

Aus der Neurologischen Klinik,
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar

Ganganalyse
bei Parkinsonpatienten und gesunden älteren Probanden
mittels Wavelet-Transformation

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der
UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2010

vorgelegt von: Christoph Massing
geb. am 26.03.1976 in Blieskastel

Liste der verwendeten Abkürzungen

DWT	Diskrete Wavelet-Transformation
EMG	Elektromyographie
FT	Fourier-Transformation
H&Y	Hoehn und Yahr
IPS	idiopathisches Parkinson Syndrom
km/h	Kilometer pro Stunde
m	männlich
m	Meter
mg	Milligramm
ms	Millisekunde
PC	Personal Computer
PNP	Polyneuropathie
SAE	subkortikale arteriosklerotische Enzephalopathie
SD	Standard Deviation, Standardabweichung
UPDRS	Unified Parkinsons Disease Rating Scale
V1	Geschwindigkeit 1
V2	Geschwindigkeit 2
V3	Geschwindigkeit 3
vgl.	vergleiche
VI	virtuelles Instrument
w	weiblich
WT	Wavelet-Transformation

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung / Abstract.....	5
1.1 Ganganalyse bei Parkinsonpatienten und gesunden älteren Probanden mittels Wavelet-Transformation.....	5
1.2 Analysis of gait in Parkinsonian patients and elderly healthy subjects Using Wavelet-Transformation.	8
2. Einleitung.....	10
2.1 Das Parkinson-Syndrom.....	10
2.2 Veränderungen des Gangbildes beim Parkinson-Syndrom.....	11
2.3 Methoden der Ganganalyse.....	12
2.4 Methoden der Datenverarbeitung bei Ganganalysen.....	13
2.5 Was ist die Wavelet-Transformation?	15
2.5.1 Formen der Wavelet-Transformation.....	16
2.5.2 Frequenzanalyse mit WT.....	16
2.5.3 Wie arbeitet die Wavelet-Transformation?.....	17
2.5.3.1 Was ist ein Wavelet?	17
2.5.3.2 Was ist die Skalierungsfunktion?	18
2.5.4 Datenkompression durch WT.....	18
2.5.5 Signalanalyse mit Wavelets.....	19
2.5.6 Rauschbereinigung mit WT	21
2.6 Zielsetzungen der vorliegenden Arbeit	23
3 Material und Methode	25
3.1 Patienten- und Normalkollektiv	25
3.1.1 Gesunde Probandengruppe	25
3.1.2. Parkinsonpatienten	26

3.2 Untersuchungen	29
3.2.1 Untersuchungsmaterialien	29
3.2.2 Messprinzip	30
3.2.3 Anordnung des Messsystems	31
3.2.4 Anforderungen an die Messumgebung	31
3.2.5 Untersuchungsvorbereitung	32
3.2.5.1 Anbringen der Körperoberflächenmarker	32
3.2.5.2 Kalibrierung des Systems	33
3.2.5.3 Gehgeschwindigkeiten	34
3.2.5.3.1 Ermittlung der Ganggeschwindigkeiten	35
3.2.6 Ablauf der Untersuchung	35
3.2.6.1 Gewöhnungsphasen	35
3.2.6.2 Erholungsphasen	36
3.3 Datenbearbeitung und Datenauswertung	36
3.3.1 Datenbearbeitung	36
3.3.2 Programmierumgebung LabVIEW	39
3.3.3 Ermittlung der Routineparameter mit dem Programm	
„Auswertung Gang“ (LabView)	40
3.3.4 Wavelet-Transformation mit Neurolab 1.0	41
3.4 Datenauswertung und Statistische Analysen	42
3.4.1 Schwellenwert (Threshold).....	42
3.4.2 Datenbearbeitung für den Seitenvergleich	43
3.4.2.1 Erstellung der Differenzkurven	43
3.4.2.2 Vergleiche der Standardabweichung (SD) der	
Routineparameter	44

4. Ergebnisse	45
4.1 Analysen der Ganggeschwindigkeiten und Gewöhnungsphasen	47
4.2 Analysen der Routineparameter	48
4.2.1 Routineparameter bei Normalgeschwindigkeit (V2)	49
4.2.1.1 Linke Schulter	49
4.2.1.2 Rechte Schulter	50
4.2.1.3 Linker Ellbogen	52
4.2.1.4 Rechter Ellbogen	53
4.2.1.5 Linke Hüfte	54
4.2.1.6 Rechte Hüfte	55
4.2.1.7 Linkes Knie	56
4.2.1.8 Rechtes Knie	56
4.2.1.9 Zusammenfassung Routineparameter	57
4.2.2 Ergebnisse der veränderten Geschwindigkeiten V1/V3	58
4.2.3 Waveletanalyse der Bewegungsmuster	59
4.3 Ergebnisse für die Standardabweichung SD.....	61
4.3.1 SD bei Normalgeschwindigkeit (V2)	62
4.3.1.1 Linke Schulter	62
4.3.1.2 Rechte Schulter	63
4.3.1.3 Linker Ellbogen	64
4.3.1.4 Rechter Ellbogen	65
4.3.1.5 Untere Extremitäten	66
4.3.1.6 Zusammenfassung SD (V2)	66
4.3.2 Ergebnisse der SD der Routineparameter in den Geschwindigkeiten V1 und V3	67
4.3.2.1 Obere Extremitäten	67
4.3.2.2 Untere Extremitäten	67
4.3.2.2.1 Unterschiede in V1	68
4.3.2.2.2 Unterschiede in V3	70
4.4 Vergleiche der Differenzkurven	71
4.4.1 Seitenvergleich der Routineparameter	71
4.4.1.1 Individuelle Normalgeschwindigkeit (V2)	71

4.4.1.2	Veränderte Geschwindigkeiten V1 und V3.....	71
4.4.1.2.1	Geschwindigkeit V1	72
4.4.1.2.2	Geschwindigkeit V3	74
4.4.1.3	Zusammenfassung Differenzkurven	75
4.4.2	Seitenvergleich/Differenzkurven Wavelet-Transformation	76
4.5	Ergebniszusammenfassung	77
5.	Diskussion	80
5.1	Methodische Aspekte	80
5.1.1	Probandenkollektiv	80
5.1.2	Ganganalyse	81
5.1.3	Unterschied freien Gehens und Gehens auf dem Laufband	82
5.1.4	Protektives Gangbild	83
5.2	Interpretation und Diskussion der Ergebnisse	84
5.2.1	Ganggeschwindigkeiten, Gewöhnungsphasen	84
5.2.2	Analyse der Routineparameter	85
5.2.3	Waveletanalyse	86
5.2.4	Standardabweichung der Routineparameter	88
5.2.5	Seitenvergleich	88
5.3	Pathophysiologische Erklärungen	91
5.4	Ausblicke	94
6.	Literaturverzeichnis.....	97
7.	Publikationen und Danksagung.....	104
8.	Lebenslauf	106
9.	Tabellenanhang	110

1. Zusammenfassung / Abstract

1.1 Ganganalyse bei Parkinsonpatienten und gesunden älteren Probanden mittels Wavelet-Transformation

In dieser Arbeit untersuchten wir den Nutzen der Wavelet-Transformation in der Gangbildanalyse von Patienten mit Parkinson-Syndrom.

Zielsetzung der Arbeit war es herauszufinden, ob sich die Wavelet-Transformation dazu eignet, Parkinsonpatienten von gesunden Probanden anhand des Gangbildes zu unterscheiden. Hierzu ermittelten wir die Wavelet-Koeffizienten der Gangbilder beider Gruppen und bestimmten geeignete Schwellenwerte, die mit hoher Spezifität und Sensitivität die beiden Gruppen voneinander trennen.

Als Grundlage unserer Untersuchung diente eine Basisanalyse der beiden Gruppen mit einem 3-D-Bewegungsanalysesystem.

Wir untersuchten 15 Parkinsonpatienten und 16 gesunde Personen mit dem Bewegungsanalysesystem CMS-HS der Firma Zebris Medical GmbH. Wir zeichneten die Gangbilder auf einem Laufband in drei Geschwindigkeiten (V1: langsam, V2: mittel, V3: schnell) für jeweils 10 Minuten auf.

Die Untersuchung erfolgte für die Bewegungsmuster der Schultern, Ellbogengelenke, Hüften und Kniegelenke. Die von uns aufgezeichneten Datensätze wurden nun auf unterschiedliche Weise weiterverarbeitet.

Als Erstes erfolgte eine Basisanalyse auf Unterschiede in den Routineparametern, gegeben durch die maximale Exkursion der jeweiligen Gelenke nach vorne und hinten und durch die Schwunglänge. Ein Seitenvergleich der Körperhälften unter Berücksichtigung der Standardabweichungen der entsprechenden Parameter diente als Maß für Asymmetrie im Gehen.

Als Zweites führten wir mit den Datensätzen eine Analyse mittels Wavelet-Transformation durch.

Der Vergleich der beiden Gruppen zeigte durchweg geringere Gehgeschwindigkeiten der Parkinson-Gruppe als in der gesunden Gruppe.

Bei der Auswertung der Routineparameter zeigten die Vergleichsgruppen unterschiedliche Körperhaltungen und unterschieden sich sowohl in der Schwunglänge der Extremitäten als auch in den Positionsparametern (Positionsparameter vgl. 3.3.1 Material Methoden).

Die Unterschiede zeigten sich am deutlichsten an den oberen Extremitäten.

Zwischen proximalen und distalen Parametern war ein Unterschied feststellbar. Bei der Parkinsongruppe waren eine Verlagerung der Schultern nach vorne und eine Verlagerung der Ellbogen nach hinten zu sehen. Das Bewegungsausmaß in der Parkinsongruppe war proximal betont vermindert. Die Parameter der unteren Extremitäten zeigen keine eindeutigen Ergebnisse.

Die Unterschiede bezüglich des Bewegungsausmaßes waren geschwindigkeitsabhängig. Wir beobachteten eine Verstärkung der Unterschiede bei verlangsamer und auch bei beschleunigter Messgeschwindigkeit.

Der Seitenvergleich zur Analyse von Asymmetrien der Bewegung erbrachte, überraschenderweise, keine signifikanten Unterschiede bei individueller Normalgeschwindigkeit. Die veränderten Geschwindigkeiten V1 und V3 zeigten jedoch Unterschiede der Positionsparameter. Die Parkinsongruppe zeigte hier größere Asymmetrien in den oberen und kleinere Asymmetrien in den unteren Extremitäten.

Die Differenzen der Schwunglänge waren in keiner der Geschwindigkeiten signifikant unterschiedlich.

Die Waveletanalyse der beiden Kollektive lieferte signifikante Unterschiede in den Basisparametern aller getesteten Geschwindigkeiten.

Es konnten zahlreiche Wavelet-Koeffizienten mit signifikantem Unterschied zwischen den beiden Gruppen gefunden werden. Diese lagen zwischen 60 % und 100%.

Mittels Wavelet-Transformation ließen sich signifikante Unterschiede bezüglich des Seitenvergleichs bei allen Geschwindigkeiten finden.

Mit unserer Arbeit zeigen wir die grundsätzliche Fähigkeit der Wavelet-Transformation zur Unterscheidung spezifischer Gangbilder am Beispiel der Parkinsonkrankheit. Die Ergebnisse sollen als Grundlage zur Weiterentwicklung der WT in der Ganganalyse dienen. Unsere Methode ermöglichte die Detektion signifikant unterschiedlicher Wavelet-Koeffizienten als Werkzeug zur Diskrimination unterschiedlicher Gangbilder. Bereits in dieser grundsätzlichen Arbeit konnten wir mittels WT Unterscheidungen im Bewegungsmuster der Gruppen zeigen, die mit der herkömmlichen Routineanalyse nicht erkennbar waren.

1.2 Analysis of gait in Parkinsonian patients and elderly healthy subjects using wavelet-transformation

In this thesis we studied the benefit of wavelet-transformation in the gait-analysis of patients with Parkinson's disease.

The objective of this clinical trial was to find out whether wavelet-transformation is qualified to distinguish patients with Parkinson's disease from healthy probands on the basis of gait.

Therefore we determined wavelet-coefficients and suitable thresholds of the gait-patterns of the groups with high specificity and sensitivity to distinguish the two groups. The fundament of our trial was a basic analysis of the groups with a 3-D-motion analysis system.

We explored 15 patients with Parkinson's disease and 16 healthy people, using the motion analysis system CMS-HS of Zebris medical Company. The gait pattern on a treadmill was recorded for 10 minutes in three different velocities (V1: slow, V2: median, V3: fast) in each case for that purpose.

In our trial the motion patterns of the shoulder, the elbow, hip joints and knee joints were explored and then the recorded data set was processed in different ways.

Primarily we made a basic analysis of the recorded parameters to detect differences in the maximal excursion of each joint and range of motion. Analysis of the differences between the sides of the body and a comparison of standard deviation were used as a degree for asymmetries in gait.

Secondly the data set was processed by wavelet transformation.

The evaluation of the basic parameters showed different posture, differences in the range of motion of the extremities and parameters of position. The differences were strongest in the upper extremities. The differences between the groups were detectable in proximal and distal parameters. In the parkinson group a forwardshift of the shoulders and a backshift of the elbows was identifiable. A lower range of motion was proximal accentuated. The parameters of lower extremities showed no clear result. The differences concerning the range of motion showed a dependancy in subject to the velocity. An enhancement of differences was detectable in slower and also in faster velocity.

Surprisingly a comparison of body sides to detect asymmetries in gait showed no significant differences in individual normal speed. The altered velocities though indicated differences in parameters of position. The parkinson group had greater asymmetries of the upper extremities and smaller asymmetries of the lower extremities. The differences in range of motion were not significant in any of the velocities.

The wavelet analysis of the groups detected significant differences in basic parameters of gate with all tested velocities. We were able to identify numerous wavelet-coefficients with significant differences between the groups. To separate the two collectives using the wavelet-coefficients we were able to determine thresholds with high specificity and sensitivity. These ranged between 60% and 100%. Using wavelet transformation we were able to detect differences in the comparison of body sides in all tested velocities.

With our work we were able to show the principal ability of wavelet transformation to separate specific gait patterns using the example of Parkinson`s disease. The results shall serve as a basis to help to enhance wavelet transformation as a tool in gait analysis. Our method enabled us to detect significant different wavelet coefficients, serving as a tool to distinguish different gate patterns. Even this basic trial using wavelet transformation enabled us to detect differences in gait between the two groups, not detectable using the conventional methods of analysis.

2. Einleitung

2.1 Das Parkinson-Syndrom

Das Parkinson-Syndrom ist eine Krankheit deren Prävalenz mit zunehmendem Lebensalter steigt (Ludin, 1988). 60-Jährige zeigen eine Prävalenz von 0,2%, bei über-80-Jährigen beträgt diese etwa 2,5% (Poek , Hacke, 2006). Von einem Parkinson-Syndrom spricht man, wenn bestimmte Kardinalsymptome vorliegen. Dies sind Akinese/Bradykinese, Ruhetremor (4-8Hz), Rigor und posturale Störung (Forno, 1996, Poek , Hacke, 2006).

Die Einordnung der Parkinson-Syndrome erfolgt in 3 Klassen:

- Idiopathische Parkinson-Syndrome (IPS), mit ca. 75 % die größte Gruppe
- Symptomatische Parkinson-Syndrome (sekundäre Parkinson-Syndrome, z.B. bei SAE, posttraumatisch, medikamenteninduziert)
- Atypische Parkinson-Syndrome (im Rahmen neurodegenerativer Erkrankung wie z.B. Morbus Wilson oder bei Multisystematrophie) (Poek , Hacke, 2006)

In Abhängigkeit von der im Vordergrund stehenden motorischen Störung, lassen sich die Parkinsonsyndrome in drei weitere Verlaufs-Typen unterscheiden (Bähr , Frotscher, 2003):

- Akinetisch-rigider Typ: im Vordergrund steht die Hypokinese
- Tremordominanz-Typ: im Vordergrund steht der Ruhetremor
- Äquivalenz-Typ: mehr oder weniger gleiches Vorliegen von Tremor und Hypokinese

2.2 Veränderungen des Gangbildes beim Parkinson-Syndrom

Ein wichtiges Symptom dieser Krankheit ist das Auftreten von Gangstörungen. Typische Veränderungen des Gangbildes werden von unterschiedlichen Autoren beschrieben. Im Stand und während des Gehens nehmen die Erkrankten eine starre, vornüber gebeugte Körperhaltung ein. Die oberen Extremitäten sowie Hüft- und Kniegelenke sind vermehrt flektiert (Knutsson, 1972, Ludin, 1988, Poek , Hacke, 2006). Häufig gelangen den Erkrankten nur Trippelschritte; die Amplitude der Beinschwingung beim Gehen ist reduziert (Dietz, 1997). Während freien Gehens ist eine allgemeine Verlangsamung der Abläufe und eine langsamere Gehgeschwindigkeit auffallend (Baltadjieva, et al., 2006, Dietz, 1997, Ebersbach, Sojer, et al., 1999, Nelson, et al., 2002). In Untersuchungen von Parkinsonpatienten auf einem Laufband konnte eine individuelle Normalgeschwindigkeit der Patienten ermittelt werden, bei der ein sicheres Gehen auf dem Laufband möglich war. Die Studien zeigten für diese individuelle Normalgeschwindigkeit ebenfalls eine signifikante Verlangsamung von Parkinsonpatienten, abhängig vom Schweregrad der Erkrankung (Bello, et al., 2008).

Die Analyse des Schrittzklus von Parkinsonpatienten ergibt verlängerte Standphasen, verlängerte Schrittzeit und eine verringerte Schrittlänge (Dillmann, et al., 1996, Ebersbach, Sojer, et al., 1999, Morris, et al., 1994, Nelson, et al., 2002).

Kennzeichnend für das Parkinson-Syndrom ist ein im Vergleich zu gesunden Probanden reduziertes Bewegungsausmaß der Gelenke, welches vor allem proximal nachweisbar ist (Knutsson, 1972). So zeigt sich z.B. eine verminderte Hüftbeugung. Aber auch in der Kniebeugung und der Kniestreckung gibt es Defizite (Dillmann, et al., 1996, Knutsson, 1972, Zijlmans, et al., 1996). Bei der Betrachtung der oberen Extremität zeigt sich eine Verarmung der Schwungfähigkeit, die Folgebewegungen der Arme sind träge (Poek , Hacke, 2006). Die Schwungzeit der Arme ist vermindert, und im Vergleich der Schwungfähigkeit zwischen links und rechts ist eine vermehrte Asymmetrie feststellbar. Der Gang der erkrankten Personen zeichnet sich durch inkonstantes Timing aus (Baltadjieva, et al., 2006).

Zusätzlich ist eine Störung der posturalen Reflexe feststellbar (Marx, 2006). Dies hat eine Tendenz zur Pro-, Retro- und Lateropulsion zur Folge, was zur verstärkten Gangunsicherheit der Patienten beiträgt und die Sturzgefahr erhöht (Aita, 1982, Poek, Hacke, 2006).

Vor plötzlichen motorischen Anforderungen tritt häufig der so genannte „freezing effect“ auf. Diese, Sekunden dauernde, Gangblockierung tritt plötzlich auf und wird z.B. durch Emotionen oder ein scheinbares optisches Hindernis ausgelöst (Ludin, 1988).

2.3 Methoden der Ganganalyse

Die beschriebenen Einschränkungen des Ganges beim Parkinson-Syndrom sind für den Erfahrenen optisch gut erkennbar. Die Untersuchung und Einschätzung des Gangbildes bei Parkinson-Syndrom bleibt jedoch subjektiv. Um Charakteristika des Parkinson-Gangbildes objektiv beschreiben zu können und Unterschiede zum Gesunden, welche mit dem bloßen Auge nicht erkennbar sind, deutlich zu machen, wurden bisher verschiedene Analysesysteme verwendet. Die Nutzung dieser Systeme bietet die Möglichkeit einer präziseren Erfassung von Gangbildern. Der Vorteil der quantitativen Datenerfassung mittels verschiedener Erfassungssysteme, ist die verminderte Subjektivität menschlicher Einschätzung.

Die Nutzung optischer Systeme zur Untersuchung von Gangmustern ist eine etablierte Methode zur Ganganalyse bei Patienten mit Parkinson-Syndrom. Mittels Videoanalyse können abnormale Haltung und Bewegungsmuster auf Routineparameter, wie z.B. Gelenkwinkel, reduziert werden.

Knutsson (1972) benutzte für seine Ganganalysen ein optisches System. Eine Kamera erfasste intermittierendes Licht, welches eingestrahlt und vom Probanden reflektiert wurde. Dazu waren an Kopf, Extremitäten und Schuhen reflektierende Streifen aufgeklebt. Mit dieser Analysemethode konnte er nachweisen, dass beim Parkinson-Syndrom die Plantarflexion des Sprunggelenks während der Gewichtsverlagerung vermindert ist. Daraus folgt im Gang ein weniger kraftvolles Abstoßen des Beines am Ende der Standphase. Des Weiteren konnte so gezeigt werden, dass Parkinson-Patienten eine deutlich verringerte Schrittgröße zeigen.

Durch Videoanalyse der Gangbilder von Patienten mit Parkinson-Syndrom konnten Zijlmans et al. (1996) Winkelgrade der Extremitäten bestimmen, in denen sich Patienten mit Parkinson-Syndrom im Vergleich zu gesunden Probanden unterscheiden.

Eine weitere Analysemethode ist die Anwendung von EMG-Ableitungen während des Gehens. Chang et al. (2000) und Nieuwboer et al. (2004) verglichen die EMG-Aktivität vor Freezing mit freiwilligem Anhalten während des Gehens. Dabei wurden Videoanalyse und EMG-Ableitung kombiniert. Ueno et al. (1993) führten Ganganalysen von Parkinson-Patienten mittels EMG-Ableitung der Beuge- und Streckmuskulatur der unteren Extremitäten durch und nutzten die Druckmessung der Abdruckkräfte der Füße. In dieser Studie traten stärkere Aktivierungsmuster der Flexoren gegenüber den Extensoren auf.

Eine weitere Methode der Ganganalyse bedient sich der Druckmessung an den Füßen der Probanden. Die Meßsysteme nutzen spezielle Messschuhe oder bedienen sich aufgeklebter Fußelektroden. Baltadjieva et al. (2006) zeigten, mittels eines Schuhmesssystems zur Bestimmung von Druckunterschieden und Schrittlänge, langsamere Gehzeiten, reduzierte Zeit der Beinschwingung, gesteigerte links/rechts-Asymmetrie und ein inkonstantes Timing im Gangbild von Probanden mit Parkinson-Syndrom.

2.4 Methoden der Datenverarbeitung bei Ganganalysen

Nach Erfassung der Daten eines Gangbildes mittels verschiedener Analysemethoden stellt sich die Frage der Methode zur Auswertung. Die Auswertung von Daten einer Ganganalyse stellt sich als sehr komplexe Aufgabe dar, da meist eine große Fülle verschiedener Daten vorliegen. So beinhaltet ein Datensatz bei der Analyse des Gangbildes sowohl die Daten der Gelenkwinkel, Gehgeschwindigkeit, als auch Informationen über Schrittlänge und Rhythmus der Bewegungsabläufe. Eine Reduktion der Datenmenge ist kritisch, da damit einhergehend auch wichtige Informationen verloren gehen können. Da die menschliche visuelle Interpretationsfähigkeit schwer objektivierbar ist, sind statistische Analysemethoden zur Auswertung solch einer großen Datenmenge unabdingbar.

Eine Übersicht über mögliche Methoden der Datenverarbeitung bei Ganganalyse gibt Chau (2001). Dort werden die verschiedenen Analysemethoden und ihre Anwendbarkeit zur Verarbeitung von Datensätzen der Ganganalyse verglichen.

Als sehr gute Methode zur automatisierten Ganganalyse und zur Analyse bei komplexen Datensätzen, (im speziellen bei der Ganganalyse) werden automatisierte Computersysteme gesehen.

Die besondere Stärke dieser computerbetriebenen Systeme sieht Chau in der Analyse komplizierter Gangvariablen und deren Beziehungen zueinander. Es wird jedoch auf die bisher noch sehr beschränkte Anwendbarkeit dieser Systeme als klinisches Werkzeug im praktischen Einsatz hingewiesen.

Zwei vielversprechende, algorithmische Ansätze sind künstliche neuronale Netzwerke und sogenannte support vector machines. Diese Systeme entstammen der Forschung im Bereich des maschinellen Lernens.

Entscheidend für den Erfolg dieser Werkzeuge ist die geeignete Repräsentation der zu analysierenden Daten. Es stellt sich also die Frage welche Repräsentation die besten Voraussetzungen für die Weiterverarbeitung durch maschinelle Lernsysteme bietet.

Eine mögliche Repräsentation stellen traditionelle Frequenzanalysemethoden wie zum Beispiel die Fourier-Transformation (FT) dar. Die FT erkennt die in einem Signal enthaltenen Frequenzen, aber nicht die zeitliche Lokalisation im Originalsignal. Man weiß also, welche Frequenzen enthalten sind, sie erhält aber keine Informationen über das lokale Verhalten des Originalsignals

Dieses Problem löst die Methode der Wavelet-Transformation (WT), da sie unterschiedliche Frequenzen eines Ausgangssignals nicht nur gut quantifizieren, sondern diese auch zeitlich lokalisieren kann (Chau, 2001).

Diese Eigenschaft ist ein klarer Vorteil gegenüber der FT und lässt die WT als eine bessere Repräsentation für den Einsatz automatisierter Analysesysteme erscheinen. Diese theoretische Überlegenheit der Wavelet-Transformation bei Ganganalysestudien ist wissenschaftlich kaum erforscht und noch weit von der klinischen Anwendbarkeit entfernt.

Ergebnisse von Chau (2001) und Khandoker et al. (2007) bei der Analyse der Gangbilder sturzgefährdeter Personen, sowie die Ergebnisse unserer Arbeit weisen in der Tat darauf hin, dass WT eine adäquate Repräsentation zur automatisierten Ganganalyse darstellt.

Unsere Untersuchung dient der weiteren Testung dieses Werkzeugs, um die klinische Anwendbarkeit der Methode weiterzuführen. Da die Funktionsweise des Verfahrens WT sehr komplex ist, wird dieses mathematische Werkzeug in den folgenden Abschnitten genauer dargestellt.

2.5 Was ist die Wavelet-Transformation?

Beschäftigt man sich näher mit der Methode der Wavelet-Transformation (WT) wird klar, dass es sich um ein sehr spezielles mathematisches Thema handelt, welches sich dem in diesem Feld weniger Erfahrenen nicht leicht erschließt.

Ich führe daher als nächstes in die für das Verständnis der Methode nötigen Grundlagen ein.

Bei der Wavelet-Transformation handelt es sich um ein mathematisches Verfahren zur Analyse von Signalen. Es gibt drei grundlegende Anwendungen dieser Methode:

- Datenkompression
- Frequenzanalyse
- Rauschbereinigung

Gute Ergebnisse erzielte die Anwendung der Wavelet-Transformation bisher im medizinischen Bereich zum Beispiel bei der Analyse von Lungengeräuschen bei Pneumoniepatienten (Groß et al. 2009) oder in der Analyse sturzgefährdeter Personen (Khandoker et al. 2007).

2.5.1 Formen der Wavelet-Transformation

Wavelet-transformation gibt es als kontinuierliche und diskrete Variante (Chau, 2001, Hubbard, 1997). Die kontinuierliche Variante findet ihre Anwendung hauptsächlich in der Mathematik, die diskrete WT in der praktischen Anwendung der Ingenieurwissenschaften.

Eine diskrete Wavelet-Transformation (DWT) arbeitet mit einem diskreten Signal; das bedeutet einem Signal mit zählbaren Ereignissen im Zeitverlauf. Die Länge eines diskreten Signals ist durch die Anzahl der zählbaren Ereignisse in einer bestimmten Messzeit bestimmt. Wir konzentrieren uns auf die diskrete Variante der WT und folgen damit Chau (2001). Im Folgenden bezeichnet WT also immer die diskrete WT.

Bei der diskreten Wavelet-Transformation werden die Wavelets nur um ganze Zahlen gestaucht und verschoben (vergleiche 2.5.5 Signalanalyse mit Wavelets).

2.5.2 Frequenzanalyse mit Wavelet-Transformation

Bei der WT handelt es sich um ein Verfahren zur Frequenzanalyse, ähnlich der traditionellen Methode zur Frequenzanalyse bei Gangmustern, der Fourier-Transformation (Chau, 2001). Die Fourier-Transformation gibt Auskünfte darüber, welche und wie viele Frequenzkomponenten in einem Signal enthalten sind, bietet aber nicht die Möglichkeit der Differenzierung zu welchem Zeitpunkt die Komponenten in dem analysierten Signal präsent sind (Hubbard, 1997). Diese Informationen sind aber von Bedeutung, möchte man Signale analysieren, bei denen sich der Frequenzinhalt über die Zeit verändert.

In der Frequenzanalyse eines Originalsignals ist es mit WT nicht nur möglich, die enthaltenen Informationen zu erkennen, sondern auch zu welchem Zeitpunkt die Informationen im Signal auftreten. Die zeitliche Lokalisation von Frequenzen in einem Signal wird durch die abschnittsweise Analyse des Originalsignals durch die Modifikation eines sogenannten Mother-Wavelet und die verschiedenen Stufen der Zerlegung möglich (vergleiche 2.5.5 Signalanalyse mit Wavelets).

Zur genauen zeitlichen Lokalisation dienen hierbei Frequenzfilter, welche sich mathematischer Algorithmen bedienen. Am Ende der WT steht eine Zahlenreihe welche die charakteristischen Eigenschaften des Signals klassifiziert: die Wavelet-Koeffizienten.

2.5.3 Wie arbeitet die Wavelet-Transformation?

Zum besseren Verständnis erklären wir erst die beiden grundlegenden Begriffe der WT: das Mother-Wavelet und die Skalierungsfunktion.

2.5.3.1 Was ist ein Wavelet?

Im Gegensatz zur FT, die sinusförmige Funktionen gestaffelter Frequenzen nutzt, kommen bei der WT Basisfunktionen zum Einsatz, sogenannte Mother-Wavelets. Diese Basisfunktion dient als Analysefenster und kann sowohl gestaucht, gedehnt oder auch verschoben werden. Das Wavelet wird bei der Analyse mit Abschnitten des Originalsignals verglichen. Mother-Wavelets gibt es in den unterschiedlichsten Grundformen zur Analyse unterschiedlicher Datensätze.

Für unsere Untersuchungen wurde das Daubechies-4-Wavelet als Mother-Wavelet verwendet (vergleiche auch 2.5.3.2 Skalierungsfunktion), da sich diese Form des Mother-Wavelet bei der Anwendung in Ganganalysen bereits bewährt hat. (Adham, et al., 1999)



Abbildung1 : Das von uns zur Analyse verwendete Mother-Wavelet Daubechies-4

2.5.3.2 Was ist die Skalierungsfunktion?

Die Anpassung der Basisfunktion durch Dehnen und Stauchen nennt man Skalieren.

Eine unskalierte und unverschobene Ausgangsfunktion bezeichnet man als Mother-Wavelet (Wenzel, 1999).

2.5.4 Datenkompression durch Wavelet-Transformation

Was sind Wavelet-Koeffizienten?

Nach einer WT erhält man eine Reihe geordneter Wavelet-Koeffizienten. Diese enthalten die Detailinformationen der analysierten Originaldaten. Die Zahlenreihe der Koeffizienten stellt eine Komprimierung des Originalsignals dar. Die jeweilige Position des Wavelet-Koeffizienten steht für einen bestimmten Analyseschritt. An Position 1 der erste Schritt, an Position 2 der zweite Schritt der Analyse usw.

Mit Hilfe der Koeffizienten, dem verwendeten Rechenalgorithmus, der Skalierungsfunktion und dem verwendeten Mother-Wavelet als Basisfunktion, kann das Originalsignal rekonstruiert werden.

Dieses Kompressionsverfahren wird bei technischen Verfahren zur Datenkompression wie z.B. der Datenreduktion bei Bildern auf Computern im JPEG 2000-Format oder zur Datenübertragung bei der Videotelephonie verwendet.

Die Reduktion großer Datenmengen, wie sie z.B. bei der Ganganalyse anfallen, auf wenige Koeffizienten bietet große Vorteile. So muss nicht mehr das umfangreiche Signal der weiteren Analyse zugeführt werden; es reichen die ermittelten Wavelet-Koeffizienten.

2.5.5 Signalanalyse mit Wavelets

Die genauen Abläufe der Signalanalyse mit WT sind sehr komplex und ohne mathematische Begriffe schwer zu beschreiben. Die exakte Darstellung würde in dieser Arbeit den Rahmen sprengen. Deshalb werden hier nur die zum Verständnis notwendigen Grundlagen beschrieben.

Bei der WT dient ein skaliertes Mother-Wavelet als Analysefenster und wird mit dem Originalsignal verglichen. Dies wird bei der Analyse so lange gemacht, bis alle Abschnitte des Originalsignals abgetastet sind. Dabei wird bei jedem Schritt das modifizierte Wavelet mit einem Abschnitt des Ausgangssignals verglichen und danach weiter verschoben. Durch diese schrittweise Analyse des Originalsignals wird die zeitliche Lokalisation der enthaltenen Frequenzen möglich. Dieses Abtasten erfolgt mittels digitaler Frequenzfilter, welche sich mathematischer Analysalgorithmen bedienen.

Mit der Skalierungsfunktion der Wavelets werden diese Digitalfilter angepasst. Das Originalsignal wird durch die Filter zusammengefaltet und bei jeder Analysestufe in 2 Pfade zerlegt: den groben Verlauf und die Details (Trend und Fluktuation).

Der Trendfilter erkennt die niederfrequenten Anteile des abgetasteten Signalabschnittes und damit den groben Verlauf des Signals.

Im Fluktuationssignal sind hochfrequente Anteile enthalten, welche die Details erkennen (Hubbard, 1997). Bei diesen Analyseschritten erhält man Wavelet-Koeffizienten, die Detailinformationen des Fluktuationssignals enthalten.

Diese Vorgänge werden wiederholt bis das Signal mit allen Details in Wavelet-Koeffizienten zerlegt ist. Nach jeder Zerlegungsstufe werden die untergeordneten Trendsignale reduziert, das heißt jeder zweite Wert eines Signals aussortiert. Dieses Verfahren beruht auf dem Nyquist Sampling Theorem (Abtasttheorem). Dieses Theorem sagt aus, dass man ein Signal mit maximal n Schwingungen pro Sekunde mit $2n$ -mal pro Sekunde messen muss, um es mit beliebiger Genauigkeit zu reproduzieren (Hubbard, 1997). Danach wird die Zerlegung am ersten Trend-Signal wiederholt, um ein zweites Trend- und ein zweites Fluktuationssignal zu produzieren. Dann werden wieder Signallänge und Bandbreite halbiert.

Dieser Prozess wird so lange an subsequentiellen Trend-Signalen wiederholt, bis ein untergeordnetes Signal der Länge 1 (Datenpunkt) erlangt ist. Bei einem Signal der Länge N , gibt es $K = \log_2 N$ Stufen der Zerlegung (Chau, 2001).

Man kann sich diese Zerlegungsschritte wie das Zoom einer Kamera vorstellen. Die ersten Stufen zeigen den Überblick über das Gesamtsignal, je tiefer man sich in der Reihenfolge der Zerlegung befindet, desto mehr Details sind darin enthalten. Das Prinzip entspricht, wenn man so will, einer Datenlupe.

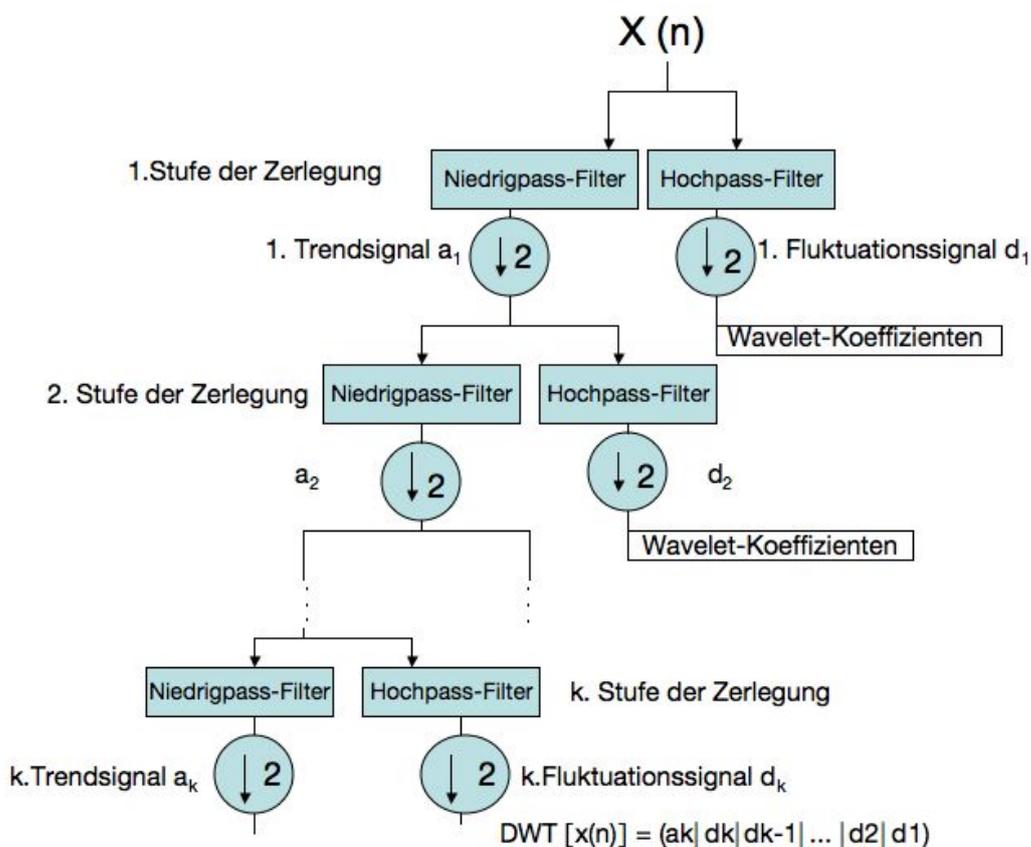


Abbildung 2: Schema der Diskreten Wavelet-Transformation (Chau, 2001)

2.5.6 Rauschbereinigung mit WT:

Eine nützliche Anwendung der WT ist die Möglichkeit der Rauschunterdrückung bei Signalen. Da es sich bei dieser Arbeit um eine grundlegende Studie zur Anwendbarkeit der WT in der Ganganalyse handelt, kommt dieses Verfahren hier noch nicht zur Anwendung.

Dennoch soll hier eine kurze Darstellung dieser Möglichkeit erfolgen, da dieses Werkzeug sehr Erfolg versprechend für folgende Studien erscheint.

Zur Rauschbereinigung kommt die Idee der Wavelet-Maxima zur Anwendung (Wenzel, 1999). Dazu werden erst die Wavelet-Koeffizienten eines gegebenen Signals errechnet und danach mit dem unmittelbaren Nachbarkoeffizienten verglichen. Ist der Koeffizient größer als der Nachbar, so wird er aufgehoben und die restlichen Werte auf Null gesetzt.

Das heißt, es wird ein Schwellenwert (Threshold) eingeführt, und nur Transformationswerte über dieser Rauschschwelle bleiben erhalten. Danach erfolgt die Rücktransformation des Resultats.

Mit dieser Methode ergibt sich ein von Rauschartefakten bereinigtes Signal. Dieses Verfahren ist unter dem Namen Wavelet-Shrinkage-Methode bekannt.

Bedeutung erlangt diese Rauschunterdrückung bei der Detektion von regelhaft erscheinenden Charakteristika eines Signals, welche so fein sind, dass sie im Originalsignal durch die Verzerrung des Rauschens nicht erkennbar sind.

In der Ganganalyse ist diese Fähigkeit wichtig, um Details in der Abweichung verschiedener Muster zu erkennen, die im Originalsignal nicht ohne weiteres zu erkennen sind. Die Anwendbarkeit dieser Möglichkeit erscheint sehr viel versprechend zur Differenzierung besonders feiner Unterschiede in Gangmustern und ist eine nahe liegende Fortsetzung unserer Forschungsarbeit.

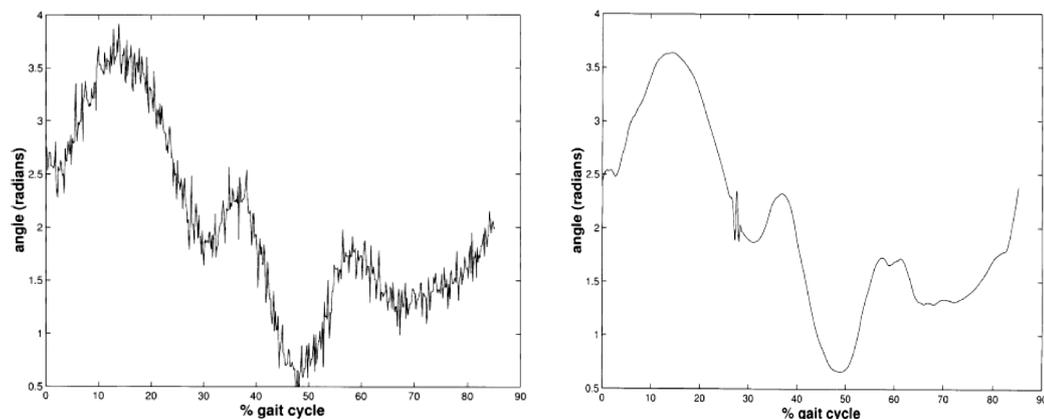


Abbildung 3: Rauschunterdrückung mit Hilfe der WT (Chau, 2001) Der Peak im Signal bei 28% konnte als regelhaft aus den übrigen Artefakten gefiltert werden.

2.6 Zielsetzungen der vorliegenden Arbeit

Zielsetzung der Arbeit ist die Überprüfung der Anwendbarkeit der Wavelet-Transformation in der Ganganalyse von Patienten mit Parkinson-Syndrom.

Dazu soll ein Kollektiv von Patienten mit einer Kontrollgruppe verglichen werden. Die beiden Gruppen werden erst auf Unterschiede in Parametern untersucht, die von Zijlmans, et al. (1996) bei Patienten mit Parkinson-Syndrom als pathologisch verändert identifiziert wurden. Die grundlegende Analyse dieser Parameter stellt in unserer Arbeit die etablierte Routineanalyse zur Erkennung von Unterschieden dar. Deshalb werden diese Parameter in der Arbeit als Routineparameter genannt.

Danach erfolgt die Anwendung der Wavelet-Transformation auf dem gleichen Datensatz. Der Vergleich der Gruppen erfolgt zunächst bei der von uns individuell ermittelten Normalgeschwindigkeit (V_2). Diese Geschwindigkeit biete jedem Patienten die größtmögliche Gangsicherheit. Die Ermittlung der Geschwindigkeiten erfolgte in Anlehnung an die Arbeit von Bello et al. (2008) (vgl. 2.2 Veränderung des Gangbildes von Parkinson-Patienten).

Um größere Unterschiede zu ermitteln, werden beide Gruppen auch bei zwei abweichenden Geschwindigkeiten (langsamer Geschwindigkeit (V_1) und hoher Geschwindigkeit (V_3)) gemessen. Diese Änderungen sollen einen höheren Anspruch für beide Gruppen darstellen. Wir möchten damit überprüfen, ob sich Unterschiede, die sich zwischen den Gruppen finden, stärker in den von der Normalgeschwindigkeit abweichenden Geschwindigkeiten darstellen.

Folgende Fragestellungen sollen im Einzelnen überprüft werden:

- Wie unterscheiden sich unsere Probandengruppen in den Routineparametern, welche schon von vorhergehenden Arbeitsgruppen als pathologisch erkannt wurden?
- Zeigen sich im Vergleich der rechten mit der linken Seite signifikante Unterschiede zwischen den beiden Gruppen? (Asymmetrie des Gehens)
- Wie verändern sich die untersuchten Parameter in Abhängigkeit zur Geschwindigkeit?
- Sind signifikante Unterschiede der beiden Gruppen mittels Wavelet-Transformation erkennbar? (Eignung der WT als Werkzeug zur Ganganalyse)

3 Material und Methode

3.1 Patienten- und Normalkollektiv

An unserer Untersuchung nahmen 16 ältere Gesunde und 15 Parkinsonpatienten teil. Die Messungen fanden von Juli 2007 bis März 2008 in der Neurologie der Universitätskliniken Homburg/Saar statt. Die Probanden wurden vorher über den Ablauf und Zweck der Untersuchung aufgeklärt und haben ihre Einwilligung gegeben.

3.1.1 Gesunde Probandengruppe

Alle Probanden waren zum Zeitpunkt der Untersuchung gesund.

Als Ausschlusskriterien galten Gleichgewichtsstörungen, neurologische Vorerkrankungen, (PNP, Schlaganfall, Multiple Sklerose, Hirntumor) sowie Erkrankungen des Bewegungsapparates (postoperativer Zustand, rheumatische Veränderungen, orthopädische Erkrankungen). Keiner der gesunden Probanden nahm Medikamente ein, die das Gangbild beeinträchtigen.

Das Alter der Probandengruppe sollte dem Alter der Patientengruppe entsprechen.

Das Kollektiv der gesunden Probanden setzte sich aus 10 Männern und 6 Frauen zusammen.

Die Teilnehmer befanden sich in einem Alter zwischen 54 und 68 Jahren.

Ihr mittleres Alter betrug 60,4 Jahre (SD 3,7 Jahren). Die Zusammensetzung der gesunden Kontrollgruppe wird in Tabelle 1 dargestellt, die Probanden sind mit N1-N16 bezeichnet.

Tabelle 1: Zusammensetzung der gesunden Kontrollgruppe

	Alter (Jahre)	Geschlecht
N1	54	w
N2	57	m
N3	57	w
N4	58	w
N5	58	m
N6	58	w
N7	59	w
N8	60	m
N9	61	w
N10	61	m
N11	61	m
N12	61	m
N13	62	m
N14	66	m
N15	66	m
N16	68	m
Mittelwert	60,4	
SD	3,7	

3.1.2. Parkinsonpatienten

Das Patientenkollektiv bestand aus 10 Männern und 5 Frauen.

Diese wurden im Rahmen ihrer regelmäßigen Besuche der Parkinsonambulanz der neurologischen Klinik untersucht. Zur Zeit der Untersuchung befanden sich die Patienten in einem Alter zwischen 54 und 72 Jahren. Ihr mittleres Alter betrug 64,1 Jahre (SD 6,0 Jahre). Eine genaue Übersicht über das Kollektiv ist in Tabelle 3 dargestellt.

Als Teilnehmer wurden Patienten mit idiopathischem Parkinsonsyndrom ausgewählt. Die jeweilige Parkinsontherapie war dem klinischen Bild angepasst. Die Medikation umfasste Präparate wie Madopar, Nacom, Sifrol, Amantadin, Selegilin, Remergil, Neupro, Requip, Comtess, Parkinsan, Leponex und Stalevo. Die genaue Medikation ist Tabelle 2 zu entnehmen.

Voraussetzung für die Aufnahme in unsere Studie war die Fähigkeit, frei auf einem Laufband gehen zu können, ohne sich festzuhalten und die Ausdauer, dies für ca. 40 Minuten durchzuhalten.

Die Diagnose des idiopathischen Parkinsonsyndroms wurde durch Neurologen der Parkinsonambulanz unserer Klinik gestellt.

Tabelle 2: Medikation der Patientengruppe

Patient	Medikation
P1	Neupro 2mg
P2	Pravide 15mg, Sifrol 0,35mg, Remergil 15mg
P3	Selegilin 5mg
P4	Madopar LT, Parkinsan 20mg, Leponex 25mg
P5	Neupro 4mg, Parkinsan 10mg
P6	Requip 5mg, Nacom 100mg, Nacom 100mg ret, Comtess 200mg, Remergil 30mg
P7	keine Medikation
P8	Stalevo 50mg, Requip 5mg, Artane 2mg
P9	Sifrol 0,7mg, Amantadin 100mg, Selegilin 5mg, Remergil 15mg
P10	Madopar LT, Dopadura 125mg, Leponex 25mg, Cipramil 20mg
P11	Sifrol 0,7mg, Exelon3mg
P12	Sifrol 0,7mg
P13	Stalevo 100mg, Madopar LT, Seroquel 25mg, Madopar 62,5mg, Sifrol 0,35mg, Nacom ret.
P14	Sormodren 4mg, Madopar LT, Madopar 125mg, Nacom 200mg ret. Requip 2mg
P15	Madopar LT, Parkinsan20mg, Madopar Dep, Leponex 25mg

Tabelle 3: Zusammensetzung der Patienten nach Alter, Geschlecht und Einstufung nach UPDRS und Hoehn & Yahr.

Patient	Alter (Jahre)	Geschlecht	UPDRS	H&Y	betroffene Seite
P1	70	m	7	1,5	re>li
P2	61	w	9	1,5	re>li
P3	68	w	14	1,5	li>re
P4	68	w	15	2,0	li>re
P5	55	m	15	1,5	re>li
P6	71	m	19	2,0	re>li
P7	56	m	22	1,5	re>li
P8	65	m	24	2,0	li>re
P9	54	w	25	2,0	li>re
P10	62	m	27	2,0	li>re
P11	63	m	27	2,5	li>re
P12	64	m	27	2,0	li>re
P13	71	m	32	3,0	re>li
P14	72	w	38	2,5	li>re
P15	68	m	47	3,0	re>li
Mittelwert	64,1	m: 10	24,4	2,1	re>li: 7
Standardabweichung	6,0	w: 5	10,1	0,5	li>re: 8

Die Einstufung der Parkinsonsymptomatik erfolgte unter Verwendung des Teil III (motorische Untersuchung) der Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS) und der modifizierten Stadienbestimmung nach Hoehn und Yahr. Die Einstufung ist in Tabelle 3 dargestellt. Die Patienten sind nach zunehmenden Schweregraden mit P1-P16 durchnummeriert.

Die UPDRS-Skala dient der Beurteilung des Parkinson-Syndroms und besteht aus 6 Teilen, welche verschiedene Aspekte betrachten. Der von uns verwendete Teil III erfasst die motorischen Funktionen, die für unsere Studie besonders von Bedeutung waren. Patienten mit Scores von 0-19 Punkten sind als leicht-betroffen, mit 20-38 Punkten als mittel-betroffen und mit 39-56 Punkten als schwer-betroffen einzustufen (Dillmann, et al., 1996).

Die modifizierte Stadienbestimmung nach Hoehn und Yahr ist ein gebräuchliches System zur Einstufung der Einschränkung beim Parkinson-Syndrom in 5 Stufen, wobei Stadium 1 eine einseitige Erkrankung beschreibt und dann abgestuft eine Einschätzung bis Stadium 5 möglich ist. Stadium 5 beschreibt die komplette Pflegebedürftigkeit des Patienten mit Bettlägerigkeit und Benötigen eines Rollstuhls.

3.2 Untersuchungen

3.2.1 Untersuchungsmaterialien

Für die Untersuchung wurde folgendes Equipment verwendet:

- Handelsübliche Personalcomputer HP Pentium 4, CPU 2,79GHz mit 248 MB RAM
- handelsübliches Laufband T9350 der Firma Vision Fitness
- CMS-HS Messsystem zur 3D-Bewegungsanalyse (Firma Zebris Medical GmbH)

CMS-System zur Bewegungsanalyse

Bei dem benutzten System handelte es sich um eine PC-gestützte Anlage zur dreidimensionalen Bewegungsanalyse. Das System arbeitet auf Basis der Laufzeitmessung von Ultraschallimpulsen zwischen den an einem Messobjekt angebrachten Empfangsmikrofonen und den Ultraschallsendern der Messeinheit. Die Auswertung der Daten erfolgte mittels handelsüblicher PCs, die Datenübertragung erfolgte über die parallele Schnittstelle.

Das System bestand aus den folgenden Hardwarekomponenten

- CMS-HS Grundgerät zum Anschluss über eine Datenschnittstelle an einen PC
- 2 Messeinheiten : MA-HS mit je drei Ultraschallsendern
- Kabeladapter : KA-GaitHS
- Ultraschall-Körperoberflächenmarker (Mikrofone): 2x Markerset GS-DHS für Beinsensorik 2x Markerset : GS-UHS für Sensorik obere Extremität
- Ultraschallabtaststift „Pointer“ : PS33-1HS
- Kalibrierrahmen

Zur Datenerfassung wurden folgende Softwarekomponenten verwendet:

- Die Betriebssysteme Microsoft Windows 98 und Microsoft Windows XP
- Zebris Anwendungssoftware WinGait 3.1.42 für Windows als Programm zur Messdatenerfassung

3.2.2 Messprinzip

Die Körperoberflächenmarker beinhalten Ultraschallmikrofone als Markierungspunkte und werden mittels eines Kabeladapters mit dem CMS-HS-Grundgerät verbunden. Die zugehörigen Messeinheiten beinhalten drei, in zueinander definiertem Abstand, angeordnete Ultraschallsender mit zugehöriger Ansteuerungselektronik. Diese werden ebenfalls mit dem Grundgerät verbunden. Im Betrieb des Systems geben die Ultraschallsender fortlaufend Impulse ab, um die Entfernung zu den Mikrofonen durch Laufzeitmessung bestimmen zu können. Die Berechnung der absoluten Raumkoordinaten erfolgt durch den angeschlossenen Computer.

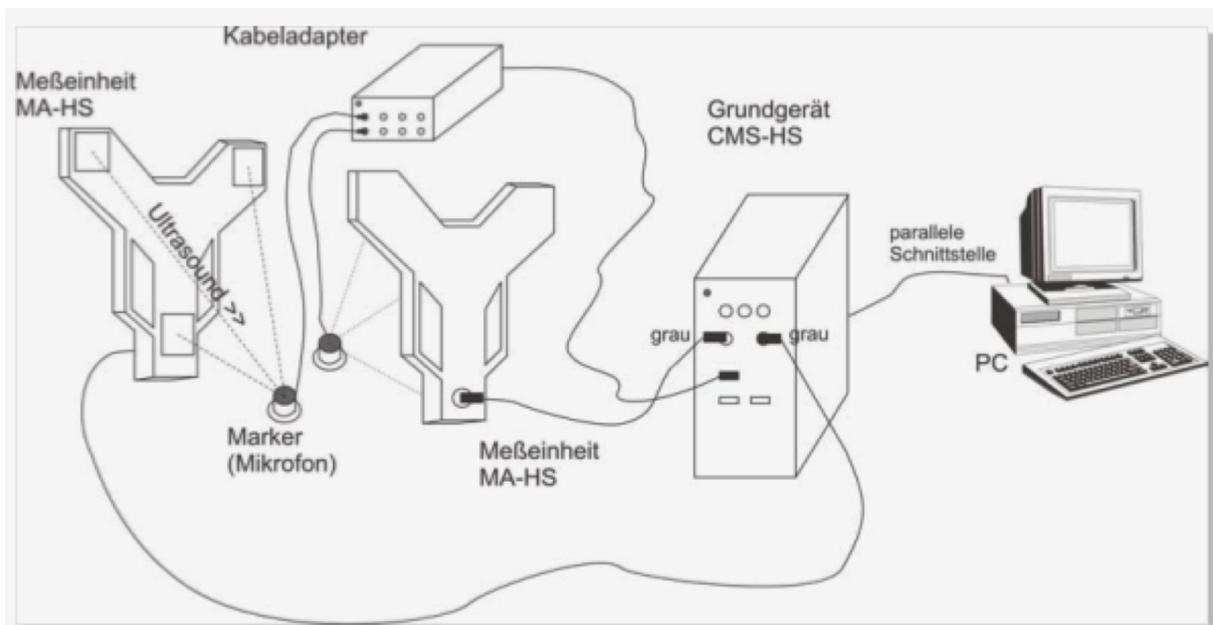


Abbildung 4: Aufbau des Zebris Systems

3.2.3 Anordnung des Messsystems

Das Laufband wurde in der Mitte des Raumes aufgestellt. Die Anordnung der Messeinheiten erfolgte links und rechts, parallel zur Lauffläche. Dabei war darauf zu achten, dass sich die Messeinheiten möglichst genau gegenüber standen und alle Mikrofone einer Seite von der zugehörigen Messeinheit erfasst werden konnten. Optimale Messergebnisse sind bei einem Abstand von Messeinheit zu Mikrofonen von 0,7-1,5 m zu erwarten. Der maximale Abstand sollte 2,5 m nicht überschreiten. Der Neigungswinkel der Messaufnehmer sollte 90° betragen. Die genaue Lage der Messeinheiten wurde mittels eines Kalibrierrahmens nochmals bestimmt. Nach der Kalibrierung durfte die Position der Messeinheiten nicht mehr verändert werden.

3.2.4 Anforderungen an die Messumgebung

Die Qualität der Messergebnisse ist abhängig von den Umgebungsbedingungen. Sehr gute Messbedingungen ergeben sich in großen Räumen, da es hier zu geringerer Schallreflexion kommt. Da uns bei der Messung kein entsprechend großer Raum zu Verfügung stand, waren schallabsorbierende Maßnahmen notwendig. Durch das Aufhängen von Vorhängen an den Wänden des Messraumes, konnten gute Messbedingungen erzielt werden.

Da die Laufzeit des Ultraschalls abhängig von der Raumtemperatur ist, musste auf eine gleich bleibende Raumtemperatur geachtet werden. Unsere Messungen erfolgten bei normaler Raumtemperatur ohne Betrieb von Heizkörpern.

Die Messung darf nicht in der Nähe von Ultraschall emittierenden Geräten oder Fremdschallquellen betrieben werden, da dieses die Messergebnisse verfälschen kann.

3.2.5 Untersuchungsvorbereitung

3.2.5.1 Anbringen der Körperoberflächenmarker

Die Einfachmarker sind Ultraschallmikrofone, die in einer Kunststoffhülse fest vergossen sind. Verwendet wurden die von der Firma Zebris für das System vorgesehenen Mikrofone. Die Befestigung erfolgte durch Klettverschlüsse und Klebestreifen auf der Haut.

Bei unserer Messung wurden je zwei Armsysteme und zwei Beinsysteme angebracht. Die Armsysteme bestehen aus jeweils drei Mikrofonen, welche mittels Gurt und Klettverschluss am Oberarm fixiert wurden. Dazu kam ein weiteres Mikrofon, welches mittels Klebepunkten und Klebestreifen im Bereich des Processus styloideus ulnae auf der Unterarmoberfläche befestigt war.

Die Beinsysteme bestehen aus je drei Mikrofonen die mittels Gurt und Klettverschluss kurz oberhalb der Patella am lateralen Oberschenkelrand befestigt wurden. Dazu gehören noch drei weitere Mikrofone, welche mit Klebepunkten und Klebestreifen auf der Fußoberseite am lateralen Rand befestigt waren.

Die Kombination von Markersystemen der oberen sowie der unteren Extremität ermöglichte eine Full-Body-Messung des Probanden mit je vier Messpunkten pro Arm und 6 Messpunkten pro Bein, so dass insgesamt 20 Messpunkte erfasst werden konnten.

Beim Anbringen der Mikrofone war darauf zu achten, dass sie nicht durch Kleidung oder sonstige Hindernisse verdeckt wurden. Die Marker sollten mit ihrer Hauptempfangsrichtung zur Messeinheit zeigen. Die Marker mit den Applikationshilfen mussten so befestigt werden, dass die Probanden möglichst beweglich blieben und die Gurte nicht einschnürten. Dennoch musste der Verbleib der Marker an der ursprünglichen Position gewährleistet sein, da ein Verrutschen der Marker nach Beginn der Messung die Ergebnisse verfälscht. Lose Kabel wurden mittels Klebestreifen fixiert.

Um dem Probanden möglichst große Beweglichkeit zu ermöglichen, waren die Markerkabel durch einen so genannten Kabeladapter gebündelt. Dieser Kabeladapter wurde durch eine Gürteltasche auf der Körperrückseite über dem Os sacrum fixiert und mit der Grundeinheit durch ein entsprechendes Datenkabel verbunden.

3.2.5.2 Kalibrierung des Systems

Nach der Verkabelung des Probanden musste dem Programm die Position des Probanden im Raum vermittelt werden. Dazu war das System vor Beginn der Messung zu kalibrieren. Erst erfolgte die Eichung der Laufoberfläche. Dies geschah durch Anschluss des vom Hersteller gelieferten Kalibrierrahmens. Dieser wurde mit der Grundeinheit mittels eines Kabels verbunden. Der Kalibrierrahmen besitzt an jeder Ecke ein Ultraschallmikrofon, welches von den Messeinheiten erfasst werden kann. Durch die Verwendung des Rahmens erkennt das System die Lauffläche des Laufbandes nun als Bodenebene.

Nach der Eichung der Bodenplatte erfolgte die Kalibrierung des Systems zur Erkennung des Probanden. Der bereits mit den Markersets ausgerüstete Patient nahm seine Laufposition auf dem Laufband ein und wurde gebeten, in Neutral-Null-Position locker zu stehen.

Danach erfolgte die Eichung des Probanden mit Hilfe des Pointers.

Diese Eichung erfolgte bei allen Patienten an den gleichen, von Außen tastbaren Knochenpunkten.

Obere Extremitäten:

- Acromion
- Epicondylus lateralis und medialis des Humerus

Untere Extremitäten:

- Trochanter major
- Epicondylus lateralis und medialis des Femur
- Malleolus lateralis (Fibula)
- Malleolus medialis (Tibia)

Des Weiteren erfolgte eine Eichung auf der Laufbandebene vor der großen Zehe und hinter der Ferse.

Wichtig war die Bewegungslosigkeit des Probanden während der Eichung. Die Position der Messeinheiten durfte nach Abschluss der Eichung nicht mehr verändert werden.

3.2.5.3 Gehgeschwindigkeiten

Jeder Proband wurde in drei unterschiedlichen Geschwindigkeiten gemessen. Jede Messung dauerte 10 Minuten. Die Ermittlung der Ganggeschwindigkeiten erfolgte in Anlehnung an die Arbeit von Bello, et al. (2008) Gesucht wurde bei jeder Messung die für den Probanden individuelle normale Gehgeschwindigkeit.

Bei Messung 2 handelte es sich um die, für den Probanden individuelle Normalgeschwindigkeit (V2).

Bei Messung 1 sollte der Proband mit einer für ihn subjektiv langsamen Gehgeschwindigkeit (V1) und bei Messung drei bei einer individuell schnellen Geschwindigkeit (V3) gemessen werden.

V2 stellte in unserer Arbeit die normale Vergleichsgeschwindigkeit dar.

V1 und V3 hingegen stellten höhere Ansprüche an das Gehvermögen der Probanden dar und wurden von uns genutzt, um Unterschiede zwischen den Gruppen besser herauszustellen.

3.2.5.3.1 Ermittlung der Gehgeschwindigkeiten

Der Proband stellte sich barfuß auf das Laufband. Nun wurde mit einer langsamen Geschwindigkeit von 1km/h begonnen und die Geschwindigkeit schrittweise gesteigert. Von großer Bedeutung war eine gewisse Einlaufzeit von wenigen Minuten, damit sich der Proband an das Gehen auf dem Laufband gewöhnen konnte. Danach wurden durch schrittweise Variation der Geschwindigkeiten die individuellen Gehgeschwindigkeiten ermittelt. Bei allen Geschwindigkeiten musste der Proband in der Lage sein, frei zu gehen, ohne sich fest zu halten. Während der gesamten Messung waren Parkinson Patienten mit einer Haltevorrichtung, ähnlich einem Bergsteigergurt, gesichert.

3.2.6 Ablauf der Untersuchung:

3.2.6.1 Gewöhnungsphasen:

Begonnen wurde mit der langsamsten Geschwindigkeit V1. Nach dem Verkabeln und Eichen bekamen die Probanden Zeit zum Einlaufen. Erst wenn der Proband signalisierte, sich eingewöhnt zu haben und der Untersucher ebenfalls einverstanden war, wurde mit der Aufzeichnung der Daten begonnen und diese für 10 Minuten weitergeführt. Die Zeit zwischen dem Start des Laufbandes und dem Beginn der Messung wird in dieser Arbeit als Gewöhnungsphase bezeichnet.

Analog erfolgten die Messungen V2 und V3.

3.2.6.2 Erholungsphasen:

Nach jeder Messung erhielten die Probanden eine Regenerationspause von 10 Minuten. Danach wurde wieder mit einer Gewöhnungsphase begonnen bevor die nächste Datenerfassung erfolgte.

3.3 Datenbearbeitung und Datenauswertung

3.3.1 Datenbearbeitung

Die Daten aller erfassten Parameter wurden zeitsynchron gemessen. Dabei kam das Programm WinGait 3.1.42 der Firma Zebris zum Einsatz. Mit Hilfe dieses Programms können ausgehend von der in der Eichung festgelegten Neutralposition verschiedene Parameter bestimmt werden. Die Darstellung während der Messung erfolgt sowohl grafisch mit Hilfe einer figürlichen Darstellung sowie als Kurvendarstellung. Diese Darstellungen dienen dazu, die Messung während der Aufnahme zu kontrollieren und sie hinterher auf der Win-Gait-Oberfläche wiederholt ansehen zu können.

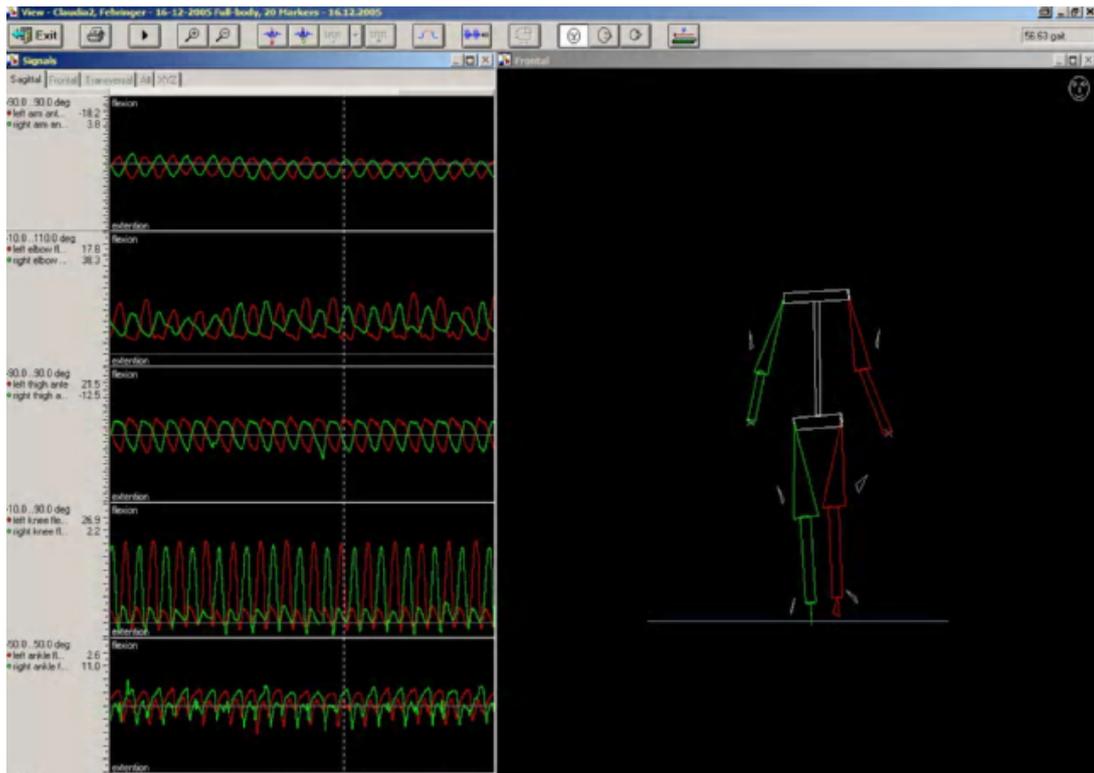


Abbildung 5: frontale Darstellung der Messung in WinGait:

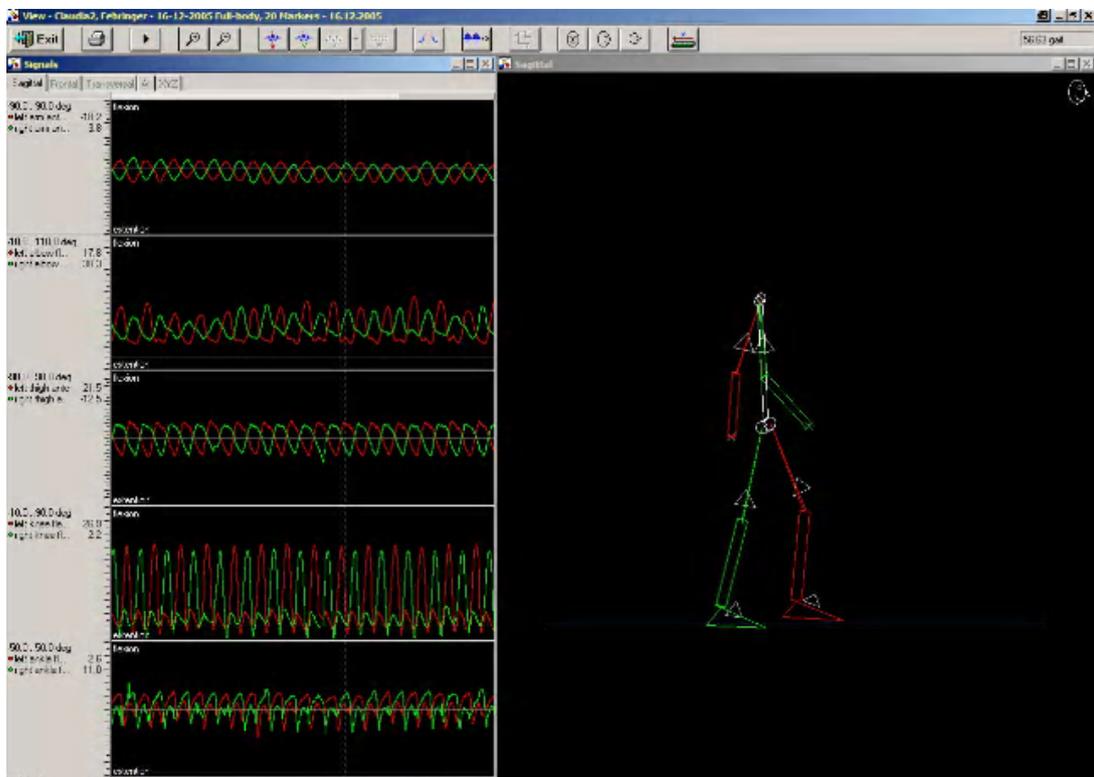


Abbildung 6: seitliche Darstellung der Messung in WinGait

WinGait erfasst alle 30 ms für jeden der Marker einen x-, y-, und z-Wert im eigenen Koordinatensystem. Aus diesen Werten berechnet WinGait die Position des Markers im Raum. Die WinGait-Software erstellt aus den Raumpositionen der Marker die Darstellung der jeweiligen klinischen Parameter. Dies erfolgt in Bezug auf die zu Beginn geeichten Körperpunkte (z.B. Trochanter major, Acromion).

Nach Abschluss einer Messung erfolgt die Speicherung der Rohdaten als Windows-Textdatei. In dieser Textdatei werden für jeden der 20 Marker verschiedene Werte angezeigt. So sind dort sowohl die x-, y- und z-Werte der klinischen Parameter als auch die Auslenkung in Grad verzeichnet.

Aus den so gewonnenen Rohdaten wurden von uns die Daten folgende Parameter ausgewertet:

- Anteversion/Retroversion des Schultergelenks
- Flexion/Extension der Ellbogengelenke
- Flexion/Extension der Hüftgelenke
- Flexion/Extension der Kniegelenke

Diese Parameter werden in dieser Arbeit als Positionsparameter definiert.

Des Weiteren werden für alle Gelenke die Amplituden der Exkursion bestimmt.

Diese bezeichnen wir in dieser Arbeit als Schwunglänge.

Die Weiterverarbeitung der Daten erfolgte mittels folgender Computerprogramme:

- Microsoft Excel
- National Instruments LabVIEW 5.1
- Auswertungsprogramm: „Gangauswertung“ (auf Basis von LabVIEW)
(Programmiert von Dr. rer. med Christoph Krick)
- Auswertprogramm: „Neurolab 1.0“ (auf Basis von LabVIEW)
(Programmiert von Dr. Gregor Hohenberg)
- Statistikprogramm: SPSS 15.0

3.3.2 Programmierumgebung LabVIEW

Moderne Programmierumgebungen erlauben die Entwicklung auch komplexer Anwendungen in kurzer Zeit. Möchte man analoge Schaltungen in eine digitale Anwendung übertragen, eignet sich dazu die von uns verwendete LabView-Umgebung von National Instruments. Sie erlaubt eine Programmierung entsprechend dem Stromlaufplan einer analogen Schaltung und eignet sich gut für die Analyse der Ganganalysedaten.

LabView ist eine grafische Programmierumgebung, die auf symbolischen Darstellungen beruht. Diese Notation verwendet Datenflussprogrammierung ähnlich eines elektrischen Schaltplanes.

Der Schaltplan wird als Blockdiagramm gezeichnet. Die Benutzeroberfläche (Frontpanel) erscheint getrennt davon, in einem eigenen Fenster, das LabView dafür bereitstellt.

Kontextmenüs erlauben die Konfiguration der Eigenschaften grafischer Objekte. Textboxen mit Zahlenwerten übergeben Konstanten. Zweck und Hauptanwendungsgebiet der Programmierumgebung ist es, virtuelle Instrumente (VIs) zu erstellen, die echte Mess- und Steuerhardware in Aussehen und Funktion simulieren oder auch reale Geräte direkt ansteuern.

Weitere Einsatzgebiete dieser Software finden sich in Laborautomation, Bildverarbeitung, Prozessvisualisierung, Automatisierungstechnik, Regelungstechnik, Robotik, Kommunikationstechnik sowie in allgemeinen mathematischen und statistischen Problemfeldern, in denen Simulation eine Rolle spielt. Wichtig ist vor allem die Netzwerkfähigkeit von LabVIEW, die mehrere Schnittstellen zur Fernbedienung, Überwachung und zum Verteilten, sowie der modularen Ausführung der Anwendungen bietet.

3.3.3 Ermittlung der Routineparameter mit dem Programm

„Auswertung Gang“ (LabVIEW)

„Auswertung Gang“ ist ein Programm zur Analyse von Daten auf der Basis von LabVIEW. Die Auswertung erfolgt spaltenweise aus einer Textdatei. Dabei können die untersuchten Parameter nach verschiedenen Gesichtspunkten ausgewertet werden. Das Programm bietet unter anderem die Möglichkeit bei Datenkurven die Mittelwerte und Standardabweichung der maximalen positiven Exkursion (Peak), der maximalen negativen Exkursion (Valley) und der Amplituden (Distanz Peak-Valley) zu bestimmen.



Abbildung 7: Benutzeroberfläche Auswertung Gang

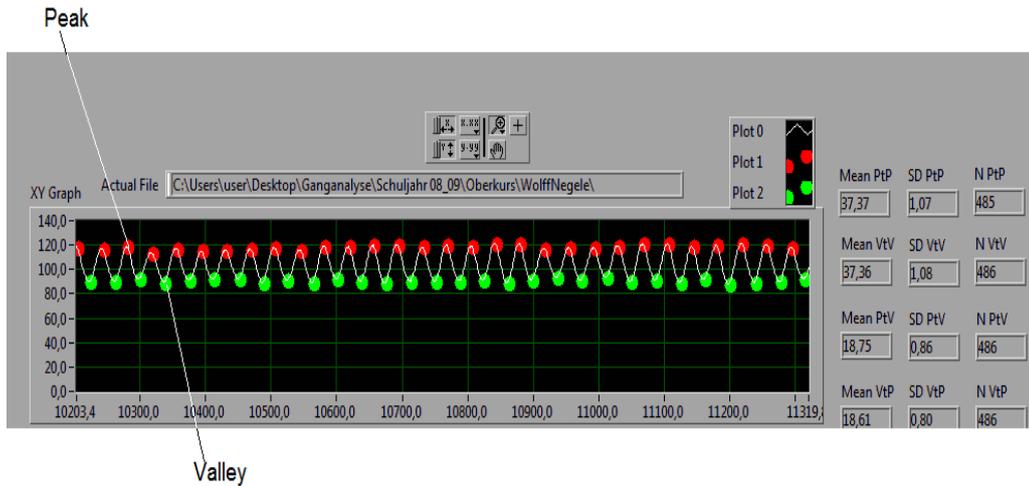


Abbildung 8: Bestimmung Peak-Valley mittels Auswertung Gang

3.3.4 Wavelet-Transformation mit Neurolab 1.0

Neurolab 1.0 ist ein Programm das auf der Basis von LabVIEW arbeitet und die Umwandlung unserer Ganganalysedaten in Wavelet-Koeffizienten mittels diskreter Wavelet-Transformation ermöglicht. Die zu analysierenden Daten werden als Textdatei mittels Neurolab geöffnet und spaltenweise analysiert. Nach der Wavelet-Transformation erfolgt die Ausgabe der Wavelet-Koeffizienten ebenfalls mittels einer Textdatei die nun weiterverarbeitet werden kann.

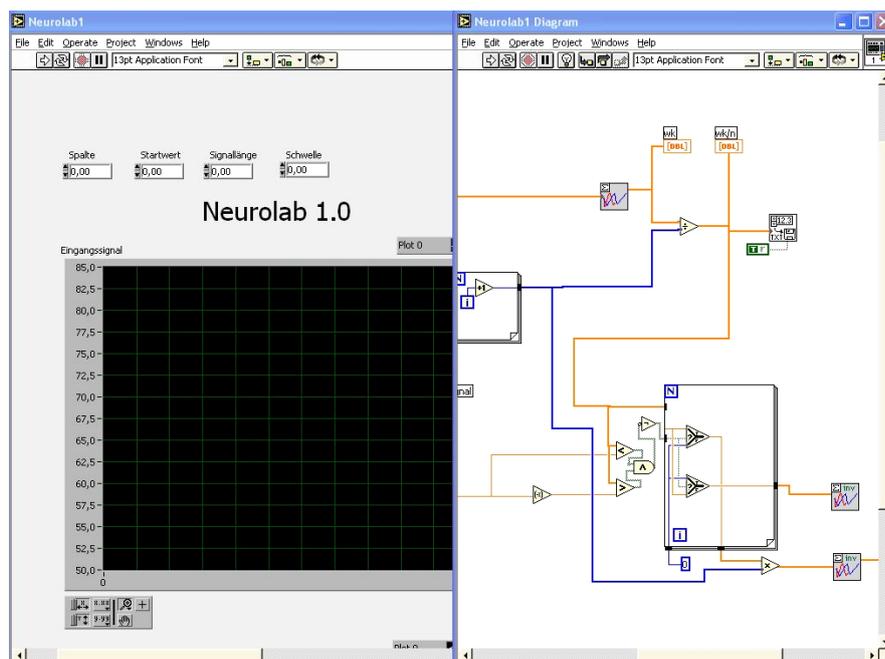


Abbildung 11: Benutzeroberfläche und Schaltbild Neurolab1.0

3.4 Datenauswertung und Statistische Analysen

Die anschließenden Berechnungen wurden für die einzelnen Geschwindigkeiten V_1 , V_2 , und V_3 jeweils separat durchgeführt.

Für die Ergebnisse der Routineparameter wurden der Mittelwert und die Standardabweichung (SD) aus den Daten der Probanden ermittelt. Jeder von uns untersuchte Parameter wurde einzeln zwischen den beiden Gruppen verglichen. Wegen der kleinen Gruppengröße kam zum Vergleich, sowohl für Wavelets als auch Routineparameter, der nichtparametrische Mann-Whitney-U-Test zur Anwendung. Die Berechnung erfolgte mit dem Programm SPSS 15.0. Für die Wavelet-Daten erfolgte des Weiteren die Bestimmung des Schwellenwertes (Threshold).

3.4.1. Schwellenwert (Threshold)

Die durch den Mann-Whitney-U-Test in beiden Gruppen als signifikant unterschiedlich ermittelten Wavelet-Koeffizienten wurden miteinander verglichen.

Es wurde versucht ein Schwellenwert (Threshold) zu bestimmen, der zur Differenzierung zwischen gesunden und erkrankten Probanden dienen soll. Dieser Schwellenwert wurde von uns auf Sensitivität und Spezifität untersucht.

Berechnung der Sensitivität (Erkrankte werden als erkrankt erkannt):

$$\text{Anzahl der richtig positiven} / \text{Anzahl der richtig positiven} + \text{Anzahl der falsch negativen}$$

Berechnung der Spezifität (Gesunde werden als gesund erkannt):

$$\text{Anzahl der richtig negativen} / \text{Anzahl der richtig negativen} + \text{Anzahl der falsch positiven}$$

(Weiß, 1999)

Je höher der Wert für die Sensitivität ist, desto empfindlicher ist der Test für das Erkennen der erkrankten Personen. Allerdings nimmt bei steigender Sensitivität die Spezifität ab. Da unser Interesse darin lag erkrankte Personen zu erkennen wurde die Gewichtung auf dem Erlangen einer möglichst hohen Sensitivität gelegt. Dennoch sollten auch hohe Werte bei der Spezifität erreicht werden.

3.4.2 Datenbearbeitung für den Seitenvergleich

Zum Vergleich der Bewegung von rechter mit linker Körperseite wurden die mit WinGait ermittelten Datensätze weiterbearbeitet. Die Bestimmung der Routineparameter erfolgte mittels „Auswertung Gang“ (LabVIEW). Danach wurde für jeden Probanden die Differenz zwischen linker und rechter Seite für die einzelnen Parameter bestimmt. Der Vergleich der beiden Gruppen erfolgte nun wiederum mit SPSS 15.0. Der Mann-Whitney-U-Test wurde zur Bestimmung der Signifikanz benutzt.

3.4.2.1 Erstellung der Differenzkurven

Für den Seitenvergleich mittels Waveletanalyse musste aus den WinGait Daten eine Differenzkurve erstellt werden. Dazu wurde für jeden Probanden eine Bestimmung der Differenzwerte durch Phasenverschiebung durchgeführt. Für jeden Parameter wurden die Kurven der rechten und der linken Seite überlagert, wobei jeweils das erste Maximum der Auslenkung als Referenzpunkt der Phasenverschiebung diente.

Die so entstandene Differenzkurve wurde nun wie alle anderen Datenkurven einer Waveletanalyse unterzogen. Der Vergleich der so entstandenen Wavelet-Koeffizienten erfolgte ebenfalls mittels Mann-Whitney-U-Test und SPSS 15.0.

3.4.2.2 Vergleiche der Standardabweichung (SD) der Routineparameter

Um die SD der Routineparameter zu vergleichen, wurden die mit dem Programm „Auswertung Gang“ bestimmten Werte der SD mittels SPSS 15.0 und Mann-Whitney-U-Test auf signifikante Unterschiede zwischen beiden Gruppen untersucht.

4. Ergebnisse

In diesem Abschnitt erfolgt die Darstellung der Studienergebnisse. Da die Ergebnisse sehr umfangreich sind, finden sich hier, aus Gründen der Lesbarkeit, nur die Angaben für signifikant unterschiedliche Parameter.

Die folgenden Untersuchungsergebnisse werden besprochen:

- Ganggeschwindigkeiten und Gewöhnungsphasen
- Routineparameter (Normalgeschwindigkeit V2, abweichende Geschwindigkeiten V1 und V3, Waveletanalyse)
- Standardabweichung (Normalgeschwindigkeiten, abweichende Geschwindigkeiten)
- Seitenvergleich (Normalgeschwindigkeiten, abweichende Geschwindigkeiten, Waveletanalyse)

Eine vollständige Darstellung, auch der nicht signifikanten P-Werte, SD und Absolutwerte findet sich im Tabellenanhang. Dort sind auch die bei der Wavelet-Transformation ermittelten Koeffizienten, P-Werte, Schwellenwerte und die Angaben für Spezifität und Sensitivität zu lesen.

Die Werte der Messungen bzgl. der Routineparameter werden in dieser Arbeit in Winkelgrad angegeben und beziehen sich auf die Auslenkung aus der geeichten Nullposition.

Die grafische Darstellung der Ergebnisse erfolgt durch Boxplot-Diagramme. In dem zentralen Kasten des Boxplot liegen die mittleren 50% der Daten. Der obere und der untere Strich der Box markieren die Quartile, welche die Daten in Viertel teilen. Das untere Ende der Box, das untere Quartil, bedeutet also, dass 25% der Datenwerte kleiner oder gleich diesem Wert sind. Das obere Ende der Box, das obere Quartil, bedeutet dass 75% der Werte kleiner oder gleich diesem Wert sind.

Die Länge der Box verdeutlicht den Interquartilsabstand. Dieser dient zur Darstellung der Streuung der Daten.

Der Querstrich innerhalb der Box stellt den Median dar. Das bedeutet 50% der Werte sind kleiner oder gleich diesem Wert.

Oberhalb und unterhalb der Box sind die so genannten „Whiskers“ als Striche zu sehen. Die Whisker beinhalten den maximal 1,5fachen Interquartilsabstand (Weiß, 1999). Die Whisker enden nicht am 1,5fachen Interquartilsabstand sondern beim kleinsten oder größten Wert innerhalb dieses Bereichs. Dies führt dazu, dass die Whisker häufig nicht die gleiche Länge zeigen. Darüber hinausgehende Werte werden als Ausreißer oder extreme Werte gewertet und sind gesondert eingezeichnet.

Ausreißer sind Werte, deren Abstand vom 25%-Perzentil nach unten bzw. vom 75%-Perzentil nach oben zwischen dem 1,5fachen und dem 3fachen der Boxhöhe liegt. Sie sind mit einem Kreis gekennzeichnet.

Beträgt der Abstand von dem 25%- oder dem 75%- Perzentil mehr als das Dreifache der Boxhöhe, so werden diese Werte als extreme Werte bezeichnet. Sie sind in der Boxplot-Darstellung mit einem Stern gekennzeichnet.

Die Zahlen, die neben den Ausreißern und extremen Werten angezeigt werden, geben die Nummern der Fälle wieder, in denen die entsprechenden Werte enthalten sind.

4.1 Analysen der Ganggeschwindigkeiten und Gewöhnungsphasen

Die beiden Gruppen unterschieden sich in Gewöhnungsphasen und Gehgeschwindigkeit (vgl. 3.2.6 Material Methoden).

Die Parkinson-Gruppe zeigte insgesamt längere Gewöhnungsphasen vor den Messungen, signifikant waren die Unterschiede aber nicht. Betrachtet man die Gehgeschwindigkeiten (V_1 - V_3), so zeigen sich in allen Messungen signifikante Unterschiede.

Die Kontrollgruppe ging in allen Messungen mit höheren Geschwindigkeiten als das Parkinson-Kollektiv.

Tabelle 4: Vergleich von Ganggeschwindigkeiten und Gewöhnungsphasen
(signifikante P-Werte grau unterlegt)

	Parkinson-Gruppe	SD	Kontrollgruppe	SD	P-Wert
Gewöhnungsphase 1 (min)	3	0,75	2,53	0,53	0,11
Gewöhnungsphase 2 (min)	1,96	0,60	1,75	0,48	0,42
Gewöhnungsphase 3 (min)	1,46	0,54	1,125	0,34	0,11
V1 (km/h)	1,28	0,29	1,88	0,49	0,00064
V2 (km/h)	1,61	0,39	2,38	0,56	0,00031
V3 (km/h)	1,94	0,49	2,9	0,60	0,00017

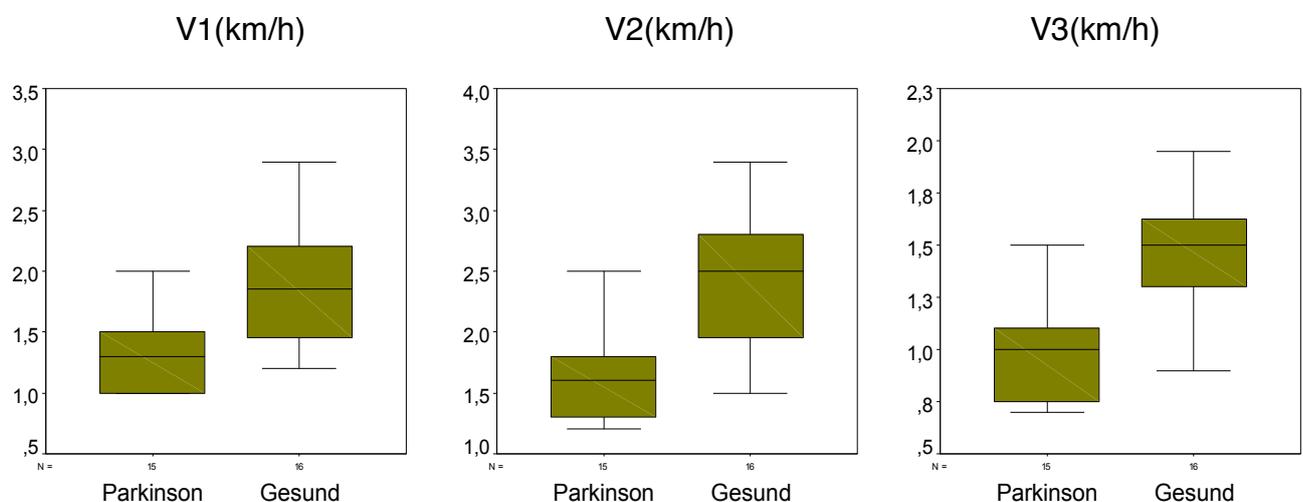


Abbildung 10: signifikant höhere Ganggeschwindigkeiten in der Kontrollgruppe

4.2 Analysen der Routineparameter

Folgend werden die Ergebnisse der Routineauswertung besprochen.

Bei der Analyse der Routineparameter wurden Positionsparameter und Schwunglänge der Extremitäten untersucht (vgl. 3.3.1 Material Methoden).

Die Analyse der Positionsparameter dient hier der Festlegung der Raumposition.

Positive Werte zeigen die Auslenkung nach vorne bezüglich der Eichposition an, negative Werte die Auslenkung nach hinten aus der Eichposition.

Die Schwunglänge, angegeben in Winkelgraden, dient in dieser Arbeit der Bestimmung des Bewegungsausmaßes der jeweiligen Extremität.

4.2.1 Routineparameter bei individueller Normalgeschwindigkeit V2

4.2.1.1 Linke Schulter

Die **Retroversion** unterschied sich **nicht signifikant**.

Die **Anteversion** lag mit durchschnittlich $-7,61$ in der **Parkinsongruppe niedriger** als die Kontrollgruppe mit $4,84$. (P-Wert $0,0003$)

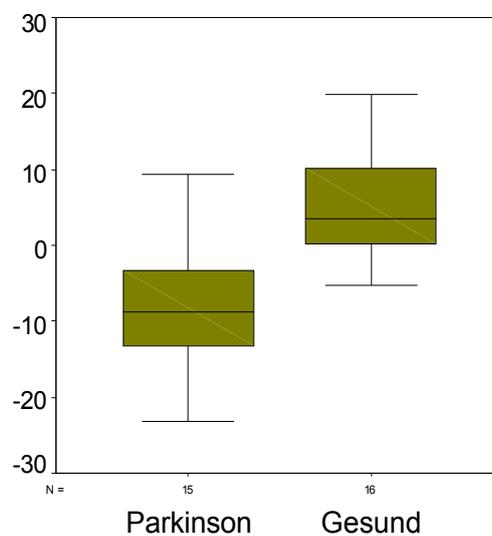


Abbildung 11: verminderte Anteversion der linken Schulter in der Parkinsongruppe

Die mittlere **Schwunglänge** war bei der **Parkinsongruppe** mit $11,39$ **geringer** als in der Kontrollgruppe mit $19,19$. (P-Wert $0,015$)

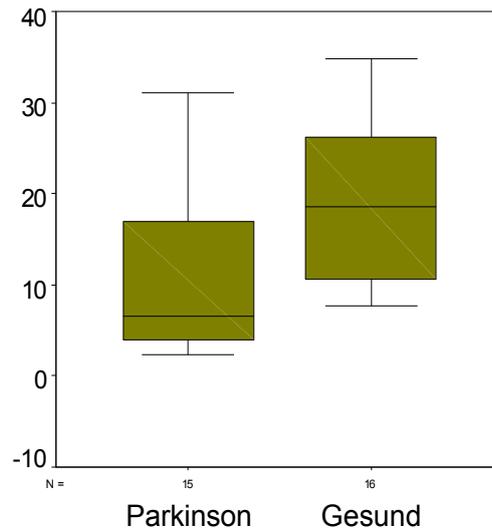


Abbildung 12: verminderte Schwunglänge der linken Schulter in der Parkinsongruppe

4.2.1.2 Rechte Schulter

Alle Parameter für die rechte Schulter zeigten signifikant niedrigere Werte der Parkinsongruppe.

Die durchschnittlichen Werte der **Anteversion** lagen mit **-9,93 in der Parkinsongruppe tiefer** als in der gegenüber Kontrollgruppe mit 2,99. (P-Wert 0,0002)

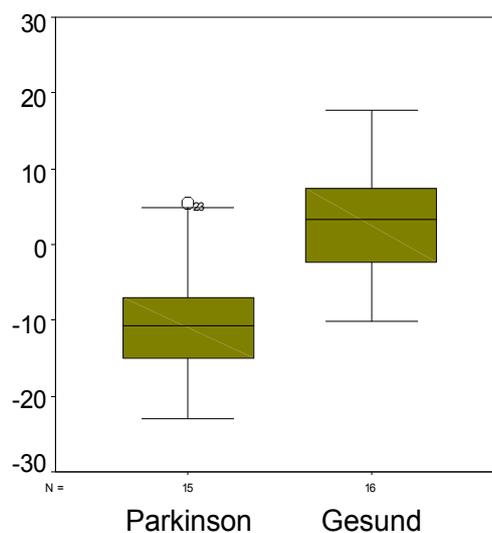


Abbildung 13: verminderte Anteversion der rechten Schulter in der Parkinsongruppe

Die durchschnittlichen Werte für die **Retroversion** waren mit **-20,17 in der Parkinsongruppe niedriger** als in der Kontrollgruppe mit **-14,12**. (P-Wert 0,014)

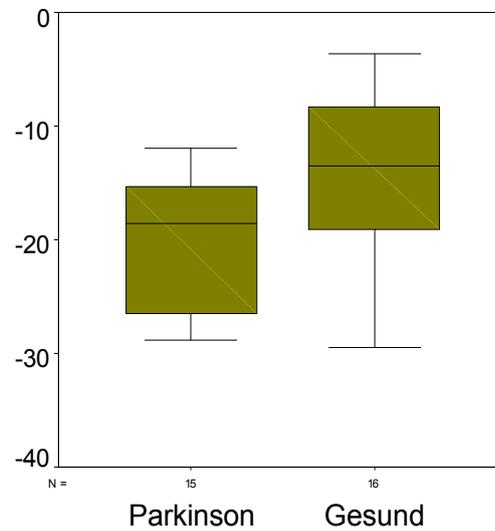


Abbildung 14: verminderte Retroversion der rechten Schulter in der Parkinsongruppe

Die **Schwunglänge** war bei der **Parkinsongruppe** mit durchschnittlich **10,23 geringer** als bei der Kontrollgruppe mit **17,11**. (P-Wert 0,021)

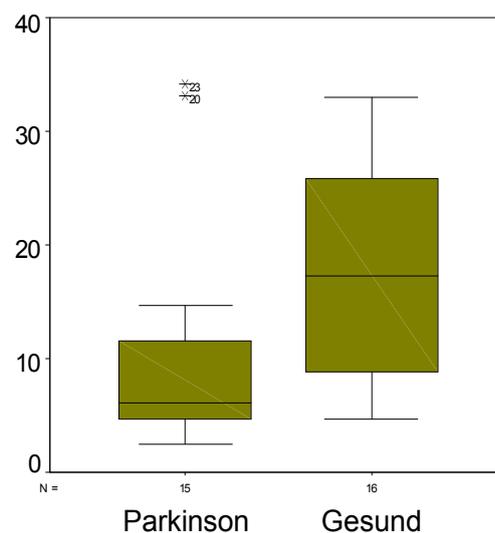


Abbildung 15: verminderte Schwunglänge der rechten Schulter bei der Parkinsongruppe

4.2.1.3 Linker Ellbogen

Die **Schwunglänge** des linken Ellbogens zeigte **keine signifikanten Unterschiede** zwischen den beiden Gruppen.

Die **Flexion** der **Parkinsongruppe** lag mit durchschnittlich 45,09 **höher** als die der Kontrollgruppe mit 33,57. (P-Wert 0,005)

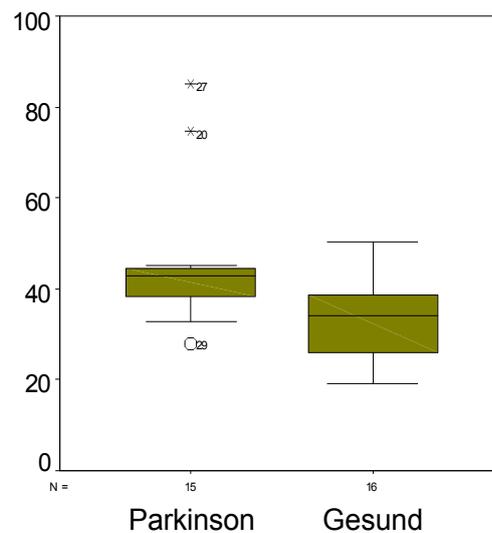


Abbildung 16: erhöhte Flexion des linken Ellbogens bei der Parkinsongruppe

Bei der **Extension** lag die **Parkinsongruppe** mit 36,63 gegenüber 24,27 in der Kontrollgruppe ebenfalls **höher**. (P-Wert 0,003)

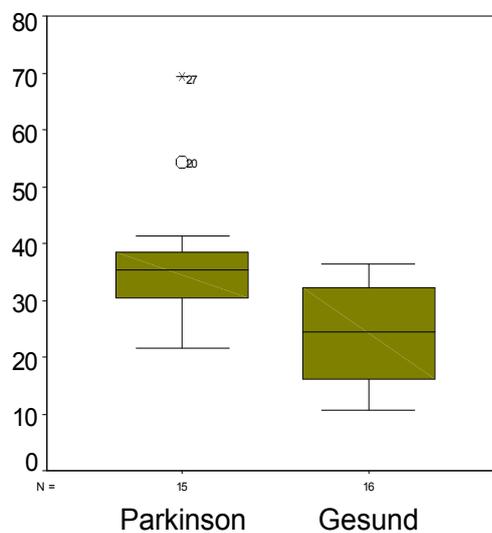


Abbildung 17: erhöhte Extension des linken Ellbogens bei der Parkinsongruppe

4.2.1.4 Rechter Ellbogen

Die **Schwunglänge** zeigte wie bei der linken Seite **keine signifikanten Unterschiede**.

Die signifikant erhöhten Werte für Flexion und Extension in der Parkinsongruppe entsprechen der linken Seite. Die **Parkinsongruppe** lag bei der **Flexion** mit durchschnittlich 46,22 **höher** als die Kontrollgruppe mit 34,92. (P-Wert 0,00075)

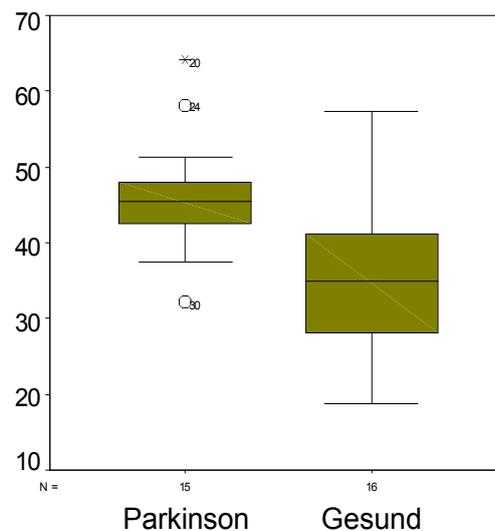


Abbildung 18: erhöhte Flexion des rechten Ellbogens bei der Parkinsongruppe

Bei der **Extension** lag die **Parkinsongruppe** mit 38,49 gegenüber 27,10 in der Kontrollgruppe **höher**. (P-Wert 0,00075)

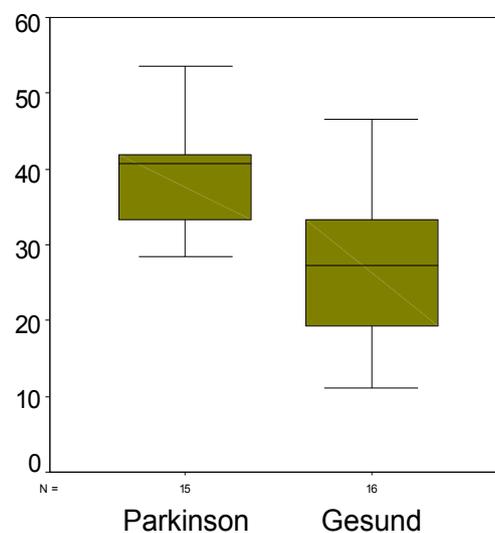


Abbildung 19: erhöhte Extension des rechten Ellbogens bei der Parkinsongruppe

4.2.1.5 Linke Hüfte

Flexion und **Extension** unterschieden sich **links nicht signifikant**.

Bei der **Schwunglänge** hingegen lag die **Parkinsongruppe** mit 21,08 **niedriger** als die Kontrollgruppe mit 26,31. (P-Wert 0,024)

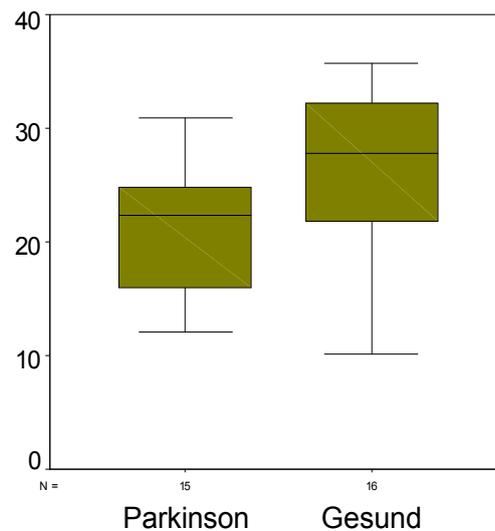


Abbildung 20: verminderte Schwunglänge der linken Hüfte bei der Parkinsongruppe

4.2.1.6 Rechte Hüfte

Die Analyse für die rechte Hüfte bestätigt die Ergebnisse der linken Seite.

Die **Schwunglänge** ist bei der **Parkinsongruppe** mit 19,02 **niedriger** als die der Kontrollgruppe mit 27,6. (P-Wert 0,00075)

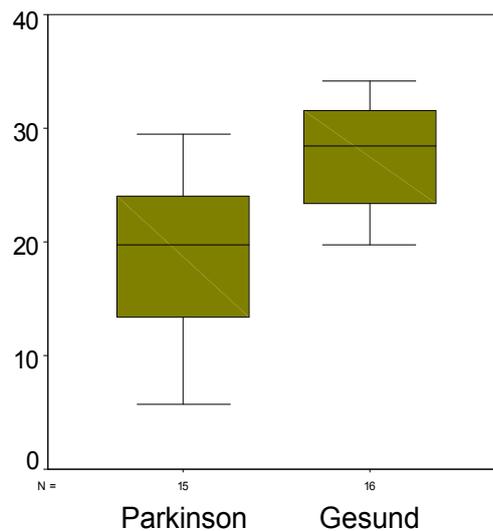


Abbildung 21: erniedrigte Schwunglänge der rechten Hüfte bei der Parkinsongruppe

Zusätzlich zeigten sich rechts signifikante **Unterschiede in der Extension**.

Die **Parkinsongruppe** lag mit 0,42 in der **Extension höher** als die Kontrollgruppe mit $-8,26$. (P-Wert 0,0005)

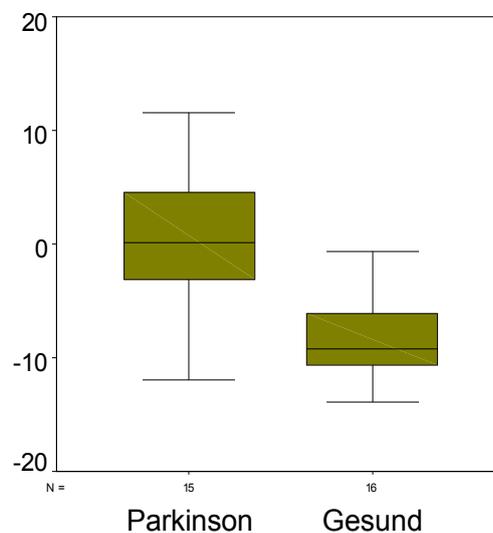


Abbildung 22: erhöhte Extension der rechten Hüfte bei der Parkinsongruppe

4.2.1.7 Linkes Knie

Die Analyse von **Extension, Flexion und Schwunglänge** des linken Knies zeigte **keine signifikanten Unterschiede** zwischen den Gruppen.

4.2.1.8 Rechtes Knie:

Es zeigten sich im Gegensatz zur linken Seite signifikante Unterschiede bei Schwunglänge und Knieflexion.

Die **Schwunglänge** der **Parkinsongruppe** lag mit 33,11 **niedriger** als die Kontrollgruppe mit 40,18. (P-Wert 0,009)

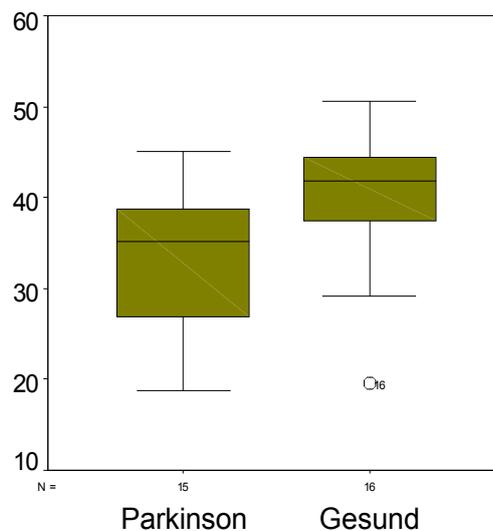


Abbildung 23: erniedrigte Schwunglänge des linken Knies in der Parkinsongruppe

Die **Flexion** zeigte **höhere** Werte bei der **Parkinsongruppe** mit 18,54 gegenüber 13,22 in der Kontrollgruppe. (P-Wert 0,009)

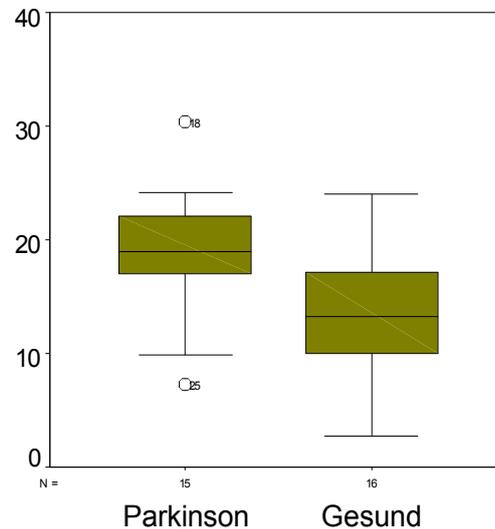


Abbildung 24: erhöhte Flexion des rechten Knies in der Parkinsongruppe

4.2.1.9 Zusammenfassung Auswertung der Routineparameter (V2)

Obere Extremitäten:

Wir fanden proximal erniedrigte, und distal erhöhte Schwunglängen bei der Parkinsongruppe. Das bedeutet ein proximal erniedrigtes und distal erhöhtes Bewegungsausmaß.

Die Positionsparameter waren bei der Parkinsongruppe proximal ebenfalls erniedrigt und distal erhöht. Dies spricht für eine vor verlagerte Raumposition der Schultern und nach hinten verlagerte Position der Ellbogen bei der Parkinsongruppe

Untere Extremitäten:

Hier fanden sich weniger signifikant veränderte Parameter.

Proximal konnte ebenfalls eine verringerte Schwunglänge festgestellt werden. Distal ist das Ergebnis nicht eindeutig. Die Positionsparameter waren nur auf der rechten Seite signifikant verändert und zeigten höhere Werte in der Parkinsongruppe.

4.2.2 Ergebnisse der Routineparameter in den abweichenden Geschwindigkeiten V1 und V3

Die Geschwindigkeiten V1 und V3 bestätigen die Ergebnisse für die oberen Extremitäten.

Bei V1 zeigt sich zusätzlich die Retroversion des linken Arms in der Parkinsongruppe signifikant erniedrigt. Dies entspricht den Ergebnissen für den rechten Arm für diesen Parameter.

Bei Geschwindigkeit V3 zeigen sich Unterschiede beim linken Ellbogen. Die Schwunglänge ist in der Parkinsongruppe erniedrigt, die Extension zeigt hier keinen signifikanten Unterschied. Die Parameter der Unteren Extremitäten verhalten sich entsprechend der Parameter in V2, wir konnten die gleichen Unterschiede zwischen den Gruppen feststellen.

Vergleicht man die Absolutwerte so zeigt sich bei der Schwunglänge eine Zunahme von V1 bis V3. Dies zeigt sich in beiden Gruppen. Dies spricht dafür, dass sich die Schwunglänge proportional zur Geschwindigkeit verhält. Die Positionsparameter verhalten sich äquivalent und verschieben sich abhängig von der Geschwindigkeit.

4.2.3 Waveletanalyse der Bewegungsmuster

Durch Waveletanalyse der Kollektive konnten in allen untersuchten Parametern signifikante Unterschiede gefunden werden. Eine Übersicht über die Anzahl geben die Tabellen 5-7:

Tabelle 5: Anzahl signifikant unterschiedlicher Wavelet-Koeffizienten (V1):

Parameter	Anzahl signifikanter Koeffizienten
linke Schulter	21
rechte Schulter	12
linker Ellbogen	23
rechter Ellbogen	17
linke Hüfte	16
rechte Hüfte	28
linkes Knie	19
rechtes Knie	17

Tabelle 6: Anzahl signifikant unterschiedlicher Wavelet-Koeffizienten (V2):

Parameter	Anzahl signifikanter Koeffizienten
linke Schulter	16
rechte Schulter	18
linker Ellbogen	25
rechter Ellbogen	23
linke Hüfte	21
rechte Hüfte	16
linkes Knie	18
rechtes Knie	19

Tabelle 7: Anzahl signifikant unterschiedlicher Wavelet-Koeffizienten (V3):

Parameter	Anzahl signifikanter Koeffizienten
linke Schulter	22
rechte Schulter	14
linker Ellbogen	16
rechter Ellbogen	11
linke Hüfte	18
rechte Hüfte	16
linkes Knie	14
rechtes Knie	17

Beim Vergleich der ermittelten Koeffizienten zeigen sich wenige Übereinstimmungen bezüglich der Position. Es handelt sich um unterschiedliche Positionen, an denen sich die Koeffizienten der Gruppen signifikant unterscheiden.

Für die ermittelten Wavelet-Koeffizienten war es uns möglich Schwellenwerte zu bestimmen (vgl. 3.4 Datenauswertungen)

Die Spezifitäten und Sensitivitäten der Schwellenwerte zur Unterscheidung der Gruppen erreichten unterschiedliche Niveaus.

Die niedrigsten Werte lagen bei 60%, die höchsten Werte bei 100%. Eine genaue Darstellung der Einzelwerte ist im Tabellenanhang gegeben.

4.3 Ergebnisse für die Standardabweichung

Der folgende Abschnitt beschäftigt sich mit den Ergebnissen für die ermittelten Standardabweichungen (SD).

Die SD der Routineparameter soll in unserer Untersuchung als Maß für die Regelmäßigkeit des Gangs dienen. Die Werte der Routineparameter werden in Winkelgraden in Bezug auf die Eichposition angegeben. Eine große SD spricht für unregelmäßiges Gehen mit großen Schwankungen, eine kleine SD für gleichmäßiges Gehen.

4.3.1 SD bei Normalgeschwindigkeit (V2)

4.3.1.1 Linke Schulter

Die **Parkinsongruppe** lag bei der **SD der Anteversion** mit 2,15 **niedriger** als die Kontrollgruppe mit 2,76. (P-Wert 0,04)

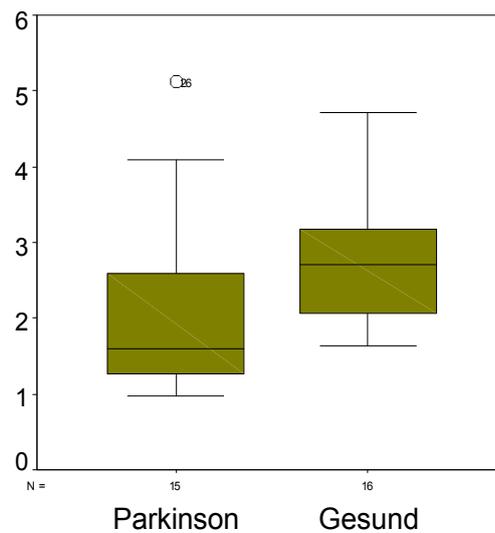


Abbildung 25: erniedrigte SD der Anteversion linke Schulter in der Parkinsongruppe

Die **SD für die Schwunglänge** war bei der **Parkinsongruppe** mit 2,93 **niedriger** gegenüber 3,88 in der Kontrollgruppe. (P-Wert 0,01)

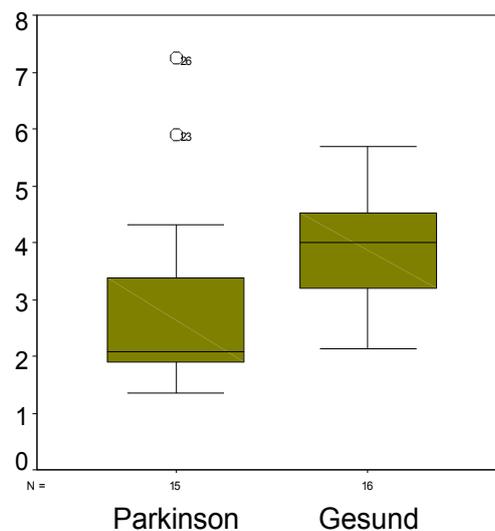


Abbildung 26: erniedrigte SD der Schwunglänge linke Schulter in der Parkinsongruppe

4.3.1.2 Rechte Schulter

Die SD für die Parameter der rechten Schulter zeigten ähnliche Ergebnisse.

Die **SD der Anteversion** lag bei der **Parkinsongruppe** mit 2,2 **niedriger** als in der Kontrollgruppe mit 3,06. (P-Wert 0,03)

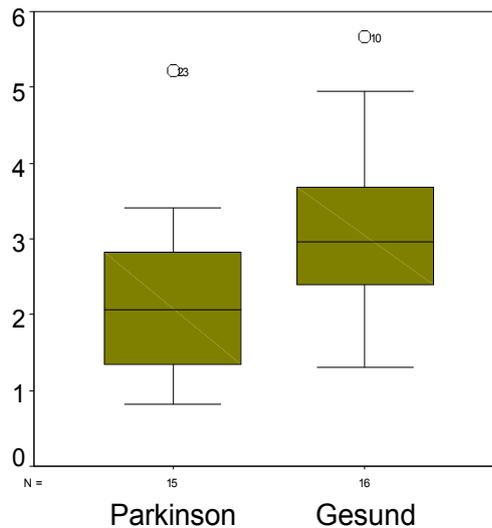


Abbildung 27: verminderte SD der Anteversion rechte Schulter bei der Parkinsongruppe

Die **SD der Schwunglänge** lag in der **Parkinsongruppe** mit 3,09 ebenfalls **niedriger** als bei der Kontrollgruppe mit 4,22. (P-Wert 0,03)

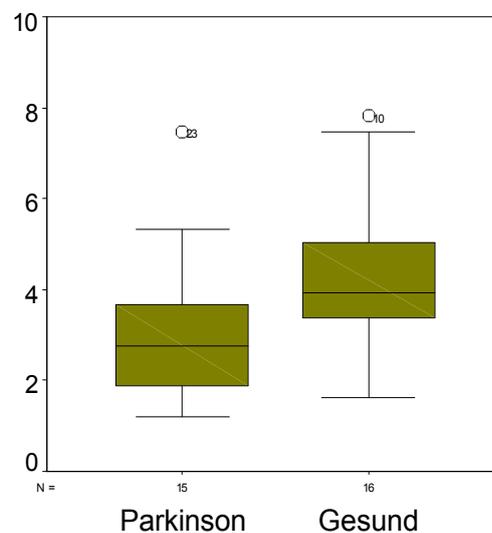


Abbildung 28: verminderte SD der Schwunglänge rechte Schulter bei der Parkinsongruppe

4.3.1.3 Linker Ellbogen

Bei der **SD der Extension** lag die **Parkinsongruppe** mit 3,97 **höher** als die Kontrollgruppe mit 1,85. (P-Wert 0,02)

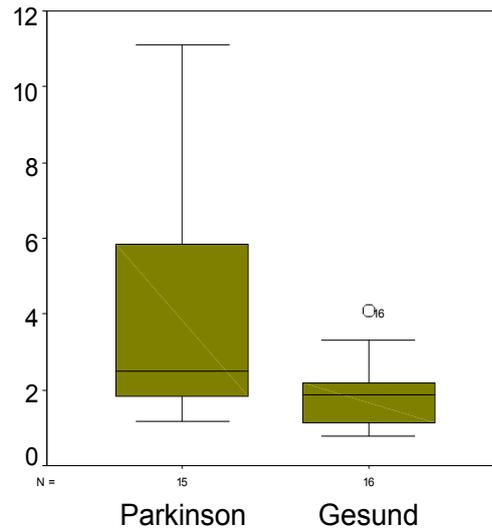


Abbildung 29: erhöhte SD der Extension linker Ellbogen in der Parkinsongruppe

4.3.1.4 Rechter Ellbogen

Die **SD der Extension** lag mit 4,09 in der **Parkinsongruppe höher** als in der Kontrollgruppe mit 1,92. (P-Wert 0,0003)

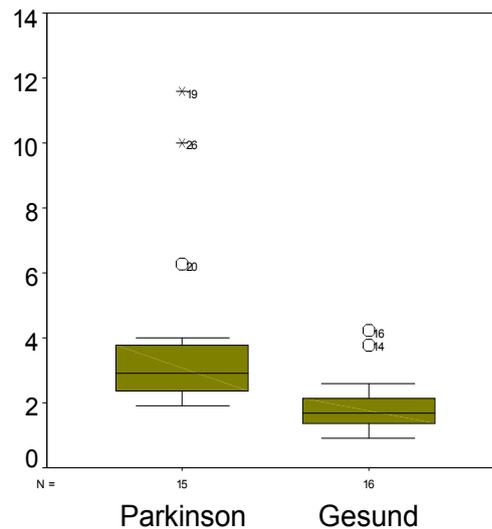


Abbildung 30: erhöhte SD der Extension des rechten Ellbogens in der Parkinsongruppe

Die SD für die **Schwunglänge** der **Parkinsongruppe** lag mit 5,14 **höher** als die der Kontrollgruppe mit 3,09. (P-Wert 0,04)

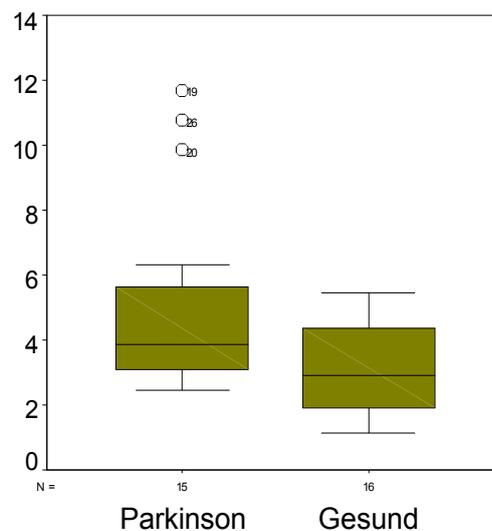


Abbildung 31: erhöhte SD der Schwunglänge des rechten Ellbogens in der Parkinsongruppe

4.3.1.5 Untere Extremitäten

Bei den unteren Extremitäten konnten **keine signifikanten Unterschiede** zwischen den beiden Gruppen bezüglich der **Standardabweichung SD** festgestellt werden.

4.3.1.6 Zusammenfassung SD (V2)

Bezüglich der Standardabweichung SD ließen sich nur bei den Parametern der oberen Extremitäten signifikante Unterschiede feststellen.

Bei den proximalen Parametern zeigte die Parkinsongruppe kleinere Werte für die Standardabweichung.

Bei den distalen Parametern verhielt es sich umgekehrt, hier zeigte die Parkinsongruppe höhere Werte.

Die Parkinsongruppe bewegte sich also proximal mit einem gleichmäßigeren Bewegungsmuster, zeigte aber distal größere Unregelmäßigkeiten als die Kontrollgruppe.

4.3.2 Ergebnisse der SD der Routineparameter in den Geschwindigkeiten V1 und V3

Die folgenden Abschnitte stellen die Unterschiede bei den abweichenden Geschwindigkeiten V1 und V3 im Vergleich zur individuellen Normalgeschwindigkeit V2 dar.

4.3.2.1 Oberen Extremitäten:

Die Ergebnisse bestätigen die Messung bei Normalgeschwindigkeit.

In V1 sind nur die SD der Ellbogen, nicht die der Schultern signifikant verändert.

Bei Geschwindigkeit V3 zeigen sich nur die SD für die linke Schulter und den rechten Ellbogen verändert.

Die Art der Veränderungen entspricht in V1 und V3 den Veränderungen bei V2.

4.3.2.2 Unteren Extremitäten:

Die SD zeigt in V1 und V3 signifikante Unterschiede gegenüber der Normalgeschwindigkeit V2.

4.3.2.2.1 Unterschiede in V1

In V1 zeigten sich die SD der Knie zwischen den beiden Gruppen unterschiedlich. Links lag die **SD der Extension** in der **Parkinsongruppe** mit 2,23 **niedriger** als in der Kontrollgruppe mit 3,22. (P-Wert 0,03)

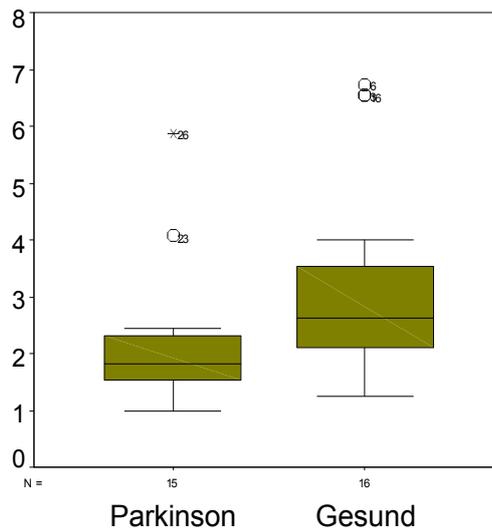


Abbildung 32: erniedrigte SD der Extension des linken Knies in der Parkinsongruppe

Die **SD der Schwunglänge** lag in der **Parkinsongruppe** mit 2,97 ebenfalls **niedriger** als in der Kontrollgruppe mit 4,02. (P-Wert 0,03)

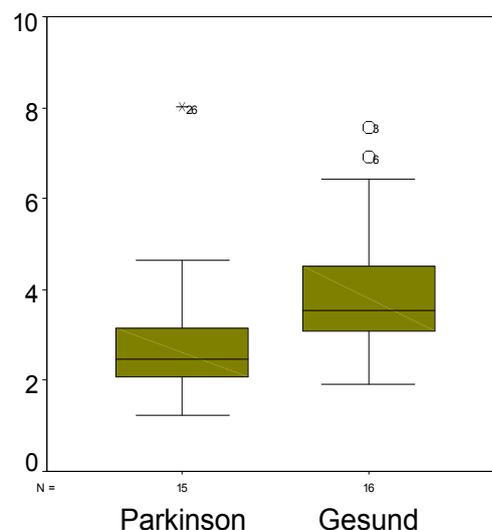


Abbildung 33: erniedrigte SD der Schwunglänge des linken Knies in der Parkinsongruppe

Auf der rechten Seite zeigten sich die gleichen Unterschiede:

Die **SD der Extension** lag in der **Parkinsongruppe** mit 2,28 **niedriger** als die der Kontrollgruppe mit 3,57. (P-Wert 0,01)

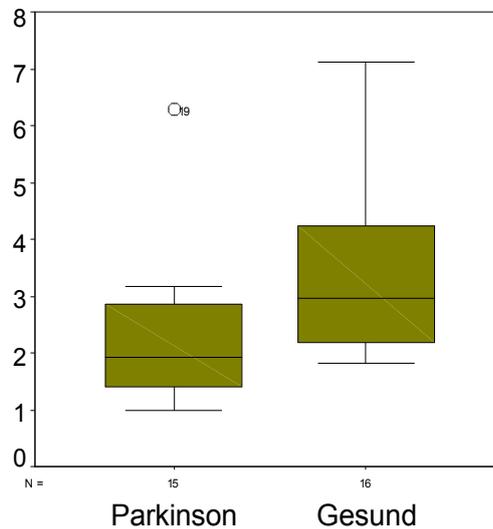


Abbildung 34: verminderte SD der Extension des rechten Knies in der Parkinsongruppe

Auch die **SD der Schwunglänge** war in der **Parkinsongruppe** mit 3,09 **niedriger**, gegenüber 4,34 in der Kontrollgruppe. (P-Wert 0,02)

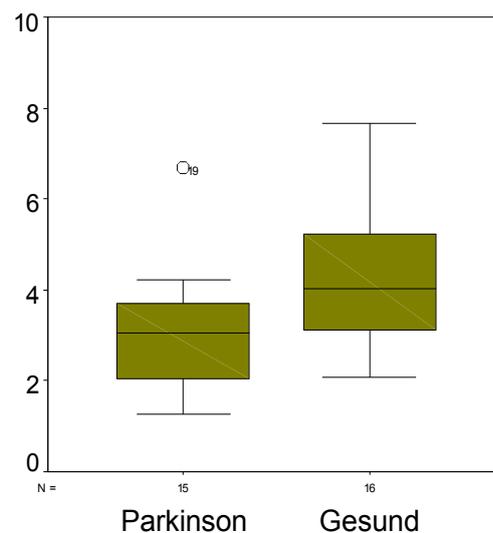


Abbildung 35: erniedrigte SD der Schwunglänge des rechten Knies in der Parkinsongruppe

4.3.2.2.2 Unterschiede in V3:

In V3 verhält sich die SD ähnlich der in V1. Hier zeigen sich nur die Werte für das rechte Knie verändert. Bei der **SD der Extension** liegt die **Parkinsongruppe** mit 2,19 **niedriger** als die Kontrollgruppe mit 4,83. (P-Wert 0,005)

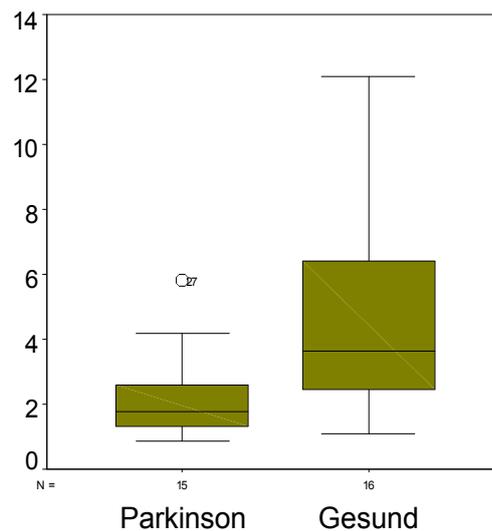


Abbildung 36: verminderte SD der Extension des rechten Knies in der Parkinsongruppe

Die **SD der Schwunglänge** ist in der **Parkinsongruppe** mit 2,79 ebenfalls **niedriger** als in der Kontrollgruppe mit 5,43. (P-Wert 0,008)

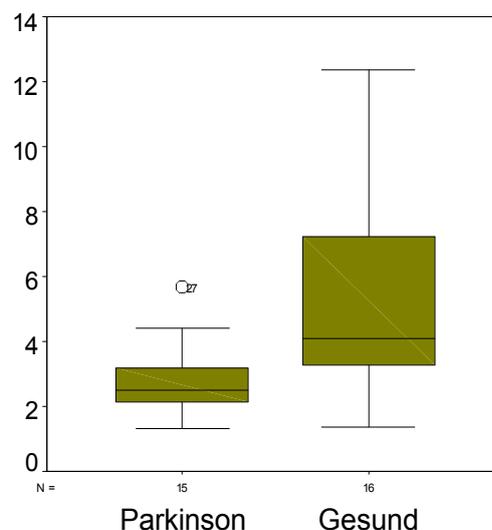


Abbildung 37: erniedrigte SD der Schwunglänge des rechten Knies in der Parkinsongruppe

4.4 Vergleiche der Differenzkurven

Der folgende Abschnitt zeigt die Ergebnisse der von uns erstellten Differenzkurven. (vgl. 3.4.2 Material, Methoden)

Der Vergleich der beiden Körperhälften soll in unserer Untersuchung dazu dienen Asymmetrien der beiden Körperhälften zu erkennen. Große Differenzen der Werte sprechen für ein asymmetrisches Gangbild. Kleine Differenzen zwischen den Seiten hingegen sind physiologisch.

4.4.1 Seitenvergleich der Routineparameter

4.4.1.1 Individuelle Normalgeschwindigkeiten (V2):

Es konnten in den Routineparametern keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

4.4.1.2 Geschwindigkeiten V1 und V3:

In den Geschwindigkeiten V1 und V3 zeigten sich die nun folgenden signifikanten Unterschiede bei einigen Positionsparametern. (Positionsparameter vergleiche 3.3.1 Material Methoden)

Die Schwunglänge beider Gruppen unterschied sich jedoch nicht signifikant.

4.4.1.2.1 Geschwindigkeit V1:

Die **Differenz der Ellbogenflexion** war in der **Parkinsongruppe** mit 12,7 **größer** als in der Kontrollgruppe mit 4,6. (P-Wert 0,019)

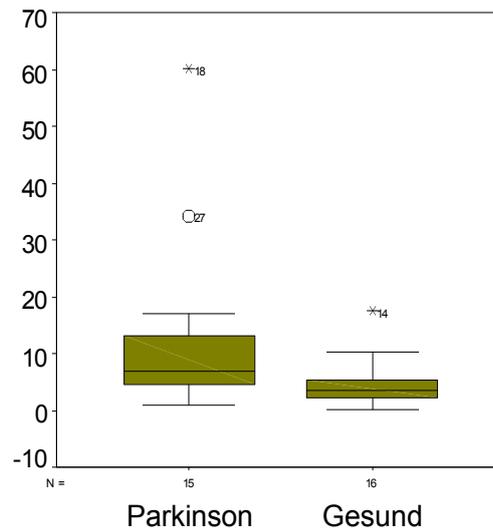


Abbildung 38: größere Seitendifferenz der Ellbogenflexion in der Parkinsongruppe

Die **Differenz der Ellbogenextension** war bei der **Parkinsongruppe** mit 14,5 **größer** als in der Kontrollgruppe mit 5,4. (P-Wert 0,0008)

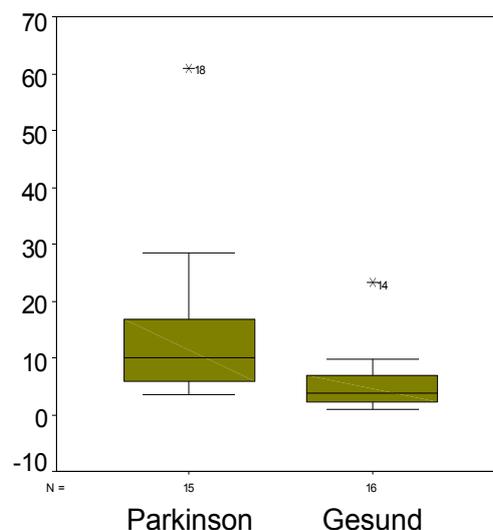


Abbildung 39: größere Seitendifferenz der Ellbogenextension in der Parkinsongruppe

Die **Differenz der Knieflexion** war in der **Parkinsongruppe** mit 7 **kleiner** als in der Kontrollgruppe mit 12,7. (P-Wert 0,045)

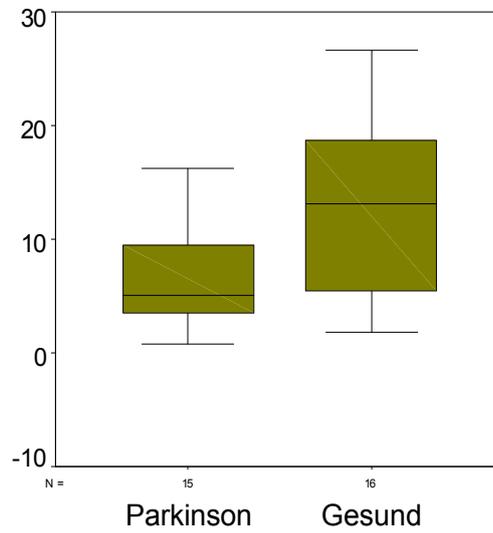


Abbildung 40: kleinere Seitendifferenz der Knieflexion in der Parkinsongruppe

4.4.1.2.2 Geschwindigkeit V3

Die **Differenz der Ellenbogenextension** war in der **Parkinsongruppe** mit 10,4 **größer** als in der Kontrollgruppe mit 5,5. (P-Wert 0,040)

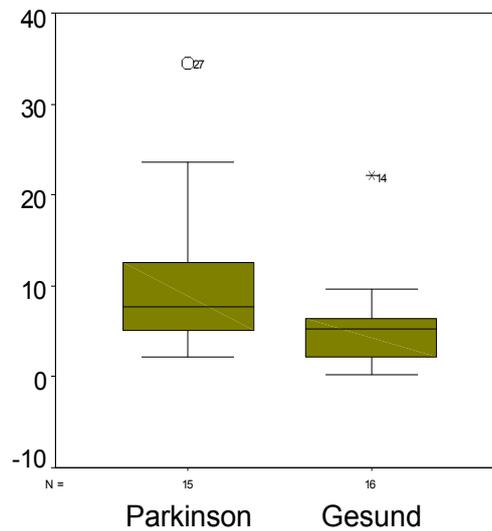


Abbildung 41: größere Seitendifferenz der Ellbogenextension in der Parkinsongruppe

Die **Differenz der Hüftextension** war in der **Parkinsongruppe** mit 2,9 **kleiner** als in der Kontrollgruppe mit 6,87. (P-Wert 0,0027)

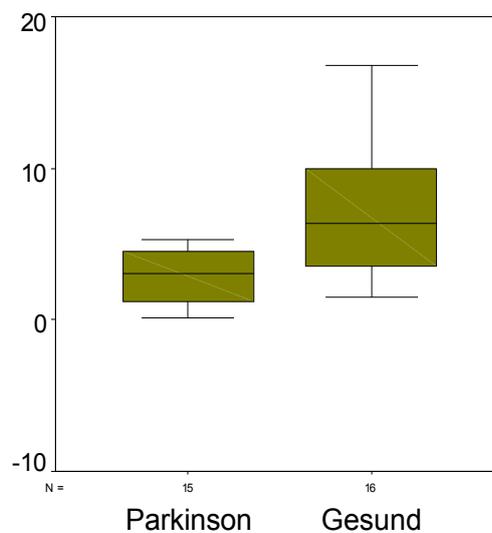


Abbildung 42: kleinere Seitendifferenz der Hüftextension in der Parkinsongruppe

4.4.1.3. Zusammenfassung Seitenvergleich/Differenzkurvenanalyse:

- Bei den Normalgeschwindigkeiten zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen.
- Bei den Geschwindigkeiten V1 und V3 sind die Seitenunterschiede der Positionsparameter in der Kontrollgruppe kleiner als bei der Parkinsongruppe. Dies gilt für die oberen Extremitäten
- Die unteren Extremitäten zeigt das umgekehrte Ergebnis. Dort ist die Differenz bei gesunden Probanden eine größere als bei der Parkinsongruppe.
- Die Schwunglänge war im Seitenvergleich bei keiner der geprüften Geschwindigkeiten signifikant unterschiedlich.

4.4.2 Seitenvergleich/Differenzkurvenanalyse mittels Wavelet-Transformation

Beim Vergleich der Wavelets zeigen sich bei allen Geschwindigkeiten signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen. Unsere Analyse konnte zahlreiche Wavelet-Koeffizienten ermitteln, welche bezüglich der Koeffizientenposition wenig übereinstimmten. Für die ermittelten Wavelet-Koeffizienten konnten wir wiederum Schwellenwerte mit hoher Spezifität und Sensitivität zur Unterscheidung der Gruppen bestimmen. Die niedrigsten Werte lagen bei 60%, die höchsten Werte bei 80%. Die Waveletanalyse zeigt bei den Seitendifferenzen auch signifikante Unterschiede in V2, welche durch die Basisanalyse so nicht feststellbar sind.

Die Tabellen 8-10 zeigen die relevanten Wavelet-Koeffizienten:

Tabelle 8: Anzahl signifikant unterschiedlicher Wavelet-Koeffizienten(V1):

Parameter	Anzahl signifikanter Koeffizienten
Differenzkurve Schulter	14
Differenzkurve Ellbogen	20
Differenzkurve Hüftgelenk	15
Differenzkurve Kniegelenk	16

Tabelle 9: Anzahl signifikant unterschiedlicher Wavelet-Koeffizienten (V2):

Parameter	Anzahl signifikanter Koeffizienten
Differenzkurve Schulter	14
Differenzkurve Ellbogen	20
Differenzkurve Hüftgelenk	18
Differenzkurve Kniegelenk	17

Tabelle 10: Anzahl signifikant unterschiedlicher Wavelet-Koeffizienten (V3):

Parameter	Anzahl signifikanter Koeffizienten
Differenzkurve Schulter	25
Differenzkurve Ellbogen	15
Differenzkurve Hüftgelenk	17
Differenzkurve Kniegelenk	23

4.5 Ergebniszusammenfassung

Im Nachfolgenden werden die wichtigsten Ergebnisse, auf die in der Diskussion hauptsächlich eingegangen wird, zusammenfassend dargestellt.

Gehgeschwindigkeiten:

- In V1, V2 und V3 erreicht die Kontrollgruppe jeweils höhere Geschwindigkeiten als die Gruppe der Parkinsonpatienten.

Analyse der Routineparameter:

- Unterschiede zeigen sich zwischen den Gruppen sowohl in Schwunglänge als auch bei den Positionsparametern bei V2 (Positionsparameter vergleiche 3.3.1 Datenbearbeitung und Auswertung).
- Die Unterschiede werden am deutlichsten an den oberen Extremitäten sichtbar. Ein Unterschied zwischen proximalen und distalen Parametern ist feststellbar.
- Bei der Parkinsongruppe erkennt man eine Verlagerung der Schultern nach vorne und eine Verlagerung der Ellbogen nach hinten.
- Das Bewegungsausmaß ist in der Parkinsongruppe proximal betont vermindert.
- Die Parameter der unteren Extremitäten zeigen keine klaren Ergebnisse.

Routineparameter bei veränderten Geschwindigkeiten:

- Die abweichenden V1 und V3 bestätigen die Ergebnisse der Normalgeschwindigkeit V2.
- Die gefundenen Unterschiede bezüglich des Bewegungsausmaßes treten in Abhängigkeit der Geschwindigkeit auf.

Standardabweichung:

- Bei der Normalgeschwindigkeit zeigt die Parkinsongruppe geringere SD in den proximalen Parametern und eine größere SD in den distalen Parametern der oberen Extremitäten.
- Die Bewegungsmuster sind in der Parkinsongruppe proximal mehr und distal weniger konstant.
- Die abweichenden Geschwindigkeiten V1 und V3 bestätigen die Ergebnisse.

Seitenvergleich:

- Es bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen bei V2
- In den Geschwindigkeiten V1 und V3 gibt es Unterschiede bei den Positionsparametern.
- Obere und untere Extremitäten verhalten sich dabei gegensätzlich.
- Die Parkinsongruppe zeigt bezüglich der Positionsparameter größere Asymmetrien in den Oberen aber kleinere Asymmetrien in den unteren Extremitäten.
- Die Differenzen der Schwunglänge sind in keiner der Geschwindigkeiten signifikant unterschiedlich.

Waveletanalyse:

- Die Waveletanalyse der Routineparameter liefert signifikante Unterschiede beim Vergleich der beiden Gruppen in allen getesteten Geschwindigkeiten.
- Für die Unterscheidung der beiden Kollektive mittels Wavelets konnten Schwellenwerte mit guter Spezifität und Sensitivität bestimmt werden.
- Mittels Wavelet-Transformation lassen sich Unterschiede bezüglich des Seitenvergleichs bei allen Geschwindigkeiten finden. Für die Unterscheidung der beiden Kollektive mittels Wavelets konnten Schwellenwerte mit Spezifität und Sensitivität zwischen 60% und 100% bestimmt werden.

5. Diskussion

5.1 Methodische Aspekte

5.1.1 Probandenkollektiv

Im Patientenkollektiv unserer Untersuchung finden sich überwiegend leicht und mittelschwer betroffene Personen. Parkinsonpatienten wurden nur dann in unsere Untersuchung einbezogen, wenn Sie die Anforderungen unserer Untersuchung, wie zum Beispiel freies Gehen auf einem Laufband, für mindestens 40 Minuten erfüllen konnten.

Insbesondere wurden Patienten mit einer ausgeprägten Freezing-Symptomatik oder großer Sturzgefahr nicht in die Studie aufgenommen.

Auf die medikamentöse Therapie der Patienten wurde in unserer Untersuchung nicht näher eingegangen.

Bezüglich des Einflusses von Parkinsonmedikamenten auf das Gangmuster gibt es zahlreiche Veröffentlichungen. Die Veränderungen des Gangbildes durch die Medikation werden unterschiedlich beschrieben. So kommt es zu signifikanten Schrittlängenzunahmen und Steigerungen der Ganggeschwindigkeit alleine durch die Gabe von L-Dopa (Azulay, et al., 1996). Es zeigt sich, dass zeitliche Parameter wie Schrittdauer und Schwungphasen L-Dopa-resistent sind, kinematische Parameter und die Schrittlänge dagegen scheinen sensitiv auf L-Dopa zu reagieren (Blin, et al., 1991, Dietz, et al., 1988).

Es gibt auch Anzeichen dafür, dass die untersuchten Parameter des Gehens bzw. das Gangbild unter einer L-Dopa-Therapie nur unwesentlich gebessert werden (Ebersbach, Heijmenberg, et al., 1999). Dennoch ist ein reproduzierbares parkinsontypisches Gangmuster feststellbar, solange ein ausreichendes Ansprechen auf die gegebene Parkinsonmedikation vorherrscht (Morris, et al., 1996).

Die Untersuchung unseren Kollektivs erfolgte unter stabiler medikamentöser Therapie, also ohne Fluktuationen. Unsere Fragestellung beschäftigt sich nicht mit der Auswirkung der jeweiligen Medikation, sondern mit grundlegenden Unterschieden zwischen dem Gangbild von Gesunden und Parkinsonpatienten. Unser Untersuchungsschwerpunkt darauf, dieses Parkinson-Gangmusters besser zu identifizieren und die Möglichkeiten der Wavelet-Transformation bei diesem Vorhaben aufzuzeigen.

Auch auf die jeweilige Zuordnung der Probanden in bestimmte Schweregrade nach UPDRS/Hoehn&Yahr wurde verzichtet.

5.1.2 Ganganalyse

Die Untersuchung veränderter Gangmuster erfolgt häufig mittels optischer Systeme. Diese optischen Systeme unterliegen aber diversen Einflüssen, wie z.B. Phasenverschiebungen zwischen oberen und unteren Extremitäten. So macht es Probleme, die Messpunkte alle zeitsynchron zu erfassen, da Sie durch Körperteile verdeckt werden (Krämer, 2006).

Des Weiteren entstehen Probleme bei der Auswertung durch die variable Position der Probanden auf dem Laufband und durch unterschiedliche Körpergröße. Um solche Probleme zu umgehen eignet sich die, von uns verwendete, Messung mittels Ultraschall. Position auf dem Laufband und Körpergröße spielen hier keine Rolle, die zeitsynchrone Erfassung aller Parameter ist ohne Probleme möglich. Die Anwendung dieser Methode wird zudem als besonders wertvoll für die Analyse asymmetrischer und stark in Geschwindigkeit variierender Gangmuster empfohlen, wie sie z.B. bei spastischen Gangbildern nach Schlaganfällen zu beobachten sind (Huitema, et al., 2002).

Da diese Veränderungen auch beim Gangbild von Parkinsonpatienten zu beobachten sind, bietet das von uns verwendete System gute Analysemöglichkeiten.

Bei der Auswahl der Parameter richteten wir uns nach bestehenden Arbeiten (Zijlmans, et al., 1996), um unsere Methode mit den Ergebnissen vergleichbar zu machen und zu untersuchen, ob die Analyse mittels Wavelet-Transformation als Besseres Instrument zur Erkennung dieser veränderten Parameter dient.

5.1.3 Unterschiede freien Gehens und Gehens auf dem Laufband

Viele Untersuchungen des Gangbildes von Parkinsonpatienten fanden bisher ohne Laufband statt. So gibt es Studien, bei denen die Versuchspersonen auf einer fünf bis zehn Meter langen Gehstrecke hin und her gingen und dabei aufgezeichnet wurden (Knutsson, 1972, Zijlmans, et al., 1996).

Am Ende der Strecke mussten die Versuchspersonen das kontinuierliche Gehen unterbrechen und eine Wendung machen, außerdem war nur ein kurzer Messzeitraum möglich. Da frühere Untersuchungen zeigten, dass beim Gehen auf dem Laufband nur geringe Unterschiede bei Parkinsonpatienten im Vergleich zum Gehen auf ebenem Grund bestehen (Forssberg, et al., 1984), überwogen für uns die Vorteile der Laufbandmessung.

Die technische Ausführung war einfach und reproduzierbar. Alle Probanden hatten gleiche Voraussetzungen und die vom Laufband vorgegebenen Geschwindigkeiten konnten als weiterer Einflussfaktor bei unseren Analysen verwendet werden.

Bei der Interpretation und Analyse unserer Daten muss beachtet werden, dass allein das Benutzen eines Laufbandes das Gangbild von Probanden verändern kann. So bedingt das Gehen auf einem Laufband zum Beispiel ein flacheres Aufsetzen des Fußes zur Erhöhung der Gangsicherheit (Nigg, et al., 1995). Untersuchungen des Gangbildes mit Hilfe von EMG-Ableitungen auf einem Laufband zeigten allerdings nach wenigen Minuten eine Habituation des Gangmusters (Fuß, 2001, Hwang, et al., 1994). Da auch die Kontrollgruppe bei gleichen Bedingungen auf demselben Laufband untersucht wurde und eine ausreichende Eingewöhnungszeit gewährt wurde, dürfen die gemessenen Unterschiede als Ausdruck der parkinsonschen Erkrankung betrachtet werden.

5.1.4 Protektives Gangbild

Parkinsonpatienten, mit einer vorhandenen Fallneigung auf normalem Untergrund, zeigen einem Laufband initial ein unnatürliches, protektives Gangmuster mit kleineren Schritten und breitbeiniger Haltung, um Stürze zu vermeiden (Aita, 1982, Wank, et al., 1998). Dieses protektive Gangbild ist gekennzeichnet durch eine verringerte Schwungamplitude des Beins, erhöhte Schrittfrequenz und eine reduzierte Schrittlänge. Die Vorwärtsneigung des Oberkörpers ist größer als beim Gehen auf normalem Untergrund.

Diese Mechanismen erhöhen die Gangsicherheit der Probanden.

Um die Beeinflussung unserer Ergebnisse durch die beschriebenen Mechanismen auf ein Mindestmaß zu reduzieren, sicherten wir die Patienten mit Hilfe eines Bergsteigergurts.

Dadurch war ein Sturzereignis nicht mehr zu befürchten, die Angstkomponente, die zu einem stark protektiven Gangbild führt, konnte so deutlich gemindert werden.

Zudem wurde den Probanden vor Beginn der Messung eine ausreichend lange Eingewöhnungszeit gewährt. Die Aufzeichnung der Messung wurde erst dann begonnen, wenn sich der Untersuchte subjektiv ein normales Gehen bescheinigte und auch der Untersucher diesen Eindruck hatte. Probanden die auch nach der Eingewöhnungsphase ein protektives Gangbild zeigten, wurden von unserer Untersuchung ausgeschlossen.

5.2 Interpretation und Diskussion der Ergebnisse

Da noch keine Ergebnisse von Messungen mit ähnlichen Systemen an Parkinsonpatienten vorliegen, sind Vergleiche unserer Ergebnisse nur mit Untersuchungen möglich, die optische Systeme oder Druckmesssysteme verwendeten. Diese beschränken sich jedoch häufig auf die Analyse der unteren Extremitäten.

Die Basisuntersuchung der Parameter mit dem Zebris Analysesystem diente in dieser Arbeit der grundlegenden Analyse und Beschreibung des Gangs unserer beiden Kollektive, stellt aber auch die Grundlage für die Erprobung der Wavelet-Transformation dar. Da diese Methode noch nicht praktisch an Parkinson-Patienten getestet wurde, gibt es hier noch keine Vergleichsergebnisse. Durch die Voruntersuchung der Kollektive auf veränderte Routineparameter sichern wir, dass sich die Gruppen signifikant unterscheiden. Im Anschluss wurden die gleichen Daten mittels Wavelet-Transformation bearbeitet. So werden die Möglichkeiten der WT erprobt, Kollektive mit unterschiedlichen Gangmustern voneinander zu differenzieren.

5.2.1 Ganggeschwindigkeiten, Gewöhnungsphasen

Wir konnten keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Zeiten der Gewöhnungsphasen zwischen den beiden Gruppen feststellen. Die Probanden konnten ihre Gehgeschwindigkeit selbst bestimmen. Dabei zeigte sich, dass die gewählten Geschwindigkeiten für normales, langsames und schnelles Gehen bei der Parkinsongruppe signifikant geringer lagen. Dieses Ergebnis stimmt mit den Ergebnissen anderer Gruppen überein. Bei vielen früheren Untersuchungen zeigte sich ebenfalls eine langsamere Gehgeschwindigkeit der Parkinsonkollektive (Baltadjieva, et al., 2006, Bello, et al., 2008, Blin, et al., 1990, Dillmann, et al., 1996, Knutsson, 1972, Nelson, et al., 2002). Die langsamere Gehgeschwindigkeit geht dabei häufig mit einer verringerten Schrittlänge einher (Blin, et al., 1990, Knutsson, 1972).

5.2.2 Analyse der Routineparameter

Bezüglich der Routineparameter zeigten sich die Unterschiede zwischen den Gruppen sowohl bei den Positionsparametern als auch bei der Schwunglänge, und zwar überwiegend an den oberen Extremitäten. Dies erklärt sich dadurch, dass das Laufband als äußerer Taktgeber die Bewegungen besonders der unteren Extremitäten beeinflusst und synchronisiert.

Die Unterschiede der Positionsparameter zeigen eine Verlagerung der Schultern nach vorne und die Auslenkung der Ellbogen nach hinten. Dies entspricht auch dem optischen Eindruck den wir bei der Messung der Daten und bei der Analyse mittels WinGait erhielten.

Die Haltung der Arme hinter dem Körper wurde auch schon früher beschrieben (Knutsson, 1972, Zijlmans, et al., 1996). Auch die Vorverlagerung der Schultern ist bekannt (Ludin, 1988, Poek, Hacke, 2006, Zijlmans, et al., 1996).

Bei den oberen Extremitäten wird ein Unterschied zwischen proximalen und distalen Partien deutlich. Die Parkinsongruppe zeigte in unserer Untersuchung ein vermindertes Bewegungsausmaß in der Schwunglänge der Schultern. Dieses Ergebnis brachten auch die Untersuchungen von Zijlmans et al. (1996) und Knutsson (1972). Unsere Ergebnisse für die proximalen Ergebnisse stimmen damit überein.

Anders sieht es für die distalen Parameter der oberen Extremitäten aus. Hier fanden wir höhere Werte für die Schwunglänge der Parkinsongruppe. Das bedeutet das Bewegungsausmaß ist hier größer.

Knutsson (1972) beschreibt ein reduziertes Bewegungsausmaß der Ellbogen ebenso wie Zijlmans et al. (1996).

Diese Untersuchungen wurden auf normalem Grund durchgeführt, wir hingegen haben unsere Messungen auf einem Laufband durchgeführt. Dies könnte die Unterschiede erklären, da die Mechanismen der Gleichgewichtskontrolle auf einem Laufband eine größere Rolle spielen, als dies bei normalem Gehen der Fall ist.

Die Analyse der unteren Extremitäten erbrachte in unserer Untersuchung ähnliche Ergebnisse wie in der Arbeit von Zijlmans et al. (1996).

Dort wird in der Parkinsongruppe ebenfalls ein vermindertes Bewegungsausmaß bei den proximalen Parametern sichtbar.

Die Schwunglänge der Hüfte wird dort als vermindert, die maximale Extension mit höheren Werten beschrieben. Dies entspricht auch unseren Ergebnissen.

Bei den Knien stimmen unsere Ergebnisse ebenfalls mit Zijlmans et al. (1996) überein.

Dort werden, wie in unserer Untersuchung, eine geringere Schwunglänge und höhere Werte für die maximale Flexion beschrieben.

Betrachtet man die Routineparameter in den abweichenden Geschwindigkeiten V1 und V3 bestätigen sich die Ergebnisse aus V2. Dabei verhalten sich die Parameter proportional zur Geschwindigkeit.

Insgesamt gibt es bei unseren Untersuchungen geringere Unterschiede zwischen den Gruppen in den Parametern der unteren Extremitäten. Außer der stärkeren Symptomatik der oberen Extremitäten unserer Parkinson-Gruppe muss hier auch der Einfluss des Laufbandes gesehen werden. Dieses dient dem Probanden als äußerer Taktgeber. Durch die vorgegebene Bewegung des Bandes mit konstanter Geschwindigkeit ist ein gleichmäßigeres Gehen als auf einem unbeweglichen Untergrund nötig, um Stürze zu vermeiden.

5.2.3 Waveletanalyse

Die Anwendung der WT bei der Analyse von Bewegungsmustern ist noch nicht weit fortgeschritten. Chau (2001) sieht im Wesentlichen 2 große Anwendungsgebiete der Wavelet-Transformation und zwar die Fähigkeit der Rauschunterdrückung bei Signalen, sowie die Signaldiskrimination. Bisherige Versuche von Wachowiak et al. (2000) gaben Hinweise für die Anwendbarkeit der Methode. Adham et al. (1999) bestätigten die gute Anwendbarkeit der WT in der Rauschunterdrückung.

Unsere Arbeit beschäftigt sich mit der Anwendung der WT zur Diskrimination verschiedener Gangmuster. Mit Untersuchungen an flach gehenden im Vergleich zu treppauf gehenden Probanden konnten Sekine et al. (2002) die Funktionalität der Methode zeigen.

Wie in dieser Arbeit wurden auch in den anderen Untersuchungen aus gemessenen Bewegungssignalen die Wavelet-Koeffizienten bestimmt. Für diese wiederum wurden Schwellenwerte ermittelt, die als Grundlagen der Signalklassifikation dienten. Dabei fanden sich Wavelets an bestimmten Positionen, die zur Diskrimination von unterschiedlichen Gangmustern dienten. Besonders zuverlässig zeigten sich die Wavelet-Koeffizienten an Position 4 und 5. (Sekine, et al., 2002, Sekine, et al., 2000).

In dieser Arbeit fanden die Untersuchungen mit den Koeffizienten an den ersten 10 Positionen der WT statt. In unserer Arbeit hingegen wurden die Wavelets der ersten 350 Positionen untersucht. Unsere Ergebnisse zeigten für jeden klassischen Parameter eigene Wavelet-Positionen, die sich signifikant unterschieden. Dabei waren häufig die Wavelets an den Positionen 1 und 2 signifikant für die Unterscheidung. Durch die Bestimmung der Schwellenwerte erhielten wir für die jeweiligen Parameter die Spezifitäten und Sensitivitäten zur Diskrimination der Kollektive. Dabei wurden die Schwellenwerte manuell gesetzt und versucht, möglichst gute Werte für Sensitivität und Spezifität zu erhalten.

Unsere Untersuchung konnte auch in den Parametern welche bei der Basisanalyse nicht Unterschiedlich waren, wie z.B. den Schwunglängen des Seitenvergleichs, signifikant unterschiedliche Wavelet-Koeffizienten finden.

Unser Versuch, die beiden Kollektive mit Hilfe von Wavelet-Transformation zu unterscheiden, erzielt also ein positives Ergebnis. Im Seitenvergleich gibt es ebenfalls Hinweise auf die Überlegenheit der Wavelet-Methode bei der Auswertung der Positionsparameter.

5.2.4 Standardabweichung der Routineparameter

Die Standardabweichung der Routineparameter dient als Maß für konstantes Gehen unserer beiden Kollektive. Dies wurde von anderen Arbeitsgruppen in dieser Form nicht untersucht, so dass keine Vergleiche möglich sind. Inkonstantes Gehen wurde bei anderen Arbeiten über inkonstantes Timing im Schrittzzyklus bestimmt (Baltadjieva, et al., 2006, Knutsson, 1972, Plotnik, et al., 2007).

In unseren Ergebnissen zeigten sich signifikante Unterschiede nur bei den oberen Extremitäten, wobei proximale und distale Parameter in der SD nicht gleichsinnig verändert sind.

Die Parkinsongruppe hatte proximal eine geringere SD als die Kontrollgruppe. Dies spricht hier für ein konstanteres Bewegungsmuster, was zu dem Ergebnis der geringeren Beweglichkeit in den proximalen Parametern passt.

Distal war dementsprechend eine größere SD messbar. Dies entspricht auch wiederum dem Ergebnis für das größere Bewegungsausmaß der Ellbogen in der Parkinsongruppe. Aufgrund der uneinheitlichen Ergebnisse bei der SD ist es fraglich, ob diese als Maß für konstante Bewegungen in einem Gangbild dienen kann. Zu diesem Punkt ist unserer Meinung nach eine ausführlichere Untersuchung nötig.

5.2.5 Seitenvergleich

Die Asymmetrie des Gangmusters bei Parkinson Patienten ist bisher wenig untersucht. Zeigen sich in unserer Untersuchung der Normalgeschwindigkeit (V2) keine signifikanten Unterschiede der Standardparameter zwischen den beiden Gruppen, so sind diese in den schnelleren und langsameren Geschwindigkeiten deutlich wahrzunehmen. Dabei treten die Asymmetrien stärker in den oberen als in den unteren Extremitäten hervor. Die Parkinson-Patienten zeigten in den unteren Extremitäten sogar geringere Asymmetrien als die Kontrollgruppe.

Hinweise auf ein asymmetrisches Gangbild wurden schon von Knutsson (1972) beschrieben. In dieser Arbeit wird ein Asymmetrie-Faktor bestimmt, der bei der Parkinsongruppe erniedrigt ist. Dieser Faktor bezieht sich allerdings nicht auf absolute Auslenkung aus der Nullposition (also das Bewegungsausmaß) wie unsere Untersuchung, sondern auf Verschiebungen der zeitlichen Abläufe und den Gangrhythmus (zeitliche Abfolge).

Mittels eines Druckmesssystems ermittelten Baltadjieva et al. (2006) Asymmetrien der unteren Extremitäten zwischen linker und rechter Seite. Die Unterschiede wurden hier aber aus Unterschieden in der zeitlichen Abfolge der Schwungphasen ermittelt.

Plotnik et al. (2007) entwickelten ein Maß für die Asymmetrie beim Gangbild parkinsonkranker Patienten: den Phase Coordination Index (PCI). Auch hier wurden die zeitlichen Abläufe des Schrittzklus als Grundlage genutzt. Unsere Ergebnisse deuten darauf hin, dass es zu der veränderten zeitlichen Abfolge auch Asymmetrien in der Position der Extremitäten gibt, also in der Körperhaltung selbst.

Die Analyse des Bewegungsausmaßes brachte allerdings für uns überraschende Ergebnisse. So waren bei Analyse der Schwunglänge keine signifikanten Unterschiede im Seitenvergleich feststellbar. Dies erstaunt, da die Erkrankung häufig einseitig mit Akinese und Rigor beginnt (Ludin, 1988, Poek, Hacke, 2006). Es wäre also auch im Seitenvergleich der Schwunglänge ein einseitig eingeschränktes Bewegungsausmaß zu erwarten.

Unsere Ergebnisse bezüglich der Differenzen der Schwunglänge zeigen aber keine feststellbaren Unterschiede zwischen den Kollektiven.

Erklärbar ist dieses Phänomen über die veränderte Körperhaltung der Probanden. In der Parkinsongruppe zeigten sich eine nach vorne verlagerte Rumpfhaltung und eine Rückverlagerung der oberen Extremitäten an unterschiedliche Positionen. Durch diese unterschiedliche Haltung könnte der optische Eindruck einer Asymmetrie in der Schwunglänge entstehen. Das Bewegungsmaß bleibt im Seitenvergleich gleich, die Raumposition der Extremitäten jedoch unterscheidet sich.

Um zu überprüfen, ob möglicherweise Unterschiede in der Schwunglänge vorliegen, die durch unsere grundlegende Standardmethode nicht erkannt wurden, haben wir die Daten einer Wavelet-Transformation unterzogen.

Bei dieser Analyse zeigten sich in allen Parametern signifikante Unterschiede, nicht nur in den Geschwindigkeiten V1 und V3, sondern auch bei der Normalgeschwindigkeit V2.

Es stellt sich also die Frage, warum diese Unterschiede nicht bei der Auswertung der Routineparameter zu erkennen ist. Gründe dafür können in der Methodik liegen.

Unsere Basisanalyse ermittelt die maximale positive, sowie die maximale negative Exkursion der Extremitäten und die Schwunglänge. Die WT dagegen analysiert im Gegensatz zur Basisanalyse das gesamte Bewegungsmuster der Extremität, so dass auch die Raumpositionen der Extremitäten zwischen Minimum und Maximum in die Auswertung mit eingehen. Die Ergebnisse unserer Arbeit deuten auf eine Überlegenheit der WT gegenüber der Routineauswertung in der Erkennung feiner Unterschiede im Gangbild.

Die Frage ob es sich um eine grundsätzliche Überlegenheit der WT handelt kann diese grundlagenbildende Arbeit zur Anwendung der WT bei der Ganganalyse nicht abschließend beantworten.

Ein wichtiger Punkt zur Verbesserung der Methode stellt die Artefakterkennung dar.

Die WT erkennt in der Analyse auch nicht regelhafte Veränderungen des Gehens wie zum Beispiel das Stolpern des Probanden und die folgenden Bewegungen zur Gleichgewichtskontrolle. Auch andere Bewegungsartefakte wie Kratzen der Nase oder Gestikulieren der Probanden werden erkannt. Aus diesen Gründen ist zunächst eine möglichst artefaktfreie Aufzeichnung erstrebenswert. Ob eine erhöhte Stolperfrequenz als parkinsontypischer Gangparameter verwertbar ist, wurde in dieser Arbeit nicht weiter untersucht. Die Artefaktbereinigung stellt uns vor Schwierigkeiten in der Anwendung der Methode Wavelet-Transformation.

Die Differenzierung zwischen Artefakten und regelhaften Veränderung würde die jeweilige Rücktransformation und Neuauswertung der Daten erfordern. Dieser Aufwand ist allerdings im Rahmen dieser Dissertation nicht zu leisten. So ist bei der hier vorgestellten Methode vorerst eine Beschränkung auf die Auswertung möglichst artefaktfreier Messabschnitte empfehlenswert. Die Entwicklung weiterer Analysemethoden zur effizienteren Artefakterkennung und Rücktransformation wären für künftige Untersuchungen hilfreich.

5.3 Pathophysiologische Erklärungen

Die Bewegungsstörungen beim Parkinson-Syndrom sind sehr komplex. Dabei spielen emotionale Komponenten und mentale Komponenten ebenso eine Rolle, wie die automatisierten Abläufe zwischen Hirnstamm und Rückenmark (Takakusaki, et al., 2008). Das Gangbild bei der parkinsonschen Erkrankung ist gekennzeichnet durch eine verminderte neuronale Kontrolle, Rigor und eine verarmte motorische Ausführungsfähigkeit. Dies resultiert aus einer variierenden Kombination aus Hypokinesie und posturalen Defiziten (Knutsson, 1972, Murray, 1967).

Zur Erklärung der Bewegungsstörung bei Parkinson ist die Betrachtung der Abläufe auf kortikaler und spinaler Ebene von großer Bedeutung.

Untersuchungen zeigen den direkten Einfluss verschiedener Regionen der Basalganglien zu den motorischen Zentren des Hirnstamms (Marsden, 1990, Murray, Clarkson, 1966). Zu diesen Zentren gehören subthalamische Zentren, das Mesencephalon und die Zentren für posturale Regulation der Formatio reticularis. Die Bewegungszentren des Mesencephalon üben eine absteigende Kontrolle der Bewegungsmuster über bulbopontine und retikulopontine Bahnen aus. Bewegungsdefizite bei Parkinson resultieren aus einer veränderten Aktivität in den retikulopontinen Bahnen (Delwaide, et al., 1993).

Ein wesentlicher Grund für die parkinsonstypischen Bewegungsmuster ist der Rigor. Dieser äußert sich durch eine synchrone Erregung von Flexoren und Extensoren. Durch funktionelle Veränderungen in den Basalganglien zeigt sich ein vermehrter inhibitorischer Einfluss des Globus pallidus internus. Diese Hypoaktivität des Globus pallidus wurde in verschiedenen Studien mittels EEG (Dick, et al., 1989, Shibasaki, et al., 1978) und PET (Jahanshahi, et al., 1995) nachgewiesen. Hierdurch kommt es zu einer vermehrten Hemmung pedunculo-pontiner Kerne (Rye, et al., 1988). Die verminderte Aktivität des Nucleus reticularis gigantocellularis spielt dabei eine zentrale Rolle (Takakusaki, et al., 2001).

Dies wiederum wirkt sich auf Interneurone auf spinaler Ebene aus, die von diesem Kern über retikulospinale Bahnen angesteuert werden. Die nun fehlende Hemmung bewirkt einen Zustand erhöhter Aktivität in diesen Interneuronen (Takakusaki, et al., 2001).

Durch diesen Zustand kann beim Eintreffen afferenter Signale auf spinaler Ebene gleichzeitig eine Erregung von Flexoren und Extensoren generiert werden (Delwaide , Schoenen, 1985).

Wichtige Komponenten der zentralen Regulation von Bewegung bei der parkinsonschen Erkrankung sind Defizite im Feedback System. So zeigt sich bei Parkinsonpatienten eine gestörte Funktion von Beanspruchungsrezeptoren in den Extensoren (Tatton, Bedingham, et al., 1984, Tatton, Eastman, et al., 1984). Zusätzlich haben diese Patienten eine verminderte Propriozeption. Durch diese gestörten Feedback-Mechanismen sind Parkinson-Patienten mehr auf visuelle Reize zur Bewegungskontrolle angewiesen (Bronstein, et al., 1990, Dietz, et al., 1988). Für die Defizite bei der propriozeptiven Wahrnehmung können Effekte des Dopamin-Mangels verantwortlich gemacht werden. So treten diese Defizite auch bei jungen, gesunden Probanden durch die Gabe von D2-Rezeptor-Antagonisten wie Haloperidol auf (Dietz, et al., 1990).

Ein weiterer Aspekt der veränderten Gangmuster ist der Ablauf motorischer Programme. Studien mittels EMG zeigen ein Defizit in der Anwendung programmierter Muskelaktivitäten und dadurch eine geringere Fähigkeit bei wechselnden Bedingungen Bewegungsmuster zu adaptieren (Dietz, et al., 1988).

Dabei sind beim Parkinson-Syndrom nicht die fundamentalen motorischen Programme gestört, sondern deren automatische Ausführung (Delwaide , Gonce, 1998).

Für Parkinsonpatienten ist es äußerst problematisch mehrere Bewegungen gleichzeitig auszuführen. Einzelbewegungen müssen vor Beginn der nächsten Bewegung abgeschlossen werden (Benecke, et al., 1986).

Die Probleme bei der Ausführung von Bewegungen sind umso größer, je komplexer die Bewegungsabläufe sind, die ausgeführt werden sollen (Sanes , Evarts, 1985).

Eine zentrale Rolle dabei spielt wiederum eine verminderte Aktivität des Globus pallidus. Dieser wirkt normalerweise über thalamische Bahnen erregend auf den supplementär motorischen Kortex. Dieses Areal wird auch als supplementär motorische Area (SMA) bezeichnet und ist eine zentrale Region bei Beweglichkeit und Koordination (Cunnington, et al., 1995, Georgiou, et al., 1993). Durch die verminderte Aktivität des Globus pallidus internus beim Parkinson-Syndrom, zeigt sich durch den Wegfall der Erregung ein Aktivitätsdefizit in der SMA. Diese verminderte Aktivität konnte durch funktionelle MRT-Untersuchungen nachgewiesen werden (Tada, 1998).

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die parkinsontypischen Bewegungsstörungen sehr komplex in ihrer Pathophysiologie zu begründen sind. Spinale und kortikale Faktoren kommen zusammen mit Störungen der Bewegungsplanung sowie einer verminderten Fähigkeit der neuronalen Verarbeitung von Rückkopplungsmechanismen.

Auf unsere Ergebnisse bezogen bedeutet dies, dass die Parkinsonpatienten, bei der von uns getesteten Normalgeschwindigkeit, typische, von anderen Untersuchungen bekannte Störungen des Gangbildes zeigen.

Dies ist als Ausdruck der neuronalen Störung auf spinaler und kortikaler Ebene zu werten. Die Verstärkung der Gehstörung bei den Geschwindigkeiten V1 und V3, die eine höhere Schwierigkeitsstufe darstellen, könnten mit der Hypoaktivität des Globus pallidus und der SMA in Verbindung gebracht werden, da hier eine höhere Anpassungsleistung der Bewegungsmuster nötig ist.

Das Laufband als externer Taktgeber fordert in diesem Zusammenhang die Probanden zu einer noch größeren Anpassungsleistung heraus.

5.4 Ausblicke

Das Ziel unsere Arbeit war es, Unterschiede im Gangbild unserer beiden Gruppen zu finden und diese dann mittels Wavelet-Transformation zu erkennen. Unsere Ergebnisse bestätigen die grundlegende Fähigkeit der WT zur Unterscheidung unterschiedlicher Gangmuster. Dies stellt den Ansatzpunkt für weitere Untersuchungen dar.

Um die Methode weiter zu entwickeln und zu verbessern, sollten unserer Meinung nach verschiedene Ansätze weiter verfolgt werden.

Eine zentrale Herausforderung wird es sein, zuverlässige Koeffizienten zur Differenzierung der Gangmuster, zu finden. Dazu müssen Möglichkeiten zur Artefaktbereinigung entwickelt werden.

Bisher stellt unsere Auswertung mehr eine quantitative denn qualitative Analyse der Gangmuster dar. Stolpern der Probanden oder unregelmäßige Bewegungen gehen in unsere Ergebnisse ebenso ein, wie regelhafte Unterschiede des Gehens. Ein wichtiger Schritt wird es sein, diese Artefakte herauszufiltern.

Eine Möglichkeit dafür ist die Rücktransformation der von uns identifizierten Koeffizienten und ein genauerer Vergleich im entsprechenden Frequenzband der Originaldaten. Dies ermöglicht Aussagen über die Art der Auffälligkeit. Da bei dieser Methode komplexe mathematische Anwendungen nötig sind, erscheint hier die weitere Zusammenarbeit mit den Fachleuten der angewandten Mathematik nötig. Die qualitative Analyse ermöglicht die Differenzierung von Artefakten und grundlegenden Unterschieden im Gangbild bei Parkinsonpatienten. Dabei stellt sich auch die Frage, welcher Art diese Unterschiede sind und ob auch die Frequenz der Artefakte durch Stolpern und Ausgleichsbewegungen als Merkmal des parkinsonschen Gangbildes dienen kann.

Des Weiteren erscheint auch die Untersuchung größerer Kollektive zur Identifikation zuverlässiger Wavelet-Koeffizienten für die Unterscheidung von Gesunden und Parkinsonpatienten nötig. Um große Kollektive zu untersuchen, ist allerdings eine weitergehende Automatisierung des Systems notwendig. Da in unserer Arbeit verschiedene Computerprogramme verwendet wurden ist die praktische Anwendung durch Formatierungsprozesse der Daten äußerst zeitaufwändig.

Es stellt sich die Frage, welcher Messzeitraum für eine aussagekräftige Wavelet-Ganganalyse nötig ist. Unsere bisherigen Untersuchungen deuten darauf hin, dass eine wesentlich geringere Messzeiten als die von uns gewählten 10 Minuten ausreichend sein können. Diesbezüglich sollten weitere Untersuchungen zur weiteren Vereinfachung des Messsystems erfolgen.

Auch die Betrachtung unserer Werte für Spezifität und Sensitivität zeigt noch Verbesserungspotential.

Eine viel versprechende Anwendung zur Automatisierung der Abläufe und Verbesserung der Sensitivitäten und Spezifitäten der Wavelet-Koeffizienten scheint die Anwendung künstlicher neuronaler Netzwerke zu sein.

Diese neuronale Netzwerke werden mit entsprechenden Eingabedaten versorgt, um diese mittels mathematischer Algorithmen zu verarbeiten. Am Ende der Computeranalyse steht eine entsprechende Ausgabe. Die Algorithmen arbeiten mit veränderbaren inneren Parametern. Für die Analyse von Bewegungsmustern müssen diese ständig angepasst werden. Dies geschieht mittels eines integrierten Lernalgorithmus. Das neuronale Netzwerk erhält ein Training mittels erstellter Lernbeispiele. Ist das Netzwerk nun entsprechend trainiert, also die inneren Parameter abgestimmt, können Eingabedaten verarbeitet werden die das System noch nicht kennt (Chau, 2001).

Die Anwendung solcher intelligenter Computersysteme konnte mit einer Genauigkeit von über 90% gesunde von kranken Gehmustern bei einer Videoanalyse erkennen (Chang, et al., 2000).

Sehr Erfolg versprechend bezüglich der weiteren Datenverarbeitung unserer Methode scheint auch die Anwendung so genannter Support Vector Machines zu sein.

Auch hierbei handelt es sich um intelligente Computersysteme, welche an vorgegebenen Beispielen lernen, ähnlich neuronaler Netzwerke.

Dabei wird eine Menge von Objekten in Klassen unterteilt, um diese zu differenzieren. Es konnte gezeigt werden, dass diese Systeme den neuronalen Netzwerken in der Analyse von Gangmustern sogar überlegen sind (Lai, et al., 2008). Die Anwendung solcher Computernetzwerke bietet auch die Möglichkeit einer umfassenderen Ganganalyse. So konnten die Ergebnisse durch die kombinierte Auswertung von ermittelten Einzelparametern entscheidend verbessert werden (Lai, et al., 2008).

Die Weiterentwicklung und Automatisierung unserer Methode macht verschiedene Anwendungsgebiete vorstellbar. So könnte ein entsprechend verbessertes System der Früherkennung typischer Gangmuster dienen, die für das menschliche Auge so nicht erkennbar sind. Durch die Anwendung von Support Vector Machines konnten bereits typische Gangmuster von Arthritispatienten nach Operationen sehr genau erkannt werden (Levinger, et al., 2009). Ebenso waren Support Vector Machines erfolgreich in der Erkennung der Gangmuster bei infantiler Cerebralparese (Kamruzzaman , Begg, 2006).

Die Kombination von Wavelet-Transformation und Support Vector Machines erbrachte in neueren Untersuchungen ebenfalls gute Erfolge. So war es möglich sturzgefährdete Patienten mit hoher Genauigkeit anhand der Gangmuster auf einem Laufband zu erkennen (Khandoker, et al., 2007). Wir erhoffen uns ähnliche Resultate für die Analyse der Bewegungsmuster von Parkinsonpatienten.

Die Anwendungsgebiete eines weiterentwickelten Systems könnten sowohl die Früherkennung, als auch das Monitoring von Therapieverläufen und rehabilitativen Maßnahmen bei Parkinsonpatienten darstellen.

6. Literaturverzeichnis

1. Adham R, Ismail L, Shihab S, (1999)
Discrete wavelet transform: a tool in smoothing kinematic data
Journal of Biomechanics 32:317-321
2. Aita JF, (1982)
Why patients with Parkinson's disease fall
Journal of the American Medical Association 4:515-516
3. Azulay JP, Van Den Brand C, Mestre D, Blin O, Sangla I, Pouget J , Serratrice G, (1996)
Automatic motion analysis of gait in patients with Parkinson disease: effects of levodopa and visual stimulations
Rev Neurol (Paris) 2:128-134
4. Bähr M, Frotscher M, (2003)
Duus`Neurologisch-topische Diagnostik, Anatomie - Funktion - Klinik
Georg Thieme Verlag, 8.Auflage
5. Baltadjieva R, Giladi N, Gruendlinger L, Peretz C, Hausdorff JM, (2006)
Marked alterations in the gait timing and rhythmicity of patients with de novo Parkinson's disease
European Journal of Neuroscience 6:1815-1820
6. Bello O, Sanchez JA, Fernandez-del-Olmo M, (2008)
Treadmill walking in Parkinson's disease patients: adaptation and generalization effect
Movement Disorders 9:1243-1249
7. Benecke R, Rothwell JC, Dick JP, Day BL , Marsden CD, (1986)
Performance of simultaneous movements in patients with Parkinson's disease
Brain 739-757
8. Blin O, Ferrandez AM, Pailhous J , Serratrice G, (1991)
Dopa-sensitive and dopa-resistant gait parameters in Parkinson's disease
Journal of the Neurological Sciences 1:51-54
9. Blin O, Ferrandez AM, Serratrice G, (1990)
Quantitative analysis of gait in Parkinson patients: increased variability of stride length
Journal of the Neurological Sciences 1:91-97
10. Bronstein AM, Hood JD, Gresty MA , Panagi C, (1990)
Visual control of balance in cerebellar and parkinsonian syndromes
Brain 767-779

11. Chang R, Guan L, Burne JA, (2000)
An automated form of video image analysis applied to classification of movement disorders
Disability & Rehabilitation 1-2:97-108
12. Chau T, (2001)
A review of analytical techniques for gait data. Part 1: Fuzzy, statistical and fractal methods
Gait Posture 1:49-66
13. Chau T, (2001)
A review of analytical techniques for gait data. Part 2: neural network and wavelet methods
Gait Posture 2:102-120
14. Cunnington R, Iansek R, Bradshaw JL, Phillips JG, (1995)
Movement-related potentials in Parkinson's disease. Presence and predictability of temporal and spatial cues
Brain 935-950
15. Delwaide PJ, Gonce M, (1998)
Pathophysiology of Parkinson's signs.
Chapter 8, 3rd Edition
16. Delwaide PJ, Pepin JL, Maertens de Noordhout A, (1993)
The audiospinal reaction in parkinsonian patients reflects functional changes in reticular nuclei
Annals of Neurology 1:63-69
17. Delwaide PJ, Schoenen J, (1985)
Clinical neurophysiology in the evaluation and pathophysiology of Parkinson's disease
Rev Neurol (Paris) 12:759-773
18. Dick JP, Rothwell JC, Day BL, Cantello R, Buruma O, Gioux M, Benecke R, Berardelli A, Thompson PD, Marsden CD, (1989)
The Bereitschaftspotential is abnormal in Parkinson's disease
Brain 233-244
19. Dietz V, (1997)
Neurophysiology of gait disorders: present and future applications
Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 3:333-355
20. Dietz V, Berger W, Horstmann GA, (1988)
Posture in Parkinson's disease: impairment of reflexes and programming
Annals of Neurology 5:660-669
21. Dietz V, Feuerstein TJ, Berger W, (1990)
Significance of dopamine receptor antagonists in human postural control
Neuroscience Letters 1-2:81-86

22. Dillmann U, Ohlmann D, Fuß G, Krick C, Grundmann M, Moringlane JR, Schimrigk K, (1996)
Ganganalyse bei Gesunden und Patienten mit Morbus Parkinson
EEG-EMG 27:158-163
23. Ebersbach G, Heijmenberg M, Kindermann L, Trottenberg T, Wissel J, Poewe W, (1999)
Interference of rhythmic constraint on gait in healthy subjects and patients with early
Parkinson's disease: evidence for impaired locomotor pattern generation in early Parkinson's
disease
Movement Disorders 4:619-625
24. Ebersbach G, Sojer M, Valdeoriola F, Wissel J, Muller J, Tolosa E , Poewe W, (1999)
Comparative analysis of gait in Parkinson's disease, cerebellar ataxia and subcortical
arteriosclerotic encephalopathy
Brain 1349-1355
25. Forno LS, (1996)
Neuropathology of Parkinson's disease
Journal of Neuropathology & Experimental Neurology 3:259-272
26. Forssberg H, Johnels B, Steg G, (1984)
Is parkinsonian gait caused by a regression to an immature walking pattern?
Advances in Neurology 375-379
27. Fuß G, (2001)
Ganganalyse bei Gesunden und Parkinsonpatienten: Adaptation an wechselnde äußere
Bedingungen
Dissertation
28. Georgiou N, Iansek R, Bradshaw JL, Phillips JG, Mattingley JB, Bradshaw JA, (1993)
An evaluation of the role of internal cues in the pathogenesis of parkinsonian hypokinesia
Brain 1575-1587
29. Groß V, Hadjileontiadis L, Penzel T,
Die Wavelet-Transformation zur Analyse von Lungengeräuschen bei Pneumoniepatienten
Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering. Volume 45, Issue s1
30. Hubbard BB, (1997)
Wavelets, Die Mathematik der kleinen Wellen
Birkhäuser Verlag, Basel Boston Berlin
31. Huitema RB, Hof AL, Postema K, (2002)
Ultrasonic motion analysis system, measurement of temporal and spatial gait parameters
Journal of Biomechanics 6:837-842
32. Hwang IS, Chen JJ, Liou JJ, Huseh TC, Chou YL, (1994)
Electromyographic analysis of habituation processes of treadmill walking to floor walking
Proceedings of the National Science Council, Republic of China B 3:118-126

33. Jahanshahi M, Jenkins IH, Brown RG, Marsden CD, Passingham RE, Brooks DJ, (1995)
Self-initiated versus externally triggered movements. I. An investigation using measurement of regional cerebral blood flow with PET and movement-related potentials in normal and Parkinson's disease subjects
Brain 913-933
34. Kamruzzaman J, Begg RK, (2006)
Support vector machines and other pattern recognition approaches to the diagnosis of cerebral palsy gait
IEEE Transactions on Biomedical Engineering 12 Pt 1:2479-2490
35. Khandoker AH, Lai DT, Begg RK, Palaniswami M, (2007)
Wavelet-based feature extraction for support vector machines for screening balance impairments in the elderly
IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 4:587-597
36. Knutsson E, (1972)
An analysis of Parkinsonian gait
Brain 3:475-486
37. Krämer J, (2006)
Analyse des Gangmusters von Probanden mit und ohne Hyperechogenität der Substantia nigra im transkraniellen Ultraschall
Dissertation
38. Lai DT, Begg RK, Taylor S, Palaniswami M, (2008)
Detection of tripping gait patterns in the elderly using autoregressive features and support vector machines
Journal of Biomechanics 8:1762-1772
39. Levinger P, Lai DT, Begg RK, Webster KE, Feller JA, (2009)
The application of support vector machines for detecting recovery from knee replacement surgery using spatio-temporal gait parameters
Gait Posture 1:91-96
40. Ludin H-P, (1988)
Das Parkinsonsyndrom
Verlag W.Kohlhammer, Stuttgart, 1.Auflage
41. Marsden CD, (1990)
Parkinson's disease
Lancet 8695:948-952
42. Marx AM, (2006)
Die Ganginitiierung bei gesunden älteren Probanden und Parkinsonpatienten
Dissertation

43. Morris ME, Iansek R, Matyas TA, Summers JJ, (1994)
The pathogenesis of gait hypokinesia in Parkinson's disease
Brain 117:1169-1181
44. Morris ME, Matyas TA, Iansek R, Summers JJ, (1996)
Temporal stability of gait in Parkinson's disease
Physical Therapy 7:763-777; discussion 778-780
45. Murray MP, (1967)
Gait as a total pattern of movement
American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation 1:290-333
46. Murray MP, Clarkson BH, (1966)
The vertical pathways of the foot during level walking. II. Clinical examples of distorted pathways
Physical Therapy 6:590-599
47. Nelson AJ, Zwick D, Brody S, Doran C, Pulver L, Roosz G, Sadownick M, Nelson R, Rothman J, (2002)
The validity of the GaitRite and the Functional Ambulation Performance scoring system in the analysis of Parkinson gait
Neuro Rehabilitation 3:255-262
48. Nigg BM, De Boer RW, Fisher V, (1995)
A kinematic comparison of overground and treadmill running
Medicine and Science in Sports and Exercise 1:98-105
49. Plotnik M, Giladi N, Hausdorff JM, (2007)
A new measure for quantifying the bilateral coordination of human gait: effects of aging and Parkinson's disease
Experimental Brain Research 4:561-570
50. Poek , Hacke, (2006)
Neurologie
Springer Medizin Verlag, 12.Auflage
51. Rye DB, Lee HJ, Saper CB, Wainer BH, (1988)
Medullary and spinal efferents of the pedunculo-pontine tegmental nucleus and adjacent mesopontine tegmentum in the rat
Journal of Comparative Neurology 3:315-341
52. Sanes J, Evarts E, (1985)
Psychomotor performance in Parkinson's disease
Elsevier Verlag, Amsterdam,
53. Sekine M, Tamura T, Akay M, Fujimoto T, Togawa T, Fukui Y, (2002)
Discrimination of walking patterns using wavelet-based fractal analysis
IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 3:188-196

54. Sekine M, Tamura T, Akay M, Togawa T , Fukui Y, (2000)
Analysis of acceleration signals using wavelet transform
Methods of Information in Medicine 2:183-185
55. Shibasaki H, Shima F, Kuroiwa Y, (1978)
Clinical studies of the movement-related cortical potential (MP) and the relationship between the dentatorubrothalamic pathway and readiness potential (RP)
Journal of Neurology 1:15-25
56. Tada Y, (1998)
Motor association cortex activity in Parkinson's disease, a functional MRI study
Rinsho Shinkeigaku 8:729-735
57. Takakusaki K, Kohyama J, Matsuyama K , Mori S, (2001)
Medullary reticulospinal tract mediating the generalized motor inhibition in cats: parallel inhibitory mechanisms acting on motoneurons and on interneuronal transmission in reflex pathways
Neuroscience 2:511-527
58. Takakusaki K, Tomita N , Yano M, (2008)
Substrates for normal gait and pathophysiology of gait disturbances with respect to the basal ganglia dysfunction
Journal of Neurology 19-29
59. Tatton WG, Bedingham W, Verrier MC, Blair RD, (1984)
Characteristic alterations in responses to imposed wrist displacements in parkinsonian rigidity and dystonia musculorum deformans
Canadian Journal of Neurological Sciences 2:281-287
60. Tatton WG, Eastman MJ, Bedingham W, Verrier MC, Bruce IC, (1984)
Defective utilization of sensory input as the basis for bradykinesia, rigidity and decreased movement repertoire in Parkinson's disease: a hypothesis
Canadian Journal of Neurological Sciences 1 Suppl:136-143
61. Wachowiak MP, Rash GS, Quesada PM , Desoky AH, (2000)
Wavelet-based noise removal for biomechanical signals: a comparative study
IEEE Transactions on Biomedical Engineering 3:360-368
62. Wank V, Frick U , Schmidtbleicher D, (1998)
Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running
International Journal of Sports Medicine 7:455-461
63. Weiß C, (1999)
Basiswissen Medizinische Statistik
Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York,
64. Wenzel L, (1999)
Wavelets und Joint-Time-Frequency-Transformationen
Elektronik 64-68

65. Zijlmans JC, Poels PJ, Duysens J, van der Straaten J, Thien T, van't Hof MA, Thijsen HO, Horstink MW, (1996)
Quantitative gait analysis in patients with vascular parkinsonism
Movement Disorder 5:501-508

7. Publikationen und Danksagung

Folgende Publikationen erschienen aus der aus der vorliegenden Arbeit:

1. Gait analysis in healthy subjects and parkinsonian patients: Analysis of side asymmetrie *Authors:* Fehringer C, Massing C, Heider T, Hohenberg G, Louis AK, Johann Y, Bechtel S, Dillmann U
The movement Disorders Society's 13th International Congress of Parkinsons Disease and Movement Disorders, Paris/France, June 7-11, 2009
2. Discrete wavelet transformation in gait analysis: Comparison of methods in healthy subjects and parkinsonian patients *Authors:* Massing C, Fehringer C, Heider T, Hohenberg G, Louis AK, Johann Y, Bechtel S, Dillmann U
The movement Disorders Society's 13th International Congress of Parkinsons Disease and Movement Disorders, Paris/France, June 7-11, 2009

Danksagung

Zunächst möchte ich Herrn Professor Dr. med. K. Faßbender, Direktor der Universitätsklinik Neurologie, für die Bereitstellung der Räumlichkeiten und Instrumentarien danken.

Des Weiteren gilt mein Dank Herrn Professor Dr. med. U. Dillmann, Oberarzt der Universitätsklinik Neurologie, für die Überlassung des Themas, für die Unterstützung bei dem Aufbau der Versuchsanordnung, für seine Geduld und die gute und freundliche Betreuung bei der Planung und Durchführung der Doktorarbeit.

Herrn Dr. rer. nat. Dipl.-Biol. C. Krick danke ich für die Unterstützung bei der Umsetzung der Versuchsanordnungen, für die Erstellung und Betreuung der Messdatenerfassungssoftware, sowie für seine Ratschläge und Anregungen.

Herrn Dr. G. Hohenberg gilt Dank für die Ratschläge und die nette Hilfe bei der Durchführung der Datenauswertung insbesondere im Umgang mit Wavelets.

Für die Beratung und Kontrolle meiner statistischen Auswertungen möchte ich mich bei Frau Dipl.-Math. Dr. Mei Fang Ong, Mitarbeiterin des Instituts für Medizinische Biometrie, Epidemiologie und Medizinische Informatik (Leiter Prof. Dr. U. Feldmann) bedanken.

Für die Unterstützung in mathematischen Fragen für die Durchführung der Untersuchungen und die erfolgreiche Zusammenarbeit möchte ich mich besonders bei Frau Dipl.Math. Yvonne Johann und Frau Dipl.Math. Sabrina Bechtel, Mitarbeiterinnen der AG Prof. A. K. Louis der Fachrichtung 6.1 Mathematik der Universität des Saarlandes bedanken.

Für ihre freundliche Unterstützung und Kooperation möchte ich allen Mitarbeitern der Neurologischen Universitätsklinik und meiner Mitdoktorandin Claudia Fehringer danken, besonders viel Einsatz und Engagement zeigten Frau Susanne Schneider und die Mitarbeiter der MTA-Schule Anette Dörr und Jens Neu.

Mein besonderer Dank gilt den Teilnehmern der Untersuchung, den Patienten, sowie den Personen, die sich zur Ganganalyse zur Verfügung stellten.

Mein größter Dank gilt meiner Familie, meinen Freunden und meiner Freundin Dorothee, die mich nicht nur während der Doktorarbeit, sondern während des ganzen Studiums unterstützt und aufgebaut haben, sowie fleißig Korrektur lasen. Danke.

9. Tabellenanhang

Tabelle 11: Übersicht über die Gehgeschwindigkeiten und Gewöhnungsphasen, Parkinsongruppe

	Gewöhnungsp.h.1	Geschw.1	Gewöhnungsp.h..2	Geschw.2	Gewöhnungsp.h..3	Geschw.3
	min	km/h	min	km/h	min	km/h
P1	3,0	1,5	2,0	1,8	1,5	2,1
P2	3,0	1,3	1,5	1,6	1,0	2,0
P3	5,0	1,0	3,0	1,3	2,0	1,6
P4	3,0	1,4	1,5	1,8	1,0	2,2
P5	2,5	1,5	1,5	2,0	1,0	2,5
P6	3,0	1,1	2,5	1,3	2,5	1,5
P7	2,0	1,5	1,5	2,0	1,0	2,5
P8	3,0	1,4	2,0	1,8	1,0	2,2
P9	2,5	1,5	2,0	1,8	1,5	2,1
P10	2,00	2,0	1,0	2,5	1,0	3,0
P11	4,0	1,0	3,0	1,3	2,0	1,5
P12	3,0	1,0	2,0	1,2	2,0	1,5
P13	3,0	1,0	2,5	1,3	2,0	1,5
P14	3,0	1,0	2,0	1,2	1,5	1,4
P15	3,0	1,2	1,5	1,4	1,0	1,7
Mittelwert	3,00	1,28	1,96	1,61	1,46	1,94
SD	0,76	0,29	0,60	0,39	0,54	0,49

Tabelle 12: Übersicht über die Gehgeschwindigkeiten und Gewöhnungsphasen, Kontrollgruppe:

	Gewöhnungsp.h.1	Geschw.1	Gewöhnungsp.h.2	Geschw.2	Gewöhnungsp.h.3	Geschw.3
	min	km/h	min	km/h	min	km/h
N1	2	1,8	1	2,4	0,5	2,8
N2	3	1,5	2,5	2,5	1,5	3
N3	2	2,2	2	2,8	1	3,2
N4	2	2,5	1	3	1	3,6
N5	1,5	2	1	2,5	0,5	3
N6	3	2,2	2	2,8	1	3,2
N7	2	1,3	2	1,6	1,5	2
N8	3	1,3	2	1,5	1,5	1,8
N9	3	2,5	2	2,8	1	3,3
N10	2,5	2,9	1,5	3,4	1	3,9
N11	3	1,9	2,5	2,1	1,5	3
N12	3	1,4	2	1,8	1,5	2,4
N13	2	1,8	1,5	2,5	1	3
N14	3	2	1,5	2,7	1	3,5
N15	2,5	1,6	1,5	2,2	1	2,8
N16	3	1,2	2	1,5	1,5	1,9
Mittelwert	2,53125	1,88125	1,75	2,38125	1,125	2,9
SD	0,531311271	0,492908037	0,483045892	0,56002232	0,341565026	0,606630036

Tabelle 13: Seitenvergleich V1

V1	Differenz Schulter Anteversion Mittelwerte	Differenz Schulter Anteversion SD	Differenz Schulter Retroversion Mittelwerte	Differenz Schulter Retroversion SD	Differenz Schulter Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Schulter Schwunglänge SD
Gesund	5,76225625	3,463642426	3,85718125	3,195485588	6,4472125	4,234416391
Parkinson	6,472113333	4,61255275	4,82632	2,825238274	5,88716	6,28971072
V1	Differenz Ellbogen Flexion Mittelwerte	Differenz Ellbogen Flexion SD	Differenz Ellbogen Extension Mittelwerte	Differenz Ellbogen Extension SD	Differenz Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Ellbogen Schwunglänge SD
Gesund	4,62060625	4,253273399	5,445525	5,440044978	2,1293875	1,95474135
Parkinson	12,71219333	15,42198197	14,48232	14,94639973	4,546146667	4,267487226
V1	Differenz Hüfte Flexion Mittelwerte	Differenz Hüfte Flexion SD	Differenz Hüfte Extension Mittelwerte	Differenz Hüfte Extension SD	Differenz Hüfte Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Hüfte Schwunglänge SD
Gesund	5,24213125	5,051182551	4,129975	4,055662519	3,50190625	2,82967635
Parkinson	3,808213333	4,075822075	2,983473333	2,440808134	2,876626667	3,753130511
V1	Differenz Knie Extension Mittelwerte	Differenz Knie Extension SD	Differenz Knie Flexion Mittelwerte	Differenz Knie Flexion SD	Differenz Knie Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Knie Schwunglänge SD
Gesund	4,6180125	3,927182537	12,6749625	7,869390153	4,1312125	2,711696019
Parkinson	5,18638	4,226360962	7,002373333	4,998648872	4,1726	3,771729576

Tabelle 14: P-Werte V1 (alpha <0,05 grau unterlegt)

	Differenz Schulter Anteversion Mittelwerte	Differenz Schulter Retroversion Mittelwerte	Differenz Schulter Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Ellbogen Flexion Mittelwerte	Differenz Ellbogen Extension Mittelwerte	Differenz Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,860856	0,358084	0,400776	0,019174	0,008213	0,150988
	Differenz Hüfte Flexion Mittelwerte	Differenz Hüfte Extension Mittelwerte	Differenz Hüfte Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Knie Extension Mittelwerte	Differenz Knie Flexion Mittelwerte	Differenz Knie Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,216443	0,400776	0,379071	0,740478	0,044784	0,740478

Tabelle 15: Seitenvergleich V2

V2	Differenz Schulter Anteversion Mittelwerte	Differenz Schulter Anteversion SD	Differenz Schulter Retroversion Mittelwerte	Differenz Schulter Retroversion SD	Differenz Schulter Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Schulter Schwunglänge SD
Gesund	4,82846875	2,992034104	5,044	3,700596639	7,36899375	4,789666242
Parkinson	7,07798	4,753583197	5,402373333	2,747570107	8,066026667	7,755411099
V2	Differenz Ellbogen Flexion Mittelwerte	Differenz Ellbogen Flexion SD	Differenz Ellbogen Extension Mittelwerte	Differenz Ellbogen Extension SD	Differenz Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Ellbogen Schwunglänge SD
Gesund	5,20114375	4,299138851	5,4745	5,461075567	2,41985	2,536212559
Parkinson	8,76686	8,865808781	10,41934	8,805776777	4,6633	5,274032816
V2	Differenz Hüfte Flexion Mittelwerte	Differenz Hüfte Flexion SD	Differenz Hüfte Extension Mittelwerte	Differenz Hüfte Extension SD	Differenz Hüfte Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Hüfte Schwunglänge SD
Gesund	5,5905	4,413975279	4,71993125	3,750790887	4,0459	3,486927854
Parkinson	4,50932	4,181121596	3,101726667	2,096145551	3,433433333	4,375449268
V2	Differenz Knie Extension Mittelwerte	Differenz Knie Extension SD	Differenz Knie Flexion Mittelwerte	Differenz Knie Flexion SD	Differenz Knie Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Knie Schwunglänge SD
Gesund	3,9964625	3,785093709	5,14545625	2,898507211	3,58436875	2,146030861
Parkinson	5,591013333	4,633996504	6,72986	4,593486035	3,941653333	3,828724178

Tabelle 16: P-Werte V2 (alpha <0,05 wird in V2 nicht erreicht)

	Differenz Schulter Anteversion Mittelwerte	Differenz Schulter Retroversion Mittelwerte	Differenz Schulter Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Ellbogen Flexion Mittelwerte	Differenz Ellbogen Extension Mittelwerte	Differenz Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,188225	0,740478	0,77012	0,175147	0,065509	0,625981
	Differenz Hüfte Flexion Mittelwerte	Differenz Hüfte Extension Mittelwerte	Differenz Hüfte Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Knie Extension Mittelwerte	Differenz Knie Flexion Mittelwerte	Differenz Knie Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,318289	0,281425	0,400776	0,264092	0,519632	0,711207

Tabelle 17: Seitenvergleich V3

V3	Differenz Schulter Anteversion Mittelwerte	Differenz Schulter Anteversion SD	Differenz Schulter Retroversion Mittelwerte	Differenz Schulter Retroversion SD	Differenz Schulter Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Schulter Schwunglänge SD
Gesund	4,320025	2,803351999	5,07195625	3,802492541	7,70471875	4,951341899
Parkinson	6,393073333	4,554952831	5,062933333	3,29903222	8,256993333	7,282832122
V3	Differenz Ellbogen Flexion Mittelwerte	Differenz Ellbogen Flexion SD	Differenz Ellbogen Extension Mittelwerte	Differenz Ellbogen Extension SD	Differenz Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Ellbogen Schwunglänge SD
Gesund	5,3126375	4,030521208	5,5573625	5,162542199	2,94555	2,490046482
Parkinson	8,532353333	9,609924458	10,3699	8,837047549	5,9988	5,725798334
V3	Differenz Hüfte Flexion Mittelwerte	Differenz Hüfte Flexion SD	Differenz Hüfte Extension Mittelwerte	Differenz Hüfte Extension SD	Differenz Hüfte Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Hüfte Schwunglänge SD
Gesund	5,38588125	4,836831542	6,8658625	4,115669568	4,02411875	4,326802582
Parkinson	4,72502	4,179693339	2,86516	1,847894888	3,47558	4,677214571
V3	Differenz Knie Extension Mittelwerte	Differenz Knie Extension SD	Differenz Knie Flexion Mittelwerte	Differenz Knie Flexion SD	Differenz Knie Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Knie Schwunglänge SD
Gesund	5,786775	9,438590328	5,37530625	4,786204108	3,65526875	4,656496131
Parkinson	5,496246667	4,607816381	6,7522	4,430299535	4,26614	4,106185445

Tabelle 18: P-Werte V3 (alpha <0,05 grau unterlegt)

	Differenz Schulter Anteversion Mittelwerte	Differenz Schulter Retroversion Mittelwerte	Differenz Schulter Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Ellbogen Flexion Mittelwerte	Differenz Ellbogen Extension Mittelwerte	Differenz Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,216443	0,953414	0,891565	0,337821	0,040543	0,29949
	Differenz Hüfte Flexion Mittelwerte	Differenz Hüfte Extension Mittelwerte	Differenz Hüfte Schwunglänge Mittelwerte	Differenz Knie Extension Mittelwerte	Differenz Knie Flexion Mittelwerte	Differenz Knie Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,653923	0,002715	0,494536	0,682342	0,281425	0,423188

Seitenvergleich Wavelet-Transformation:

Tabelle 19: Übersicht der relevanten Wavelet-Koeffizienten (V1)

Differenzen Schulter		
	Wavelet Nr.	P-Wert
	31	0,019173642
	32	0,009330619
	85	0,049381268
	98	0,036636703
	126	0,049381268
	174	0,033046056
	180	0,044784412
	251	0,029751362
	252	0,044784412
	261	0,049381268
	292	0,02673472
	312	0,001059279
	335	0,040543163
	343	0,044784412
Anzahl	14	

Differenzen Ellbogen		
	Wavelet Nr.	P-Wert
	1	0,008212685
	2	0,006318915
	24	0,001466586
	35	0,004816095
	40	0,02673472
	56	0,033046056
	62	0,040543163
	94	0,008212685
	120	0,036636703
	121	0,007212087
	134	0,040543163
	188	0,040543163
	208	0,019173642
	242	0,002006747
	243	0,044784412
	303	0,007212087
	304	0,040543163
	307	0,040543163
	315	0,033046056
	316	0,017094319
Anzahl	20	

Differenzen Hüftwinkel		
	Wavelet Nr.	P-Wert
	26	0,02673472
	34	0,036636703
	78	0,044784412
	106	0,049381268
	112	0,021462866
	120	0,011964077
	141	0,040543163
	142	0,049381268
	160	0,044784412
	164	0,033046056
	171	0,049381268
	195	0,044784412
	207	0,049381268
	229	0,033046056
	271	0,040543163
Anzahl	15	

Differenzen Kniewinkel		
	Wavelet Nr.	P-Wert
	7	0,040543163
	37	0,015209034
	83	0,044784412
	84	0,023977478
	90	0,02673472
	117	0,040543163
	135	0,02673472
	147	0,040543163
	170	0,007212087
	214	0,013503751
	229	0,044784412
	236	0,049381268
	238	0,002006747
	247	0,004816095
	288	0,033046056
	290	0,049381268
Anzahl	16	

Tabelle 20: Übersicht der relevanten Wavelet-Koeffizienten (V2)

Differenzen Schulter		
	Wavelet Nr.	P-Wert
	14	0,00631892
	15	0,02397748
	61	0,04938127
	82	0,00721209
	89	0,03304606
	119	0,01350375
	136	0,00631892
	171	0,01917364
	203	0,00933062
	243	0,02975136
	248	0,00171795
	266	0,04478441
	293	0,02146287
	325	0,0366367
Anzahl		14

Differenzen Ellbogen		
	Wavelet Nr.	P-Wert
	1	0,03304606
	2	0,06550927
	40	0,02975136
	47	0,00821269
	63	0,04938127
	70	0,02397748
	79	0,01709432
	89	0,00631892
	157	0,04938127
	169	0,01350375
	191	0,01350375
	238	0,04938127
	271	0,0366367
	272	0,03304606
	287	0,00821269
	304	0,04054316
	313	0,06550927
	325	0,02146287
	337	0,04478441
	345	0,02397748
Anzahl		20

Differenzen Hüftwinkel		
	Wavelet Nr.	P-Wert
	23	0,03304606
	31	0,04938127
	41	0,03304606
	66	0,01057731
	70	0,04938127
	125	0,01520903
	155	0,02397748
	157	0,02975136
	176	0,00418913
	183	0,01057731
	197	0,00363479
	223	0,03304606
	247	0,04938127
	269	0,00418913
	274	0,01917364
	275	0,0366367
	298	0,00721209
	348	0,01520903
Anzahl		18

Differenzen Kniewinkel		
	Wavelet Nr.	P-Wert
	11	0,02975136
	13	0,04054316
	74	0,0366367
	82	0,00821269
	99	0,00200675
	110	0,03304606
	167	0,0366367
	170	0,04478441
	188	0,00271526
	207	0,04938127
	211	0,00271526
	247	0,02397748
	248	0,01350375
	260	0,02146287
	316	0,00933062
	319	0,01709432
	340	0,04478441
Anzahl		17

Tabelle 21: Übersicht der relevanten Wavelet-Koeffizienten (V3)

Differenzen Schulter		
	Wavelet Nr.	P-Wert
	10	0,04478441
	40	0,00418913
	41	0,04938127
	47	0,02673472
	69	0,01057731
	87	0,02673472
	88	0,02673472
	95	0,03304606
	98	0,0366367
	101	0,04478441
	117	0,04054316
	119	0,00933062
	131	0,02397748
	148	0,00481609
	158	0,00821269
	159	0,0366367
	203	0,00821269
	213	0,0366367
	241	0,02975136
	248	0,04938127
	250	0,01917364
	275	0,00933062
	328	0,0366367
	337	0,04938127
	344	0,02146287
Anzahl	25	

Differenzen Ellbogen		
	Wavelet Nr.	P-Wert
	11	0,02975136
	21	0,02146287
	54	0,01196408
	60	0,02673472
	72	0,04938127
	112	0,04478441
	154	0,04478441
	203	0,02146287
	220	0,04938127
	276	0,00721209
	278	0,00124823
	279	0,0366367
	305	0,04054316
	337	0,01057731
	342	0,04478441
Anzahl	15	

Differenzen Hüftwinkel		
	Wavelet Nr.	P-Wert
	12	0,00481609
	25	0,00631892
	29	0,04054316
	39	0,02975136
	67	0,01709432
	84	0,01350375
	112	0,00933062
	117	0,03304606
	120	0,04054316
	122	0,01196408
	140	0,04054316
	231	0,00552313
	233	0,04054316
	259	0,02673472
	280	0,04478441
	317	0,00124823
	340	0,0366367
Anzahl		17

Differenzen Kniewinkel		
	Wavelet Nr.	P-Wert
	23	0,0366367
	40	0,02146287
	50	0,02146287
	62	0,00481609
	76	0,02673472
	89	0,02673472
	97	0,01350375
	112	0,02975136
	130	0,04054316
	162	0,04054316
	174	0,00146659
	207	0,04478441
	212	0,01057731
	215	0,01709432
	222	0,0031456
	225	0,02146287
	244	0,0031456
	249	0,04054316
	280	0,00721209
	316	0,02673472
	322	0,04938127
	338	0,04054316
	339	0,0366367
Anzahl		23

Seitenvergleich: Threshold, Spezifität, Sensitivität

Tabelle 22: Übersicht über relevante Wavelet-Koeffizienten obere Extremitäten (V1)

Differenzen Schulter				Differenzen Ellbogen			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität	Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
31	-0,0365	62,50%	66,67%	1	490	68,75%	73,33%
32	-0,06	62,50%	73,33%	2	250	62,50%	73,33%
85	0	68,75%	66,67%	24	0	62,50%	80,00%
98	0,01	62,50%	66,67%	35	0	75,00%	80,00%
126	0	60,00%	62,50%	40	0	75,00%	66,67%
174	-0,0015	68,75%	80,00%	56	0,005	56,25%	80,00%
180	0,0245	56,25%	86,67%	62	0,0075	68,75%	73,33%
251	0	68,75%	73,33%	94	-0,0051	75,00%	80,00%
252	0	56,25%	93,33%	120	-0,003	62,50%	73,33%
261	0	62,50%	66,67%	121	0,003	75,00%	66,67%
292	0,001	68,75%	80,00%	134	0	56,25%	73,33%
312	-0,0025	75,00%	80,00%	188	0,0075	81,25%	66,67%
335	0,003	62,50%	73,33%	208	-0,004	62,50%	80,00%
343	-0,0001	75,00%	80,00%	242	0,0055	80,00%	81,25%
				243	0,0015	68,75%	73,33%
				303	0,0025	81,25%	80,00%
				304	-0,039	75,00%	60,00%
				307	0	81,25%	60,00%
				315	-0,0015	75,00%	73,33%
				316	0	75,00%	66,67%

Tabelle 23: Übersicht über relevante Wavelet-Koeffizienten untere Extremitäten (V1)

Differenzen Hüftwinkel					Differenzen Kniewinkel			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität		Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
26	0,13	62,50%	66,67%		7	1,54	68,75%	66,67%
34	-0,045	68,75%	73,33%		37	-0,03	68,75%	73,33%
78	-0,012	75,00%	73,33%		83	0,015	62,50%	73,33%
106	-0,0035	68,75%	73,33%		84	-0,0081	62,50%	66,67%
112	-0,003	68,75%	80,00%		90	0	81,25%	60,00%
120	-0,015	75,00%	80,00%		117	0	62,50%	73,33%
141	-0,0085	68,75%	66,67%		135	0	68,75%	73,33%
142	-0,005	81,25%	66,67%		147	-0,019	62,50%	73,33%
160	0,007	87,50%	60,00%		170	-0,005	75,00%	80,00%
164	0	68,75%	80,00%		214	0,008	68,75%	80,00%
171	0	68,75%	60,00%		229	-0,005	62,50%	66,67%
195	-0,006	68,75%	60,00%		236	0,003	62,50%	80,00%
207	0,0035	62,50%	80,00%		238	0	75,00%	73,33%
229	-0,0001	75,00%	73,33%		247	0,0065	75,00%	66,67%
271	0	62,50%	66,67%		288	-0,003	75,00%	73,33%
					290	-0,0035	68,75%	80,00%

Tabelle 24: Übersicht über relevante Wavelet-Koeffizienten obere Extremitäten (V2)

Differenzen Schulter				Differenzen Ellbogen			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität	Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
14	0	62,50%	73,33%	1	475	68,75%	73,33%
15	0	75,00%	66,67%	2	269	68,75%	66,67%
61	0	62,50%	73,33%	40	0	56,25%	66,67%
82	0,0275	75,00%	80,00%	47	0	81,25%	60,00%
89	0	75,00%	60,00%	63	0	62,50%	66,67%
119	0,007	62,50%	73,33%	70	0,009	56,25%	80,00%
136	0	62,50%	73,33%	79	0	93,75%	66,67%
171	0,0015	62,50%	73,33%	89	-0,004	75,00%	73,33%
203	0	75,00%	60,00%	157	-0,005	62,50%	80,00%
243	0	62,50%	66,67%	169	-0,007	68,75%	73,33%
248	0	75,00%	80,00%	191	0	81,25%	73,33%
266	-0,0035	68,75%	73,33%	238	0,0015	81,25%	60,00%
293	-0,0015	87,50%	60,00%	271	0	68,75%	60,00%
325	0	62,50%	93,33%	272	0,0015	62,50%	80,00%
				287	0	68,75%	80,00%
				304	-0,005	87,50%	60,00%
				313	0,0025	68,75%	73,33%
				325	0	62,50%	66,67%
				337	0	68,75%	73,33%
				345	0,002	75,00%	73,33%

Tabelle 25: Übersicht über relevante Wavelet-Koeffizienten untere Extremitäten (V2)

Differenzen Hüftwinkel				Differenzen Kniewinkel			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität	Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
23	0	75,00%	66,67%	11	0,09	62,50%	86,67%
31	0,025	62,50%	73,33%	13	-0,16	75,00%	73,33%
41	-0,047	56,25%	66,67%	74	0,007	81,25%	60,00%
66	0,013	81,25%	73,33%	82	-0,004	75,00%	80,00%
70	0	62,50%	66,67%	99	0	81,25%	73,33%
125	-0,002	62,50%	73,33%	110	0	68,75%	60,00%
155	0	68,75%	66,67%	167	-0,039	62,50%	73,33%
157	-0,002	75,00%	73,33%	170	0,005	81,25%	60,00%
176	-0,001	68,75%	73,33%	188	0,007	75,00%	80,00%
183	-0,002	62,50%	80,00%	207	0,0075	75,00%	73,33%
197	0	75,00%	86,67%	211	0	62,50%	80,00%
223	-0,039	62,50%	93,33%	247	-0,0065	75,00%	66,67%
247	-0,0055	62,50%	66,67%	248	0	62,50%	86,67%
269	-0,003	68,75%	80,00%	260	-0,005	68,75%	80,00%
274	0	62,50%	66,67%	316	0,002	75,00%	73,33%
275	0	68,75%	60,00%	319	0,006	62,50%	86,67%
298	0,0015	62,50%	73,33%	340	-0,002	62,50%	60,00%
348	-0,0025	68,75%	73,33%				

Tabelle 26: Übersicht über relevante Wavelet-Koeffizienten obere Extremitäten (V3)

Differenzen Schulter				Differenzen Ellbogen			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität	Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
10	0	62,50%	80,00%	11	0	62,50%	66,67%
40	-0,015	81,25%	66,67%	21	0	62,50%	73,33%
41	0	68,75%	73,33%	54	0	62,50%	66,67%
47	-0,0185	75,00%	66,67%	60	-0,039	62,50%	73,33%
69	0,016	75,00%	80,00%	72	-0,019	62,50%	80,00%
87	0	62,50%	73,33%	112	-0,012	62,50%	73,33%
88	-0,02	75,00%	73,33%	154	0	66,67%	68,75%
95	0	56,25%	80,00%	203	0,006	68,75%	93,33%
98	-0,039	81,25%	66,67%	220	0	62,50%	66,67%
101	0	68,75%	60,00%	276	0	62,50%	86,67%
117	-0,007	68,75%	66,67%	278	0	81,25%	80,00%
119	0	62,50%	73,33%	279	0	62,50%	80,00%
131	-0,005	68,75%	86,67%	305	-0,039	56,25%	86,67%
148	0	62,50%	80,00%	337	0	68,75%	80,00%
158	0,11	62,50%	86,67%	342	0,0045	62,50%	80,00%
159	-0,0035	75,00%	73,33%				
203	0,006	75,00%	73,33%				
213	-0,0075	68,75%	73,33%				
241	0	81,25%	73,33%				
248	-0,0065	62,50%	66,67%				
250	-0,005	75,00%	60,00%				
275	0	81,25%	60,00%				
328	0	68,75%	66,67%				
337	0	81,25%	66,67%				
344	-0,039	68,75%	66,67%				

Tabelle 27: Übersicht über relevante Wavelet-Koeffizienten untere Extremitäten (V3)

Differenzen Hüftwinkel				Differenzen Kniewinkel			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität	Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
12	0	62,50%	80,00%	23	-0,135	62,50%	66,67%
25	0,004	62,50%	100,00%	40	0	68,75%	73,33%
29	-0,04	81,25%	73,33%	50	-0,06	81,25%	66,67%
39	0	75,00%	60,00%	62	-0,016	81,25%	73,33%
67	0,014	68,75%	86,67%	76	0	62,50%	73,33%
84	-0,039	62,50%	80,00%	89	-0,0075	87,50%	66,67%
112	0,002	75,00%	73,33%	97	0,01	68,75%	66,67%
117	0	75,00%	60,00%	112	-0,004	62,50%	73,33%
120	0	62,50%	66,67%	130	0	68,75%	66,67%
122	0	62,50%	80,00%	162	0,012	68,75%	66,67%
140	-0,004	68,75%	73,33%	174	0,001	68,75%	73,33%
231	0,003	75,00%	73,33%	207	0,004	62,50%	66,67%
233	0,0055	75,00%	73,33%	212	0,009	68,75%	73,33%
259	-0,0045	68,75%	80,00%	215	-0,007	56,25%	86,67%
280	0	81,25%	66,67%	222	-0,039	68,75%	86,67%
317	-0,039	87,50%	73,33%	225	-0,002	87,50%	73,33%
340	0	68,75%	73,33%	244	-0,004	68,75%	73,33%
				249	-0,002	56,25%	60,00%
				280	0,003	81,25%	73,33%
				316	-0,039	68,75%	66,67%
				322	-0,0035	62,50%	66,67%
				338	0	68,75%	66,67%
				339	0,0075	68,75%	73,33%

Analyse der Routineparameter

Tabelle 28: P-Werte (V1) (alpha<5% grau unterlegt)

Parameter	Linke Schulter Anteversion Mittelwerte	Linke Schulter Retroversion Mittelwerte	Linke Schulter Schwunglänge Mittelwerte	Rechte Schulter Anteversion Mittelwerte	Rechte Schulter Retroversion Mittelwerte	Rechte Schulter Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,000444	0,026735	0,019174	0,000253	0,004189	0,026735
Parameter	Linker Ellbogen Flexion Mittelwerte	Linker Ellbogen Extension Mittelwerte	Linker Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte	Rechter Ellbogen Flexion Mittelwerte	Rechter Ellbogen Extension Mittelwerte	Rechter Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,033046	0,008213	0,519632	0,000635	0,000756	0,77012
Parameter	Linke Hüfte Flexion Mittelwerte	Linke Hüfte Extension Mittelwerte	Linke Hüfte Schwunglänge Mittelwerte	Rechte Hüfte Flexion Mittelwerte	Rechte Hüfte Extension Mittelwerte	Rechte Hüfte Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,494536	0,110192	0,044784	0,830351	0,003146	0,000756
Parameter	Linkes Knie Extension Mittelwerte	Linkes Knie Flexion Mittelwerte	Linkes Knie Schwunglänge Mittelwerte	Rechtes Knie Extension Mittelwerte	Rechtes Knie Flexion Mittelwerte	Rechtes Knie Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,129384	0,470084	0,101454	0,085589	0,049381	0,015209

Tabelle 29: Gesamtübersicht Werte V1 Obere Extremitäten

V1	Gesund		Parkinson	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
li Arm Anteversion	3,27398125	7,59157555	-8,25308	8,33950293
li Arm Anteversion SD	2,72836875	0,75868864	2,10099333	1,02351293
li Arm Retroversion	-13,1991313	4,46528028	-18,2207133	6,94892226
li Arm Retroversion SD	2,0996875	0,619817	1,83639333	0,70660332
li Arm Schwunglänge	16,4668375	8,58365362	9,91042	8,57545127
li Arm Schwunglänge SD	3,72285625	1,04422508	2,81838	1,34068538
re Arm Anteversion	1,4546875	9,02184532	-11,0792067	7,20301536
re Arm Anteversion SD	2,94775	1,60820072	2,09940667	1,0605004
re Arm Retroversion	-13,7877	6,14253223	-19,99734	5,32101187
re Arm Retroversion SD	2,21411875	0,90471627	2,00415333	0,7290342
re Arm Schwunglänge	15,2498125	8,83953839	8,87492667	8,38042082
re Arm Schwunglänge SD	4,29800625	2,4047856	3,06384	1,54484904
li Ellbogen Flexion	32,6051563	8,59152383	40,41552	21,3425438
li Ellbogen Flexion SD	2,48454375	1,38130984	3,10756	1,80357421
li Ellbogen Extension	24,4721625	8,57453338	33,1123933	18,703172
li Ellbogen Extension SD	1,9604	1,0238777	3,14704	1,9513573
li Ellbogen Schwunglänge	8,06541875	5,41207868	7,31838667	5,18765278
li Ellbogen Schwunglänge SD	3,21784375	1,60387638	4,61792	2,4998655
re Ellbogen Flexion	34,0277125	9,99323377	46,30858	7,37762384
re Ellbogen Flexion SD	2,21544375	1,0668412	2,58382	1,61379796
re Ellbogen Extension	27,3244625	8,97256922	38,81834	6,86519635
re Ellbogen Extension SD	2,0872375	1,0851497	4,38244	4,44795887
re Ellbogen Schwunglänge	6,70764375	4,29200692	7,66670667	8,30977456
re Ellbogen Schwunglänge SD	3,14001875	1,55870471	5,3264	4,61277184

Tabelle 30: Gesamtübersicht Werte V1 Untere Extremitäten

	Gesund		Parkinson	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
li Hüfte Flexion	21,0442688	8,69137894	20,0341867	5,06181134
li Hüfte Flexion SD	1,2575625	0,39572169	1,27975333	0,48815162
li Hüfte Extension	-2,96590625	5,10679366	1,18057333	6,103254
li Hüfte Extension SD	1,10350625	0,30142438	1,35346	0,56399568
li Hüfte Schwunglänge	24,014	6,86720874	18,8518933	5,62774351
li Hüfte Schwunglänge SD	1,67459375	0,5942409	1,68516667	0,69766156
re Hüfte Flexion	18,167775	4,41048121	18,1897733	4,72096928
re Hüfte Flexion SD	1,05933125	0,22452844	1,16702	0,4044635
re Hüfte Extension	-6,50535625	3,32273407	1,18811333	6,91723433
re Hüfte Extension SD	1,25640625	0,28819341	1,31086667	0,60510476
re Hüfte Schwunglänge	24,6823688	3,57332832	16,9987333	6,78740487
re Hüfte Schwunglänge SD	1,57984375	0,35465659	1,67359333	0,66242328
li Knie Extension	56,1003313	8,69179924	51,78616	7,35931062
li Knie Extension SD	3,2205	1,79933688	2,23166667	1,24132047
li Knie Flexion	16,24505	7,5866281	18,37986	9,39324197
li Knie Flexion SD	2,37933125	0,83838612	2,05542	1,11239646
li Knie Schwunglänge	39,8301375	6,48234817	33,34754	8,574037
li Knie Schwunglänge SD	4,02459375	1,63655691	2,97064667	1,69658714
re Knie Extension	52,3557063	6,81564778	49,42102	6,69786624
re Knie Extension SD	3,5700875	1,78398228	2,28698	1,3332303
re Knie Flexion	13,4912688	5,27823933	18,1020733	6,82971108
re Knie Flexion SD	2,41429375	0,87474852	2,19097333	0,67333668
re Knie Schwunglänge	38,7679625	6,04403686	31,3121667	8,65973754
re Knie Schwunglänge SD	4,3496	1,69750274	3,09106	1,35203414

Tabelle 31: P-Werte V2

Parameter	Linke Schulter Anteversion Mittelwerte	Linke Schulter Retroversion Mittelwerte	Linke Schulter Schwunglänge Mittelwerte	Rechte Schulter Anteversion Mittelwerte	Rechte Schulter Retroversion Mittelwerte	Rechte Schulter Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,000306	0,054353	0,015209	0,000208	0,013504	0,021463
Parameter	Linker Ellbogen Flexion Mittelwerte	Linker Ellbogen Extension Mittelwerte	Linker Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte	Rechter Ellbogen Flexion Mittelwerte	Rechter Ellbogen Extension Mittelwerte	Rechter Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,004816	0,003146	0,470084	0,000756	0,000756	0,358084
Parameter	Linke Hüfte Flexion Mittelwerte	Linke Hüfte Extension Mittelwerte	Linke Hüfte Schwunglänge Mittelwerte	Rechte Hüfte Flexion Mittelwerte	Rechte Hüfte Extension Mittelwerte	Rechte Hüfte Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,571665	0,078421	0,023977	0,800091	0,000532	0,000756
Parameter	Linkes Knie Extension Mittelwerte	Linkes Knie Flexion Mittelwerte	Linkes Knie Schwunglänge Mittelwerte	Rechtes Knie Extension Mittelwerte	Rechtes Knie Flexion Mittelwerte	Rechtes Knie Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,201986	0,682342	0,078421	0,264092	0,009331	0,009331

Tabelle 32: Gesamtübersicht Werte V2 Obere Extremitäten

V2	Gesund		Parkinson	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
li Arm Anteversion	4,8426875	7,09583246	-7,61232667	8,43755756
li Arm Anteversion SD	2,7606875	0,8015554	2,15326667	1,27496003
li Arm Retroversion	-14,3869625	5,03669513	-19,0117	7,49794997
li Arm Retroversion SD	2,13866875	0,69615899	1,90449333	0,9952153
li Arm Schwunglänge	19,1927438	8,95481488	11,3908133	9,60323094
li Arm Schwunglänge SD	3,88321875	0,99839125	2,93009333	1,71426762
re Arm Anteversion	2,98676875	7,60426747	-9,93290667	8,08289331
re Arm Anteversion SD	3,05715	1,19928595	2,19564	1,18076686
re Arm Retroversion	-14,1184125	6,88897403	-20,1699933	6,26574763
re Arm Retroversion SD	2,1647375	0,79845465	2,00427333	0,97407106
re Arm Schwunglänge	17,1096375	8,9327744	10,2318267	10,1447116
re Arm Schwunglänge SD	4,21290625	1,68900212	3,08760667	1,66301426

li Ellbogen Flexion	33,5728438	8,55370884	45,0859733	15,0610668
li Ellbogen Flexion SD	2,5349625	1,30608233	2,81761333	1,80827648
li Ellbogen Extension	24,26585	8,99090216	36,62762	12,0848285
li Ellbogen Extension SD	1,8495125	0,90408728	3,96792667	3,21921334
li Ellbogen Schwunglänge	9,27020625	5,47329571	8,52781333	5,8989924
li Ellbogen Schwunglänge SD	3,16754375	1,41249926	5,07098667	3,32547434
re Ellbogen Flexion	34,916725	10,2199003	46,21966	7,70333369
re Ellbogen Flexion SD	2,3543	1,02397822	2,58942667	1,62263611
re Ellbogen Extension	27,0977375	8,90269878	38,4859467	6,76633168
re Ellbogen Extension SD	1,918625	0,93052605	4,08648667	2,93965508
re Ellbogen Schwunglänge	7,77660625	4,54416254	7,86842	8,82401987
re Ellbogen Schwunglänge SD	3,105275	1,33839304	5,13635333	3,09271319

Tabelle 33: Gesamtübersicht Werte V2 Untere Extremitäten

	Gesund		Parkinson	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
li Hüfte Flexion	22,253375	8,5405975	21,4335733	5,44656502
li Hüfte Flexion SD	0,9832625	0,20173929	1,21338	0,47081267
li Hüfte Extension	-4,03410625	5,00225726	0,35346667	6,47606383
li Hüfte Extension SD	1,0151625	0,2111168	1,25963333	0,4400105
li Hüfte Schwunglänge	26,3050875	7,64340579	21,0804333	5,84066573
li Hüfte Schwunglänge SD	1,3535125	0,1984146	1,63668667	0,53882677
re Hüfte Flexion	19,344375	4,96973293	19,4399067	4,85767934
re Hüfte Flexion SD	0,9482875	0,16794425	1,09770667	0,35306995
re Hüfte Extension	-8,258875	3,56509448	0,41664667	7,19009414
re Hüfte Extension SD	1,12055	0,30996965	1,31877333	0,66002297
re Hüfte Schwunglänge	27,6053875	4,62470683	19,0196133	6,92889212
re Hüfte Schwunglänge SD	1,36505625	0,25731969	1,70762667	0,65038724
li Knie Extension	56,788	9,43310886	53,9004667	7,5388185
li Knie Extension SD	3,11349375	2,71413897	2,30292	1,30136969
li Knie Flexion	16,9352	7,09945707	19,04666	9,16733646
li Knie Flexion SD	2,1910125	0,79060407	2,01099333	0,9736876
li Knie Schwunglänge	39,9412563	8,20833847	34,8474333	7,7549744
li Knie Schwunglänge SD	3,8211875	2,61799073	2,91437333	1,54822348
re Knie Extension	53,492675	8,61729825	51,6628267	6,58990144
re Knie Extension SD	3,53161875	2,92405038	2,00092667	0,81546434
re Knie Flexion	13,2226938	5,21948499	18,5396933	6,0154762
re Knie Flexion SD	2,16378125	0,75361829	2,16556667	0,61721751
re Knie Schwunglänge	40,1800375	7,60204451	33,10818	7,97009433
re Knie Schwunglänge SD	4,19196875	2,89534581	2,79463333	1,00087342

Tabelle 34: P-Werte (V3)

Parameter	Linke Schulter Anteversion Mittelwerte	Linke Schulter Retroversion Mittelwerte	Linke Schulter Schwunglänge Mittelwerte	Rechte Schulter Anteversion Mittelwerte	Rechte Schulter Retroversion Mittelwerte	Rechte Schulter Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,000532	0,085589	0,019174	0,000073	0,040543	0,023977
Parameter	Linker Ellbogen Flexion Mittelwerte	Linker Ellbogen Extension Mittelwerte	Linker Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte	Rechter Ellbogen Flexion Mittelwerte	Rechter Ellbogen Extension Mittelwerte	Rechter Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,005523	0,00037	0,216443	0,008213	0,001059	0,318289
Parameter	Linke Hüfte Flexion Mittelwerte	Linke Hüfte Extension Mittelwerte	Linke Hüfte Schwunglänge Mittelwerte	Rechte Hüfte Flexion Mittelwerte	Rechte Hüfte Extension Mittelwerte	Rechte Hüfte Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,470084	0,065509	0,015209	0,682342	0,00017	0,000444
Parameter	Linkes Knie Extension Mittelwerte	Linkes Knie Flexion Mittelwerte	Linkes Knie Schwunglänge Mittelwerte	Rechtes Knie Extension Mittelwerte	Rechtes Knie Flexion Mittelwerte	Rechtes Knie Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,379071	0,337821	0,129384	0,653923	0,010577	0,023977

Tabelle 35: Gesamtübersicht Werte V3 Obere Extremitäten

V3	Gesund		Parkinson	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
li Arm Anteversion	4,99311875	7,2101696	-6,83406	8,23325761
li Arm Anteversion SD	3,14555	1,2652032	2,12086667	1,42157995
li Arm Retroversion	-15,1432563	5,35565892	-19,2193	7,11423484
li Arm Retroversion SD	2,22161875	0,67856536	1,80010667	0,80481422
li Arm Schwunglänge	20,1369438	8,91502895	12,3476467	10,8827449
li Arm Schwunglänge SD	4,08205	1,36382126	2,89569333	1,66352926
re Arm Anteversion	3,77183125	7,44895514	-9,29948	7,52634911
re Arm Anteversion SD	3,061375	1,24603764	2,36933333	1,27925505
re Arm Retroversion	-14,937975	6,88046378	-20,1092067	6,20787216
re Arm Retroversion SD	2,32255625	0,91817175	1,89547333	0,87050774
re Arm Schwunglänge	18,6893375	10,2609946	10,81088	9,0565161
re Arm Schwunglänge SD	4,38611875	1,92497893	3,13324667	1,72250055
li Ellbogen Flexion	34,9453938	8,99963029	45,72192	14,4332539
li Ellbogen Flexion SD	2,6660875	1,30832673	2,80825333	1,85489228
li Ellbogen Extension	23,9097938	8,87039516	37,0257067	12,2065844
li Ellbogen Extension SD	2,136725	1,22768444	3,6919	3,52483706
li Ellbogen Schwunglänge	11,0304813	5,66515093	8,67904	6,20183584
li Ellbogen Schwunglänge SD	3,389975	1,40351968	4,81726	3,57034634
re Ellbogen Flexion	36,2596563	10,0424093	46,3083267	8,14566828
re Ellbogen Flexion SD	2,50319375	1,22359883	2,68116	1,43100679
re Ellbogen Extension	26,8734438	8,98116312	37,4629667	6,8877573
re Ellbogen Extension SD	2,06861875	1,04751161	4,21283333	5,59563007
re Ellbogen Schwunglänge	9,38691875	5,12896882	8,99736	9,14532623
re Ellbogen Schwunglänge SD	3,3401375	1,4552629	5,3722	5,35577418

Tabelle 36: Gesamtübersicht Werte V3 Untere Extremitäten

	Gesund		Parkinson	
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD
li Hüfte Flexion	22,8472438	8,88634813	22,0737067	5,07961248
li Hüfte Flexion SD	0,92300625	0,1365945	1,08021333	0,36642266
li Hüfte Extension	-5,28228125	4,94830951	-0,37318	6,24619351
li Hüfte Extension SD	1,0224125	0,25308031	1,05966	0,35730033
li Hüfte Schwunglänge	28,135	7,50996612	22,4464667	6,24904826
li Hüfte Schwunglänge SD	1,3466625	0,24540837	1,376	0,46417975
re Hüfte Flexion	20,65835	5,55415919	20,2070333	4,29483197
re Hüfte Flexion SD	0,88760625	0,13280167	1,07907333	0,50845222
re Hüfte Extension	-9,33410625	3,99196102	-0,13974	6,94952337
re Hüfte Extension SD	1,10471875	0,23921023	1,04737333	0,30664997
re Hüfte Schwunglänge	29,9831063	4,99109299	20,3475267	7,22935937
re Hüfte Schwunglänge SD	1,3652125	0,24597893	1,38197333	0,53471804
li Knie Extension	53,770525	12,9317504	54,8541733	6,96369634
li Knie Extension SD	3,5227875	3,24926419	2,25199333	2,19285262
li Knie Flexion	14,7857938	9,54370472	19,4853133	8,78654541
li Knie Flexion SD	2,386775	1,08423893	1,81312	0,45756486
li Knie Schwunglänge	38,9623	7,93976464	35,3203867	6,74112466
li Knie Schwunglänge SD	4,4154375	3,22511035	2,76545333	2,14616486
re Knie Extension	53,636075	8,58896221	53,2005933	6,26474806
re Knie Extension SD	4,83523125	3,15914094	2,18708667	1,36332212
re Knie Flexion	13,5333375	5,53367089	19,4262733	5,26620425
re Knie Flexion SD	2,292175	0,9228889	1,88768667	0,48668558
re Knie Schwunglänge	39,9823313	8,05505214	33,73354	7,44971914
re Knie Schwunglänge SD	5,433275	3,22991611	2,78821333	1,1769228

Signifikanzberechnungen für die Standardabweichung der Routineparameter

Tabelle 37: P-Werte SD bei V1 (alpha<5% grau unterlegt)

	Linke Schulter Anteversion Mittelwerte	Linke Schulter Retroversion Mittelwerte	Linke Schulter Schwunglänge Mittelwerte	Rechte Schulter Anteversion Mittelwerte	Rechte Schulter Retroversion Mittelwerte	Rechte Schulter Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,054353495	0,247488021	0,054353495	0,110192109	0,625980888	0,110192109
	Linker Ellbogen Flexion Mittelwerte	Linker Ellbogen Extension Mittelwerte	Linker Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte	Rechter Ellbogen Flexion Mittelwerte	Rechter Ellbogen Extension Mittelwerte	Rechter Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,446296423	0,021462866	0,119495936	0,711206919	0,001059279	0,029751362
	Linke Hüfte Flexion Mittelwerte	Linke Hüfte Extension Mittelwerte	Linke Hüfte Schwunglänge Mittelwerte	Rechte Hüfte Flexion Mittelwerte	Rechte Hüfte Extension Mittelwerte	Rechte Hüfte Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,860856166	0,379070859	0,984463419	0,625980888	0,800090763	0,830350809
	Linkes Knie Extension Mittelwerte	Linkes Knie Flexion Mittelwerte	Linkes Knie Schwunglänge Mittelwerte	Rechtes Knie Extension Mittelwerte	Rechtes Knie Flexion Mittelwerte	Rechtes Knie Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,029751362	0,101453558	0,029751362	0,011964077	0,423188279	0,017094319

Tabelle 38: P-Werte SD bei V2 (alpha<5% grau unterlegt)

	Linke Schulter Anteversion Mittelwerte	Linke Schulter Retroversion Mittelwerte	Linke Schulter Schwunglänge Mittelwerte	Rechte Schulter Anteversion Mittelwerte	Rechte Schulter Retroversion Mittelwerte	Rechte Schulter Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,040543163	0,201985541	0,013503751	0,033046056	0,337820943	0,033046056
	Linker Ellbogen Flexion Mittelwerte	Linker Ellbogen Extension Mittelwerte	Linker Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte	Rechter Ellbogen Flexion Mittelwerte	Rechter Ellbogen Extension Mittelwerte	Rechter Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,953414088	0,019173642	0,085588791	0,984463419	0,000306222	0,044784412
	Linke Hüfte Flexion Mittelwerte	Linke Hüfte Extension Mittelwerte	Linke Hüfte Schwunglänge Mittelwerte	Rechte Hüfte Flexion Mittelwerte	Rechte Hüfte Extension Mittelwerte	Rechte Hüfte Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,299489644	0,110192109	0,085588791	0,337820943	0,545349723	0,078420951
	Linkes Knie Extension Mittelwerte	Linkes Knie Flexion Mittelwerte	Linkes Knie Schwunglänge Mittelwerte	Rechtes Knie Extension Mittelwerte	Rechtes Knie Flexion Mittelwerte	Rechtes Knie Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,446296423	0,281424733	0,201985541	0,05972276	0,984463419	0,175147175

Tabelle 39: P-Werte SD bei V3 (alpha<5% grau unterlegt)

	Linke Schulter Anteversion Mittelwerte	Linke Schulter Retroversion Mittelwerte	Linke Schulter Schwunglänge Mittelwerte	Rechte Schulter Anteversion Mittelwerte	Rechte Schulter Retroversion Mittelwerte	Rechte Schulter Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,007212087	0,129383685	0,011964077	0,078420951	0,065509274	0,054353495
	Linker Ellbogen Flexion Mittelwerte	Linker Ellbogen Extension Mittelwerte	Linker Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte	Rechter Ellbogen Flexion Mittelwerte	Rechter Ellbogen Extension Mittelwerte	Rechter Ellbogen Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,545349723	0,162740408	0,682342187	0,770120216	0,008212685	0,101453558
	Linke Hüfte Flexion Mittelwerte	Linke Hüfte Extension Mittelwerte	Linke Hüfte Schwunglänge Mittelwerte	Rechte Hüfte Flexion Mittelwerte	Rechte Hüfte Extension Mittelwerte	Rechte Hüfte Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,358083796	0,922432356	0,740478438	0,446296423	0,545349723	0,470084303
	Linkes Knie Extension Mittelwerte	Linkes Knie Flexion Mittelwerte	Linkes Knie Schwunglänge Mittelwerte	Rechtes Knie Extension Mittelwerte	Rechtes Knie Flexion Mittelwerte	Rechtes Knie Schwunglänge Mittelwerte
P-Wert	0,247488021	0,129383685	0,05972276	0,004816095	0,175147175	0,008212685

Signifikanzberechnung der Wavelet-Koeffizienten

Tabelle 40: P-Werte der Wavelet-Koeffizienten Schultern (V1)

li Schulter	Wavelet-Nr.	p-Wert
	1	0,0021
	2	0,0021
	7	0,031031
	21	0,02739554
	70	0,02975136
	71	0,04054316
	74	0,00911464
	135	0,01057731
	221	0,02090231
	240	0,00493962
	260	0,00552314
	276	0,02454202
	278	0,01917364
	284	0,03304606
	306	0,01196408
	327	0,00552314
Anzahl		16

re Schulter	Wavelet-Nr.	p-Wert
	34	0,02588499
	48	0,04110205
	103	0,02635404
	116	0,00911464
	148	0,04054316
	156	0,03077766
	158	0,04587497
	160	0,04083991
	181	0,04083991
	206	0,01643172
	213	0,01125601
	214	0,02673472
	218	0,01519665
	225	0,04938127
	251	0,04938127
	275	0,03077766
	303	0,02397748
	340	0,02397748
Anzahl		18

Tabelle 41: P-Werte der Wavelet-Koeffizienten Ellbogen (V1)

li Ellenbogen	Wavelet-Nr.	p-Wert
	1	0,00462773
	2	0,00308515
	7	0,02042484
	22	0,00914993
	38	0,04726151
	60	0,02530484
	80	0,01483526
	101	0,01959613
	110	0,00439798
	111	0,00111492
	116	0,00263206
	150	0,00367431
	153	0,04992379
	182	0,00270187
	184	0,00906357
	209	0,04478441
	227	0,04478076
	243	0,0343566
	263	0,04720531
	279	0,0366367
	297	0,01917364
	304	0,01179331
	323	0,04938127
	330	0,00519121
	338	0,04938127
Anzahl		25

re Ellenbogen	Wavelet-Nr.	p-Wert
	39	0,02511685
	51	0,00933062
	55	0,0343566
	69	0,00599088
	83	0,02673472
	112	0,01709432
	119	0,02949647
	123	0,0366367
	175	0,02673472
	188	0,00821269
	196	0,01057731
	221	0,01520903
	233	0,01939956
	247	0,02146287
	263	0,02975136
	267	0,04938127
	280	0,01917364
	284	0,04478441
	287	0,00481609
	293	0,00088133
	301	0,0366367
	326	0,02673472
	342	0,02673472
Anzahl		23

Tabelle 42: P-Werte der Wavelet-Koeffizienten Hüfte (V1)

li Hüfte	Wavelet-Nr.	p-Wert
	1	0,0025572
	2	0,0025572
	63	0,01350375
	84	0,02146287
	108	0,0343566
	109	0,02751274
	127	0,01196408
	143	0,02146287
	162	0,02975136
	181	0,01855373
	188	0,02975136
	193	0,02349615
	217	0,0343566
	232	0,01718947
	233	0,0028452
	279	0,04478441
	288	0,0031456
	292	0,03827285
	323	0,00063514
	326	0,0366367
	333	0,01350375
Anzahl		21

re Hüfte	Wavelet-Nr.	p-Wert
	1	0,04337582
	40	0,01340299
	74	0,00386535
	116	0,01939956
	151	0,01709432
	153	0,01718947
	158	0,00233742
	188	0,00631892
	245	0,00821269
	253	0,02397748
	280	0,01917364
	332	0,03304606
Anzahl		12

Tabelle 43: P-Werte der Wavelet-Koeffizienten Knie (V1)

li Knie	Wavelet-Nr.	p-Wert
	3	0,04337582
	23	0,04587497
	28	0,04143832
	40	0,04254753
	95	0,02090231
	127	0,01057731
	129	0,04054316
	179	0,03671754
	182	0,00754355
	202	0,02146287
	230	0,01520903
	237	0,02397748
	242	0,01520903
	245	0,04938127
	253	0,00933062
	271	0,04478441
	294	0,02751274
	304	0,04478441
Anzahl		18

re Knie	Wavelet-Nr.	p-Wert
	1	0,03039283
	2	0,03641591
	3	0,04337582
	9	0,00609899
	51	0,01520903
	52	0,04938127
	58	0,03250261
	60	0,00196295
	79	0,01939956
	89	0,03671754
	129	0,02975136
	149	0,04938127
	189	0,01917364
	222	0,02397748
	249	0,04938127
	251	0,04938127
	265	0,04478441
	286	0,02975136
	333	0,02397748
Anzahl		19

Tabelle 44: P-Werte der Wavelet-Koeffizienten Schultern (V2)

li Schulter	Wavelet-Nr.	p-Wert
	1	0,00083199
	2	0,00151861
	23	0,00915409
	26	0,02915903
	47	0,03733835
	60	0,01784356
	68	0,02673472
	75	0,00552313
	79	0,02751274
	112	0,04054316
	132	0,01855402
	135	0,00933062
	152	0,04938127
	153	0,00363479
	190	0,03827285
	216	0,03304606
	220	0,02146287
	292	0,0031456
	300	0,00363479
	310	0,0343566
	328	0,00552313
Anzahl		21

re Schulter	Wavelet-Nr.	p-Wert
	14	0,00064622
	26	0,03277022
	83	0,04054316
	122	0,04054316
	146	0,00363479
	156	0,02751274
	177	0,01519665
	201	0,00570351
	226	0,04938127
	297	0,04054316
	306	0,01917364
	334	0,0366367
Anzahl		12

Tabelle 45: P-Werte der Wavelet-Koeffizienten Ellbogen (V2)

li Ellenbogen	Wavelet-Nr.	p-Wert
	1	0,00261967
	2	0,00178614
	14	0,03104342
	20	0,03827285
	35	0,03622705
	41	0,03827285
	51	0,02588499
	68	0,01500229
	83	0,04478441
	143	0,03187774
	145	0,01006656
	151	0,03304606
	160	0,01520903
	168	0,02975136
	179	0,01156341
	200	0,02673472
	216	0,04938127
	236	0,01125601
	267	0,00570351
	289	0,01179331
	301	0,02673472
	309	0,00791562
	341	0,0343566
Anzahl		23

re Ellenbogen	Wavelet-Nr.	p-Wert
	6	0,02569194
	25	0,01179331
	30	0,04254753
	36	0,0343566
	71	0,00088133
	74	0,01520903
	94	0,0222136
	97	0,02146287
	115	0,01709432
	172	0,00791562
	180	0,00933062
	201	0,02146287
	222	0,01917364
	227	0,04938127
	263	0,01917364
	335	0,01057731
	346	0,0343566
Anzahl		17

Tabelle 46: P-Werte der Wavelet-Koeffizienten Hüfte (V2)

li Hüfte	Wavelet-Nr.	p-Wert
	21	0,02146287
	41	0,02146287
	57	0,04938127
	80	0,03304606
	90	0,03304606
	91	0,02397748
	108	0,04054316
	119	0,0031456
	199	0,01057731
	222	0,02397748
	245	0,02975136
	271	0,00146659
	291	0,02673472
	302	0,00233742
	338	0,00821269
	344	0,0366367
Anzahl		16

re Hüfte	Wavelet-Nr.	p-Wert
	6	0,00970707
	17	0,01724354
	36	0,00073533
	43	0,00448564
	45	0,04254753
	71	0,01939956
	79	0,02975136
	85	0,0343566
	106	0,04478441
	107	0,00721209
	164	0,03304606
	173	0,04720531
	180	0,01520903
	210	0,03077766
	222	0,01350375
	231	0,02397748
	233	0,0031456
	245	0,00821269
	250	0,04054316
	252	0,03077766
	263	0,00721209
	274	0,00933062
	298	0,04938127
	331	0,04478441
	333	0,02146287
	335	0,02146287
	336	0,01350375
	344	0,0366367
Anzahl		28

Tabelle 47: P-Werte der Wavelet-Koeffizienten Knie (V2)

li Knie	Wavelet-Nr.	p-Wert
	20	0,04254753
	25	0,04254753
	36	0,00906357
	45	0,0068956
	58	0,04054316
	85	0,0343566
	86	0,0343566
	122	0,00721209
	141	0,03304606
	153	0,04938127
	172	0,02751274
	173	0,00599088
	181	0,01350375
	190	0,04254753
	204	0,01917364
	218	0,02673472
	221	0,0366367
	238	0,00552313
	249	0,01350375
Anzahl		19

re Knie	Wavelet-Nr.	p-Wert
	6	0,01500229
	17	0,00038477
	49	0,03304606
	70	0,0343566
	83	0,04478441
	93	0,04720531
	97	0,0366367
	148	0,03304606
	160	0,02146287
	171	0,01519665
	174	0,0343566
	177	0,03304606
	184	0,01196408
	217	0,04938127
	234	0,04054316
	240	0,04938127
	264	0,04938127
Anzahl		17

Tabelle 48: P-Werte der Wavelet-Koeffizienten Schultern (V3)

li Schulter	Wavelet-Nr.	p-Wert
	1	0,000003
	2	0,000021
	28	0,01202118
	46	0,04587497
	53	0,01451917
	56	0,00042051
	85	0,00233742
	88	0,04720531
	96	0,00790307
	131	0,04587497
	157	0,0453339
	170	0,02397748
	178	0,02146287
	201	0,03674213
	208	0,01520903
	209	0,01917364
	229	0,04254753
	287	0,0002643
	289	0,01350375
	300	0,01709432
	314	0,00270187
	323	0,03304606
Anzahl		22

re Schulter	Wavelet-Nr.	p-Wert
	13	0,00305435
	20	0,04587497
	42	0,02454202
	43	0,0343566
	61	0,02949647
	85	0,04054316
	132	0,03674213
	134	0,04054316
	138	0,0343566
	145	0,01196408
	185	0,01855373
	256	0,00271526
	312	0,02024989
	331	0,00481609
Anzahl		14

Tabelle 49: P-Werte der Wavelet-Koeffizienten Ellbogen (V3)

li	Ellenbogen	Wavelet-Nr.	p-Wert
		1	0,00208924
		2	0,00519604
		21	0,00714495
		35	0,03250261
		39	0,00963545
		103	0,0222136
		125	0,03674213
		161	0,03077766
		172	0,02397748
		194	0,00061109
		203	0,04587497
		222	0,02454202
		237	0,04254753
		291	0,00906357
		334	0,0343566
		344	0,04054316
Anzahl			16

re		
Ellenbogen	Wavelet-Nr.	p-Wert
	20	0,01350375
	37	0,04054316
	41	0,02673472
	106	0,01350375
	131	0,04938127
	186	0,01917364
	247	0,01196408
	280	0,01057731
	291	0,01057731
	310	0,01057731
	344	0,00821269
Anzahl		11

Tabelle 50: P-Werte der Wavelet-Koeffizienten Hüfte (V3)

li Hüfte	Wavelet-Nr.	p-Wert
	41	0,04478441
	43	0,02673472
	49	0,02024989
	61	0,00124823
	66	0,04938127
	95	0,00039405
	148	0,02975136
	150	0,02146287
	158	0,02673472
	176	0,04938127
	202	0,03671754
	236	0,02146287
	248	0,01057731
	278	0,01917364
	285	0,04478441
	291	0,00418913
	323	0,04938127
	341	0,01520903
Anzahl		18

re Hüfte	Wavelet-Nr.	p-Wert
	46	0,04938127
	75	0,02975136
	77	0,04478441
	133	0,00933062
	157	0,0366367
	168	0,0366367
	184	0,0366367
	186	0,02397748
	212	0,0366367
	225	0,01196408
	234	0,0366367
	244	0,02673472
	295	0,00363479
	334	0,00821269
	338	0,00481609
	345	0,04054316
Anzahl		16

Tabelle 51: P-Werte der Wavelet-Koeffizienten Knie (V3)

li Knie	Wavelet-Nr.	p-Wert
	9	0,04083991
	39	0,02146287
	52	0,00063514
	96	0,01855373
	100	0,00656805
	103	0,00481609
	159	0,04054316
	179	0,03304606
	186	0,02975136
	209	0,00821269
	221	0,01350375
	278	0,00200675
	328	0,03304606
	335	0,02673472
Anzahl		14

re Knie	Wavelet-Nr.	p-Wert
	24	0,01784356
	48	0,02349615
	69	0,01709432
	83	0,04054316
	109	0,04054316
	116	0,0068956
	137	0,03304606
	141	0,0366367
	142	0,0453339
	166	0,01709432
	187	0,02673472
	202	0,03671754
	211	0,00821269
	245	0,04054316
	282	0,04478441
	284	0,02673472
	296	0,04938127
Anzahl		17

Schwellenwerte, Spezifität, Sensitivität der Wavelet-Koeffizienten

Tabelle 52: Übersicht Wavelet-Koeffizienten Schulter (V1)

li Schulter				re Schulter			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität	Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
1	-750	80,00%	100,00%	34	0,003	60,00%	85,71%
2	-400	80,00%	100,00%	48	0,005	78,57%	73,33%
7	0,6	72,73%	88,89%	103	0,013	60,00%	66,67%
21	-0,005	57,14%	85,71%	116	-0,12	64,29%	78,57%
70	0,012	56,25%	73,33%	148	0,004	62,50%	60,00%
71	-0,004	68,75%	80,00%	156	0	68,75%	64,29%
74	0	73,33%	85,71%	158	-0,006	80,00%	64,29%
135	0,008	62,50%	86,67%	160	-0,001	60,00%	66,67%
221	0	80,00%	60,00%	181	0,008	53,33%	73,33%
240	0,002	80,00%	73,33%	206	-0,0025	66,67%	86,67%
260	-0,01	87,50%	60,00%	213	0,005	66,67%	80,00%
276	0	68,75%	85,71%	214	0,003	68,75%	66,67%
278	0,003	75,00%	80,00%	218	0	68,75%	71,43%
284	0,002	56,25%	80,00%	225	-0,0011	62,50%	60,00%
306	0	75,00%	66,67%	251	0,007	62,50%	66,67%
327	-0,006	62,50%	86,67%	275	-0,001	75,00%	64,29%
				303	-0,0029	56,25%	73,33%
				340	0	68,75%	73,33%

Tabelle 53: Übersicht Wavelet-Koeffizienten Ellbogen (V1)

li Ellbogen				Re Ellbogen			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität	Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
1	3200	70,00%	85,71%	39	-0,024	68,75%	53,85%
2	1600	70,00%	85,71%	51	0,009	75,00%	73,33%
7	-0,023	81,82%	71,43%	55	0,001	68,75%	64,29%
22	0,05	64,29%	76,92%	69	0,002	71,43%	85,71%
38	-0,022	60,00%	72,73%	83	-0,013	68,75%	66,67%
60	-0,028	93,33%	69,23%	112	0,002	93,75%	60,00%
80	-0,04	100,00%	61,54%	119	-0,003	60,00%	73,33%
101	-0,001	87,50%	69,23%	123	0,004	62,50%	73,33%
110	-0,005	73,33%	84,62%	175	0,004	68,75%	66,67%
111	-0,02	60,00%	78,57%	188	0	75,00%	73,33%
116	0	66,67%	76,92%	196	-0,0091	56,25%	100,00%
150	0	73,33%	80,00%	221	0	81,25%	66,67%
153	-0,001	50,00%	61,54%	233	0,003	62,50%	78,57%
182	-0,0011	66,67%	80,00%	247	-0,002	75,00%	66,67%
184	-0,003	56,25%	92,86%	263	-0,001	62,50%	66,67%
209	0,003	62,50%	86,67%	267	-0,0011	75,00%	66,67%
227	0	68,75%	69,23%	280	-0,0035	81,25%	60,00%
243	0	81,25%	64,29%	284	0,001	56,25%	80,00%
263	0,001	75,00%	71,43%	287	0	87,50%	60,00%
279	-0,002	62,50%	80,00%	293	-0,0011	68,75%	78,57%
297	0	87,50%	60,00%	301	-0,0011	62,50%	73,33%
304	0,002	71,43%	78,57%	326	0	71,43%	73,33%
323	-0,0011	62,50%	73,33%	342	0,001	68,75%	73,33%
330	-0,003	87,50%	64,29%				
338	0,01	56,25%	60,00%				

Tabelle 54: Übersicht Wavelet-Koeffizienten Hüfte (V1)

li Hüfte				re Hüfte			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität	Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
1	755	69,23%	100,00%	1	400	61,54%	77,78%
2	360	61,54%	100,00%	40	-0,0125	75,00%	64,29%
63	0,015	81,25%	60,00%	74	-0,02	81,25%	71,43%
84	0	64,29%	80,00%	116	0	64,29%	78,57%
108	-0,0031	56,25%	71,43%	151	0,0081	68,75%	80,00%
109	0,016	68,75%	64,29%	153	-0,00131	56,25%	85,71%
127	-0,014	62,50%	80,00%	158	-0,006	62,50%	80,00%
143	0,003	62,50%	86,67%	188	0	75,00%	86,67%
162	-0,006	62,50%	73,33%	245	0,001	75,00%	86,67%
181	0,005	60,00%	80,00%	253	0	81,25%	66,67%
188	-0,007	75,00%	66,67%	280	0	62,50%	80,00%
193	0,004	60,00%	86,67%	332	0	62,50%	66,67%
217	0	68,75%	85,71%				
232	0,003	62,50%	71,43%				
233	-0,0075	75,00%	85,71%				
279	0	62,50%	73,33%				
288	0	87,50%	66,67%				
292	-0,0041	56,25%	78,57%				
323	-0,0075	75,00%	85,71%				
326	0	56,25%	66,67%				
333	0,004	50,00%	60,00%				

Tabelle 55: Übersicht Wavelet-Koeffizienten Knie (V1)

li Knie				re Knie			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität	Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
3	-3,07	69,23%	88,89%	1	1025	84,62%	77,78%
23	-0,04	78,57%	66,67%	2	520	84,62%	77,78%
28	-0,14	53,33%	75,00%	3	-2,217	61,54%	88,89%
40	0,021	50,00%	71,43%	9	-0,015	71,43%	91,67%
95	0,047	80,00%	60,00%	51	-0,024	68,75%	73,33%
127	-0,019	75,00%	66,67%	52	-0,02	62,50%	73,33%
129	0,022	62,50%	73,33%	58	0	66,67%	69,23%
179	-0,0033	66,67%	66,67%	60	-0,001	86,67%	80,00%
182	0,009	73,33%	80,00%	79	0,004	68,75%	78,57%
202	-0,0011	62,50%	80,00%	89	0	66,67%	66,67%
230	-0,01	68,75%	73,33%	129	0,003	75,00%	73,33%
237	0,0089	56,25%	80,00%	149	0	62,50%	86,67%
242	-0,004	62,50%	80,00%	189	0	68,75%	60,00%
245	0	62,50%	86,67%	222	0	62,50%	80,00%
253	-0,009	68,75%	80,00%	249	-0,003	68,75%	73,33%
271	-0,002	56,25%	80,00%	251	-0,006	62,50%	66,67%
294	-0,0021	56,25%	71,43%	265	0,001	68,75%	66,67%
304	0	68,75%	66,67%	286	0,003	75,00%	73,33%
				333	0,002	62,50%	80,00%

Tabelle 56: Übersicht Wavelet-Koeffizienten Schultern (V2)

li Schulter				re Schulter			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität	Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
1	-730	83,33%	100,00%	14	0	71,43%	85,71%
2	-350	83,33%	100,00%	26	0,073	60,00%	71,43%
23	0,061	73,33%	81,82%	83	0,008	75,00%	60,00%
26	-0,04	71,43%	78,57%	122	0,005	78,57%	80,00%
47	-0,04	62,50%	75,00%	146	0,007	75,00%	80,00%
60	0,004	66,67%	92,86%	156	-0,0011	62,50%	85,71%
68	-0,016	68,75%	80,00%	177	0,001	75,00%	71,43%
75	0,006	68,75%	86,67%	201	0	80,00%	73,33%
79	-0,043	75,00%	64,29%	226	-0,0025	68,75%	66,67%
112	-0,006	75,00%	66,67%	297	0,004	62,50%	86,67%
132	-0,002	71,43%	71,43%	306	-0,0015	68,75%	66,67%
135	-0,004	56,25%	73,33%	334	0	56,25%	80,00%
152	-0,004	68,75%	66,67%				
153	0,013	62,50%	93,33%				
190	0,004	75,00%	71,43%				
216	0	68,75%	66,67%				
220	0,004	62,50%	80,00%				
292	0	68,75%	86,67%				
300	-0,004	68,75%	86,67%				
310	0,001	62,50%	71,43%				
328	-0,007	62,50%	93,33%				

Tabelle 57: Übersicht Wavelet-Koeffizienten Ellbogen (V2)

li Ellbogen				re Ellbogen			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität	Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
1	3200	75,00%	85,71%	6	0,096	68,75%	66,67%
2	1610	75,00%	85,71%	25	-0,035	87,50%	64,29%
14	-0,153	64,29%	75,00%	30	-0,0345	62,50%	71,43%
20	-0,002	64,29%	78,57%	36	0,01	71,43%	78,57%
35	-0,015	60,00%	90,91%	71	0,003	75,00%	85,71%
41	0,012	62,50%	71,43%	74	0,018	68,75%	80,00%
51	-0,019	66,67%	71,43%	94	-0,0031	68,75%	61,54%
68	0	62,50%	75,00%	97	0,005	62,50%	73,33%
83	0,029	87,50%	66,67%	115	-0,0025	68,75%	73,33%
143	-0,0015	75,00%	69,23%	172	0,002	68,75%	78,57%
145	-0,001	68,75%	84,62%	180	0	68,75%	80,00%
151	-0,0021	68,75%	66,67%	201	-0,0011	68,75%	73,33%
160	0,002	75,00%	73,33%	222	0,001	56,25%	73,33%
168	0	75,00%	73,33%	227	0	68,75%	73,33%
179	0	68,75%	92,31%	263	0	68,75%	60,00%
200	-0,0045	68,75%	73,33%	335	0,003	68,75%	80,00%
216	-0,0011	62,50%	80,00%	346	0	75,00%	64,29%
236	0	60,00%	80,00%				
267	-0,0011	66,67%	80,00%				
289	-0,002	62,50%	85,71%				
301	0,002	75,00%	60,00%				
309	0,003	64,29%	85,71%				
341	0	81,25%	78,57%				

Tabelle 58: Übersicht Wavelet-Koeffizienten Hüfte (V2)

li Hüfte				re Hüfte			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität	Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
21	0	62,50%	73,33%	6	0	81,25%	75,00%
41	0,07	68,75%	73,33%	17	0,009	75,00%	76,92%
57	-0,0071	62,50%	60,00%	36	0	81,25%	85,71%
80	0,005	57,14%	60,00%	43	0	78,57%	78,57%
90	18	75,00%	73,33%	45	-0,002	62,50%	71,43%
91	-0,013	68,75%	66,67%	71	-0,003	75,00%	71,43%
108	0,001	62,50%	66,67%	79	0,008	56,25%	86,67%
119	0,024	62,50%	80,00%	85	0	68,75%	71,43%
199	0,002	81,25%	73,33%	106	0,012	56,25%	80,00%
222	-0,003	75,00%	66,67%	107	-0,0011	87,50%	66,67%
245	0	62,50%	60,00%	164	-0,004	56,25%	66,67%
271	-0,002	81,25%	80,00%	173	0,006	68,75%	64,29%
291	0,001	56,25%	80,00%	180	-0,006	62,50%	66,67%
302	0	68,75%	86,67%	210	0,004	62,50%	64,29%
338	-0,0015	62,50%	80,00%	222	0	62,50%	66,67%
344	0,004	68,75%	73,33%	231	0,001	56,25%	80,00%
				233	-0,0025	68,75%	86,67%
				245	-0,0015	68,75%	80,00%
				250	0,001	56,25%	73,33%
				252	0	62,50%	78,57%
				263	0	62,50%	80,00%
				274	0,002	71,43%	86,67%
				298	0,003	75,00%	66,67%
				331	-0,0025	62,50%	80,00%
				333	0	62,50%	73,33%
				335	0,002	62,50%	60,00%
				336	-0,0001	75,00%	73,33%
				344	-0,0035	68,75%	73,33%

Tabelle 59: Übersicht Wavelet-Koeffizienten Knie (V2)

li Knie				re Knie			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität	Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
20	0,038	62,50%	71,43%	6	-0,03	75,00%	75,00%
25	0,02	62,50%	71,43%	17	0,02	68,75%	100,00%
36	0,074	56,25%	85,71%	49	-0,0035	62,50%	80,00%
45	0,013	78,57%	85,71%	70	0	71,43%	78,57%
58	0,015	81,25%	73,33%	83	0	75,00%	60,00%
85	0	81,25%	71,43%	93	-0,003	62,50%	71,43%
86	0,021	68,75%	71,43%	97	0	62,50%	66,67%
122	0,002	81,25%	93,33%	148	0	68,75%	66,67%
141	-0,007	68,75%	86,67%	160	0	62,50%	66,67%
153	0	62,50%	73,33%	171	-0,0015	56,25%	78,57%
172	0,0021	56,25%	64,29%	174	-0,008	62,50%	71,43%
173	0	75,00%	71,43%	177	0	75,00%	73,33%
181	0,015	81,25%	73,33%	184	0,002	75,00%	73,33%
190	0,0045	68,75%	78,57%	217	-0,018	56,25%	80,00%
204	0,0081	75,00%	80,00%	234	-0,0029	68,75%	73,33%
218	0,005	81,25%	60,00%	240	-0,0015	68,75%	66,67%
221	0	62,50%	86,67%	264	0,0041	75,00%	73,33%
238	0,0041	62,50%	80,00%				
249	0,0051	68,75%	86,67%				

Tabelle 60: Übersicht Wavelet-Koeffizienten Schultern (V3)

li Schulter				re Schulter			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität	Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
1	-850	100,00%	100,00%	13	0,22	75,00%	85,71%
2	-445	90,00%	100,00%	20	0,065	60,00%	85,71%
28	0,233	66,67%	85,71%	42	0,007	62,50%	78,57%
46	0	78,57%	66,67%	43	0	71,43%	64,29%
53	0,0085	66,67%	73,33%	61	0,011	73,33%	73,33%
56	0,01	73,33%	92,86%	85	0,012	62,50%	73,33%
85	0,033	62,50%	80,00%	132	0,005	73,33%	85,71%
88	0,0415	68,75%	71,43%	134	0	68,75%	73,33%
96	0	78,57%	73,33%	138	-0,012	62,50%	71,43%
131	0	66,67%	64,29%	145	0,001	75,00%	73,33%
157	0,006	73,33%	73,33%	185	0	73,33%	86,67%
170	-0,001	56,25%	66,67%	256	0,008	93,75%	66,67%
178	-0,009	56,25%	73,33%	312	0,001	80,00%	64,29%
201	-0,001	64,29%	66,67%	331	0,001	81,25%	80,00%
208	0,008	62,50%	80,00%				
209	-0,007	62,50%	80,00%				
229	0,002	62,50%	78,57%				
287	-0,001	93,33%	80,00%				
289	0,003	75,00%	73,33%				
300	-0,004	68,75%	66,67%				
314	0,004	66,67%	80,00%				
323	0,004	50,00%	66,67%				

Tabelle 61: Übersicht Wavelet-Koeffizienten Ellbogen (V3)

li Ellbogen				re Ellbogen			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität	Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
1	3200	80,00%	80,00%	20	0	75,00%	66,67%
2	1700	90,00%	90,00%	37	0	68,75%	73,33%
21	0	75,00%	83,33%	41	0	62,50%	73,33%
35	0	78,57%	69,23%	106	-0,002	85,71%	66,67%
39	-0,096	60,00%	76,92%	131	0,003	75,00%	66,67%
103	-0,006	56,25%	84,62%	186	-0,0015	62,50%	80,00%
125	0	60,00%	78,57%	247	0	68,75%	80,00%
161	0,001	62,50%	71,43%	280	0	75,00%	73,33%
172	-0,0011	62,50%	93,33%	291	0	62,50%	80,00%
194	-0,005	62,50%	85,71%	310	-0,0015	81,25%	73,33%
203	-0,0021	60,00%	71,43%	344	0,003	50,00%	53,33%
222	0,002	62,50%	71,43%				
237	-0,0015	68,75%	64,29%				
291	-0,0021	68,75%	78,57%				
334	0	62,50%	64,29%				
344	-0,001	62,50%	66,67%				

Tabelle 62: Übersicht Wavelet-Koeffizienten Hüfte (V3)

li Hüfte				re Hüfte			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität	Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
41	-0,0065	68,75%	73,33%	46	0	62,50%	66,67%
43	0,023	81,25%	66,67%	75	0,019	75,00%	73,33%
49	0,022	71,43%	73,33%	77	0	62,50%	80,00%
61	0	85,71%	73,33%	133	0	78,57%	66,67%
66	-0,017	56,25%	86,67%	157	0	62,50%	80,00%
95	-0,014	73,33%	86,67%	168	-0,0015	68,75%	73,33%
148	-0,006	87,50%	73,33%	184	0,002	56,25%	80,00%
150	0,008	68,75%	80,00%	186	0	68,75%	80,00%
158	0	81,25%	60,00%	212	0	75,00%	60,00%
176	0	62,50%	66,67%	225	-0,0035	62,50%	86,67%
202	0	60,00%	80,00%	234	-0,0015	62,50%	80,00%
236	-0,001	75,00%	66,67%	244	0	62,50%	66,67%
248	0	75,00%	80,00%	295	0	68,75%	80,00%
278	-0,001	62,50%	80,00%	334	-0,0011	75,00%	66,67%
285	-0,0025	68,75%	60,00%	338	0	75,00%	73,33%
291	0	68,75%	80,00%	345	-0,0025	68,75%	66,67%
323	0	75,00%	73,33%				
341	-0,0025	68,75%	73,33%				

Tabelle 63: Übersicht Wavelet-Koeffizienten Knie (V3)

li Knie				re Knie			
Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität	Wavelet Nr.	Threshold	Spezifität	Sensitivität
9	-0,039	60,00%	80,00%	24	0	78,57%	73,33%
39	0	62,50%	86,67%	48	0	60,00%	80,00%
52	-0,067	56,25%	93,33%	69	-0,0071	62,50%	73,33%
96	-0,004	64,29%	80,00%	83	0	85,71%	73,33%
100	0,003	73,33%	80,00%	109	0	62,50%	73,33%
103	-0,006	75,00%	80,00%	116	0	87,50%	64,29%
159	0,01	75,00%	66,67%	137	-0,0065	68,75%	73,33%
179	-0,012	56,25%	80,00%	141	-0,0035	75,00%	73,33%
186	0	75,00%	60,00%	142	0	60,00%	73,33%
209	-0,006	68,75%	80,00%	166	-0,0075	75,00%	73,33%
221	0,005	75,00%	73,33%	187	-0,0075	68,75%	80,00%
278	-0,002	75,00%	86,67%	202	0	73,33%	60,00%
328	-0,003	75,00%	53,33%	211	0	62,50%	80,00%
335	-0,007	62,50%	60,00%	245	-0,0025	62,50%	53,33%
				282	-0,007	62,50%	73,33%
				284	0	68,75%	66,67%
				296	-0,0035	62,50%	80,00%