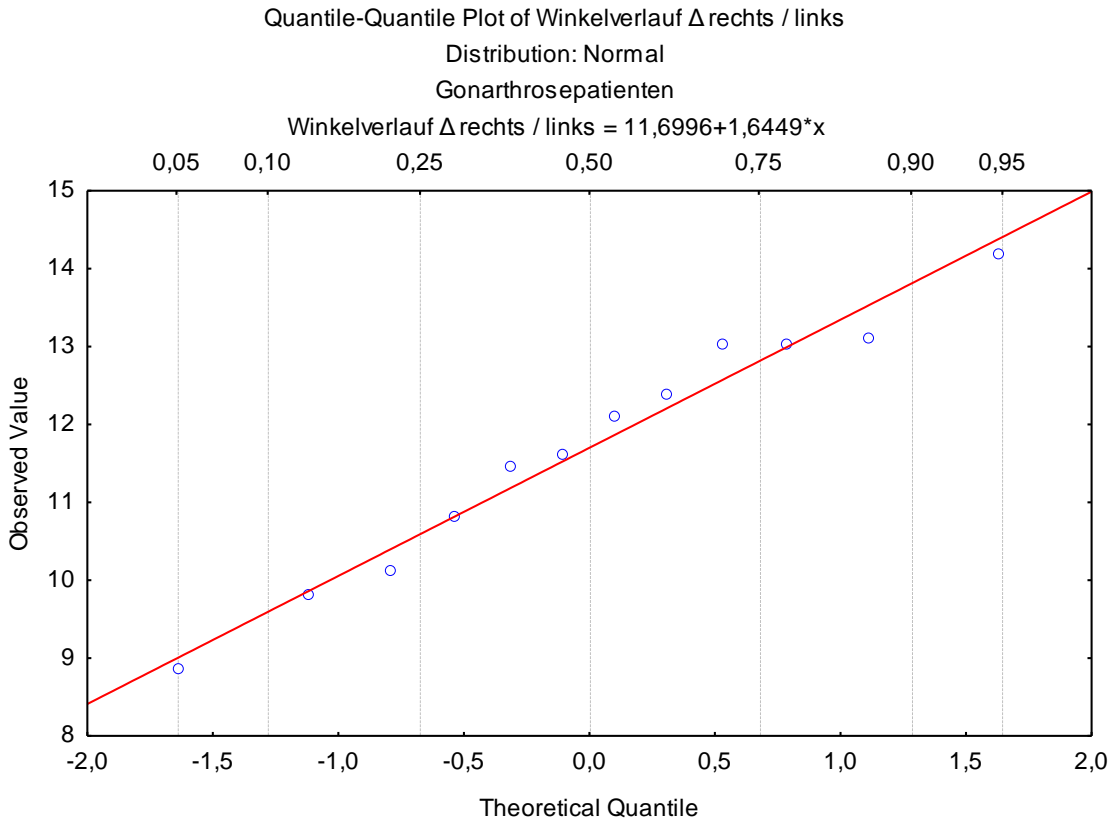


8.3 Quantile-Quantile Plots

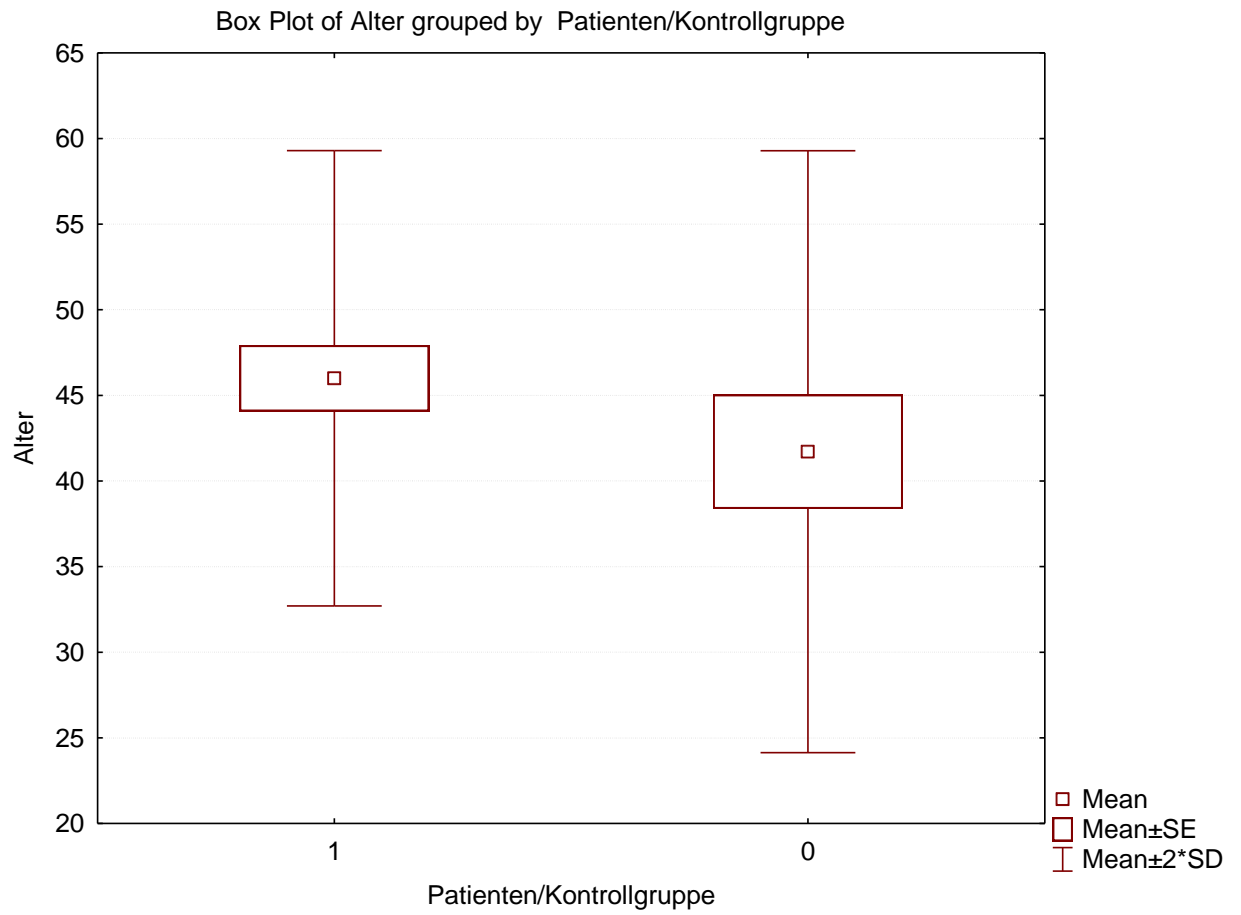








8.4 Box Plot Alter



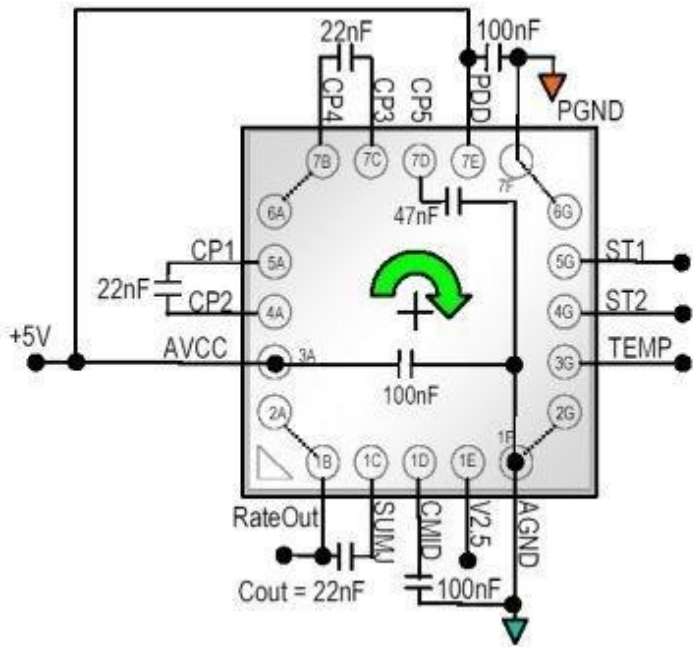
8.5 Tabellen Patientengruppe/Kontrollgruppe

Variable	All Groups Descriptive Statistics (Daten_statistica)				
	Valid N	Mean	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Geschwindigkeit m/s	19	0,9371	0,6380	1,4520	0,2826
SchrittdifferenzΔ Zeit	19	4,0082	0,3000	9,5000	3,1408
Schrittkadenz (stp/min)	19	104,6316	78,0000	128,0000	13,5327
Dynamischer Seitenwinkel	19	7,5458	1,2400	12,4800	3,2682
Vorneigung	19	5,1542	0,7800	11,8100	2,2802
WinkelverlaufΔ rechts / links	19	8,5282	0,5800	14,1700	4,6345
Alter	19	44,4211	29,0000	59,0000	7,5668

Variable	Patienten/Kontrollgruppe=1 Descriptive Statistics (Daten_statistica)				
	Valid N	Mean	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Geschwindigkeit m/s	12	0,7418	0,6380	0,9220	0,0827
SchrittdifferenzΔ Zeit	12	5,6500	1,1000	9,5000	2,7770
Schrittkadenz (stp/min)	12	97,8333	78,0000	112,0000	11,5194
Dynamischer Seitenwinkel	12	9,4450	5,8400	12,4800	2,1520
Vorneigung	12	5,8367	3,8400	11,8100	2,2443
WinkelverlaufΔ rechts / links	12	11,6995	8,8500	14,1700	1,5788
Alter	12	46,0000	36,0000	59,0000	6,6469

Variable	Patienten/Kontrollgruppe=0 Descriptive Statistics (Daten_statistica)				
	Valid N	Mean	Minimum	Maximum	Std.Dev.
Geschwindigkeit m/s	7	1,2718	1,0840	1,4520	0,1421
SchrittdifferenzΔ Zeit	7	1,1937	0,3000	3,1000	0,9078
Schrittkadenz (stp/min)	7	116,2857	108,0000	128,0000	7,4322
Dynamischer Seitenwinkel	7	4,2900	1,2400	6,8000	1,9930
Vorneigung	7	3,9843	0,7800	5,9000	1,9586
WinkelverlaufΔ rechts / links	7	3,0914	0,5800	6,3100	2,2946
Alter	7	41,7143	29,0000	57,0000	8,7885

8.6 Schaltprotokoll des Winkelgebers „ADRXS300“ von Analog Devices aus den Produktinformationen



8.7 Aktuelle Kostenabschätzung

- Telemetriesystem etwa 10.000 €
- dreidimensionale Winkel- und Beschleunigungsgeber inkl. Kabel und Platinen etwa 300 €
- Datenlogger zur Datenspeicherung am Probanden etwa 6000 €
- PC inkl. Programme zur Auswertung etwa 600 €
- Personalkosten etwa 300 - 500€ pro Tag.

8.8 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse

Proband	Erkrankung	Geschwindigkeit m/s	Schrittdifferenz Δ Zeit	Schritt- Kadenz (stp/min)	Dynamischer Seitwinkel	Vorneigung	Winkelverlauf Δ rechts / links	Alter
1	Gonarthrose links	0,805	8,8	78	12,48°	6,81°	14,17	46
2	Gonarthrose links	0,751	9,5	108	9,86°	3,84°	13,1	43
3	Gonarthrose links	0,68	4,5	90	11,46°	4,51°	11,6	50
4	Gonarthrose links	0,669	5,5	102	12,14°	11,81°	13,03	42
5	Gonarthrose links	0,652	4,3	104	8,92°	4,17°	13,025	51
6	Gonarthrose links	0,922	1,8	112	7,81°	5,91°	10,1	36
7	Gonarthrose links	0,752	8,1	104	10,08°	5,11°	10,8	54
8	Gonarthrose links	0,801	7,8	82	7,18°	4,26°	12,1	39
9	Gonarthrose rechts	0,638	6,8	84	6,82°	5,9°	12,38	59
10	Gonarthrose rechts	0,78	1,1	102	5,84°	4,8°	8,85	41
11	Gonarthrose rechts	0,675	6,8	110	10,64°	8,1°	9,79	48
12	Gonarthrose rechts	0,777	2,8	98	10,11°	4,82°	11,45	43
13	Claudicatio spinalis	0,416	5,8	82	16,49°	8,28°	11,19	51
14	Ohne Pathologie	1,131	0,3	118	6,8°	3,12°	5,63	57
15	Ohne Pathologie	1,452	1,1	124	3,1°	2,7°	2,09	44
16	Ohne Pathologie	1,194	3,1	110	1,24°	3,78°	4,28	39
17	Ohne Pathologie	1,416	0,5	128	3,14°	0,78°	6,31	38
18	Ohne Pathologie	1,354	1,096	114	6,59°	5,90°	1,08	29
19	Ohne Pathologie	1,084	1,18	108	4,71°	5,73°	0,58	38
20	Ohne Pathologie	1,2715	1,08	112	4,45°	5,88°	1,67	47

8.9 Spektrale Darstellung

