

**BEWEGUNGSQUALITÄT DER  
ALLTAGSLOKOMOTION IN DER  
FUNKTIONELLEN REHABILITATION**

Vergleichende Untersuchung von Hemiplegikern und Gesunden

**DISSERTATION**

ZUR ERLANGUNG DES AKADEMISCHEN GRADES  
DES DOKTORS DER SOZIALWISSENSCHAFTEN  
AN DER UNIVERSITÄT KONSTANZ,  
FACHBEREICH GESCHICHTE UND SOZIOLOGIE

vorgelegt von

**Augustin Kipula-M'Boko-Lutete**

Tag der mündlichen Prüfung: 25. Juli 2003

Referent: Prof. Dr. Hartmut Riehle

Referent: Prof. Dr. Dr. Paul W. Schönle

**Für meine Ehefrau Edwige Mulongo-Wa-Kitua.**

Mein Herzchen, meine Taube, für Deine Hingabe, Deinen Beitrag, Deine Begleitung und Deine aktive Teilnahme an der Fertigstellung dieser Arbeit spreche ich Dir meine große Dankbarkeit aus. Deine Pflicht als Ehefrau sowie als Mama, Deine Geduld und Dein wertvoller Rat halfen mir, das geistige Niveau zu erreichen und die Erwartungen, die an mich gestellt wurden, zu erfüllen. Du warst mein Leben und meine größte Hilfe in schwierigen Zeiten. Immer besorgt um die Zukunft hast Du Deine Zielsetzungen erreicht. Ich danke Dir sehr. Mit all meiner Liebe widme ich Dir diese Arbeit.

## Danksagung

Zum Abschluss dieser Arbeit möchte ich jenen herzlich danken, die zur Verwirklichung und zum Erfolg dieser Dissertation beigetragen haben. Alle haben dazu beigetragen, dass ich mich in Deutschland aufhalten und meine Ausbildung an der Universität Konstanz erfolgreich abschließen konnte. All jenen, die mir physisch, moralisch, materiell und finanziell bei der Verwirklichung meiner Studien zur Erforschung der menschlichen Lokomotion im Bereich der Rehabilitation und Biomechanik tatkräftig geholfen haben, möchte ich im Folgenden danken.

An erster Stelle danke ich meinem Doktorvater, Herrn Professor Dr. Hartmut Riehle, der mich wie seinen eigenen Sohn an seinem Lehrstuhl aufgenommen und auf all meinen schwierigen Wegen begleitet hat. Er hat seine ganze Energie eingesetzt, damit ich meine akademischen und familiäre Verpflichtungen erfüllen konnte. Für seine Übernahme meiner Promotion, seiner finanziellen Unterstützung, ohne diese ich nicht in Deutschland hätte studieren können, sein Wissen und seine außerordentliche Liebenswürdigkeit, die er mir während meines gesamten Promotionsverfahrens entgegengebracht hat, möchte ich meine tiefe Dankbarkeit zum Ausdruck bringen. Ich werde sein unermüdliches Engagement und verständnisvolles Entgegenkommen wird mir als Vorbild immer in Erinnerung bleiben.

Außerdem danke ich Herrn Prof. Dr. Dr. Paul W. Schönle, der trotz seiner knappen Zeit bereit war, meine Arbeit zu verfolgen und meine Dissertation zu begutachten und mein Rigorosum als Prüfer zu bestreiten. Beiden Referenten und Prüfern, den Herren Prof. Dr. H. Riehle und Prof. Dr. Dr. P. Schönle sowie Herrn Prof. Dr. Kutsch erweise ich meine große Dankbarkeit.

Mein Dank gilt ebenfalls:

- Frau Dr. Framhein, Leiterin des Auslandsamtes der Universität Konstanz, für ihr Engagement zur finanziellen Unterstützung für meinen Aufenthalt in der Stadt Konstanz durch das Ministerium für Wissenschaft, Forschung und Kunst des Landes Baden-Württemberg;
- Herrn Dr. Willi Nagl für seinen Beitrag zur statistischen Analyse dieser Arbeit;
- Frau Stefanie Lohmann für die Rekrutierung der Probanden, die Mitarbeit während der Untersuchungen in den Kliniken Schmieder und die tägliche Mitfahrgelegenheit nach Allensbach;
- Herrn Dr. Manfred Vieten für seine Verfügbarkeit, seine aktive Teilnahme an der Ausarbeitung dieses Projekts sowie die Entwicklung des Messgerätes "PosMess";
- Frau Bettina Hamann M.A. für die Erfassung und grammatikalische Verbesserung der Dissertation;
- Frau Martina Angele für die verschiedenen Übersetzungen der wichtigsten Dokumente dieser Arbeit;
- Frau Gisela Kahles für ihre soziale und administrative Unterstützung;

- Frau Doris Schuhmann für die logistische Unterstützung dieser Arbeit, ihren großen Beitrag bei den sozialen Problemen des Alltagslebens, ihre besondere Besorgnis und ihre Liebenswürdigkeit gegenüber den Studenten sowie ihre moralische und ökumenische Unterstützung,
- Pater Augustin der Abtei N. D. Leffe, Herrn Pfarrer Thomas Fürst, Nicolas Ege, Herrn Tunungini Mafwana Josué, Dr. Frank Yila, Herrn Pfarrer Helmut Schmidt, Andula Hirt, Dr. Reiner Fritsch und Dorinel Andreescu sowie
- Herrn und Frau Dr. Dehmer.

## **Inhaltsverzeichnis**

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG</b>	<b>1</b>
1.1	Bewegung	1
1.2	Qualität der Bewegung	6
1.3	Geschichtlicher Überblick zu Tests der motorischen Bilanz (Muskeltest oder Muskelbewertung)	9
1.3.1	Erklärung des universellen Bewertungssystems der Bewegung nach DANIELS und WORTHINGHAM	10
1.4	Biomechanische Begriffe zum aufrechten Aufstehen vom Sitzen	15
1.5	Biomechanische Analyse der Bewegung des Aufstehens vom Sitzen	19
1.5.1	Typischer Fall der Bewegung von Hemiplegikern und Gesunden in meiner Untersuchung	19
<b>2</b>	<b>THEORETISCHE GRUNDLAGEN</b>	<b>22</b>
2.1	Motorische Systeme	22
2.1.1	Absteigende Bahnen	22
2.1.1.1	Pyramidenbahn	22
2.1.1.2	Extrapiramidale Bahn	24
2.1.1.3	Funktion	24
2.2	Das Gehirn	24
2.2.1	Aufbau und Funktion des Gehirns	24
2.2.2	Blutversorgung des Gehirns	28
2.3	Gefäßveränderungen	31
2.3.1	Arteriosklerose	31
2.3.2	Was bedeutet eine Makroangiopathie und eine Mikroangiopathie?	32
2.3.3	Definition von Plaque	33
2.3.4	Definition von Stenose	34
2.3.5	Definition Knick- und Schlingenbildungen (Kinking and Coiling)	35
2.3.6	Definition von Thrombus	35
2.3.7	Definition von Thrombose	35
2.3.8	Definition Embolus	36

2.3.9	Definition von Embolie	36
2.4	Schlaganfall	37
2.4.1	Definition des Schlaganfalls	37
2.4.2	Inzidenz des Schlaganfalls	38
2.4.3	Pathogenese	39
2.4.4	Symptome	40
2.4.5	Supratentorielle Blutungen	40
2.4.6	Infratentorielle Blutungen	40
2.4.7	Ursachen und Risiken	41
2.4.8	Warnzeichen und Symptome des Schlaganfalls	49
2.4.8.1	Warnzeichen	49
2.4.8.2	Symptome	49
2.4.8.2.1	Ausfälle bei Durchblutungsstörungen im Großhirn	49
2.4.8.2.2	Ausfälle bei Durchblutungsstörungen des Kleinhirns	50
2.4.8.2.3	Durchblutungsstörungen im Hirnstamm	51
2.4.8.2.4	Vaskuläre Demenz	51
2.4.9	Verwandte Symptome: Unterschied zwischen Schlaganfall und anderen Störungen	51
2.5	Hemiplegie	52
2.5.1	Das klinische Bild eines Hemiplegikers (Schlaganfallpatienten)	52
2.6	Zusammenfassung über den Schlaganfall	56
2.7	Rehabilitation	58
<b>3</b>	<b>HYPOTHESEN UND ZIELE</b>	<b>61</b>
3.1	Hypothesen	61
3.2	Ziele	63
<b>4</b>	<b>METHODIK</b>	<b>65</b>
4.1	Einführung	65
4.2	Der allgemeine Fall	67
4.3	Qualität der Stichprobe	67
4.4	Beschreibung des Bewegungsqualitätsmessgerätes	68
4.4.1	Aufstellung des Gerätes	73

4.4.2	Funktionsweise des Gerätes	74
4.5	Durchführung der Tests	74
4.6	Die Parameter des Stuhles	75
4.6.1	Grundlagen zur Positionsbestimmung mittels Ultraschall	77
4.6.2	Ergebnisse der ersten Versuchsanordnung	79
4.7	Schaltungsbeschreibung	80
<b>5</b>	<b>ERGEBNISSE</b>	<b>82</b>
5.1	Statistische Auswertung	82
5.2	1. Ergebnis: Test innerhalb den Untergruppen der Patienten	82
5.3	2. Ergebnis: Test innerhalb der Patienten und der Kontrollgruppe	83
5.4	Die Tests bei den halbseitig gelähmten Patienten	85
5.4.1	Vergleichstest der Untergruppe nachher „n“ mit der Untergruppe vorher „v“	87
5.4.2	Korrelation zwischen den unterschiedlichen Parametern sowie des Faktors Q	91
5.4.2.1	Test der durchschnittlichen Veränderung im V-Mittel	92
5.4.3	Test des Geschlechts in Beziehung zum Faktor Q	95
5.4.4	Test zur Einschätzung der Verbesserung im Vergleich zum Faktor Q per Geschlecht	95
5.5	Die Tests bei den Gesunden	97
5.5.1	Vergleichstest der Gruppe „g“ mit der Untergruppe „v“	98
5.5.2	Vergleichstest der Gruppe „g“ mit der Untergruppe „n“:	100
<b>6</b>	<b>DISKUSSION</b>	<b>103</b>
6.1	Argumente bezüglich dem Qualitätsfaktor der Fortbewegung Q	104
6.2	Die Bewegungsausführung	107
6.3	Der Gesichtspunkt Apparat	111
6.4	Der Gesichtspunkt der Rehabilitation	113
<b>7</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG</b>	<b>116</b>

<b>8</b>	<b>LITERATUR</b>	<b>118</b>
<b>9</b>	<b>VERZEICHNIS DER ABBILDUNGEN U. TABELLEN</b>	<b>131</b>
<b>10</b>	<b>LISTE DER ABKÜRZUNGEN</b>	<b>134</b>
<b>11</b>	<b>ANHANG</b>	<b>135</b>



# 1 Einleitung

Am Anfang der vorliegenden Untersuchung über die Biomechanik der Bewegung, die auf die Rehabilitation angewendet wurde, lagen meine Hauptanliegen auf der täglichen Verbesserung der Lebensqualität der neurologischen Patienten sowie auf den Folgen, die sich daraus ergeben. Versuche, die motorische Unfähigkeit zu reduzieren und eine funktionelle Autonomie bei den Alltagsaktivitäten der Patienten zu ermöglichen, um so ihre soziale und professionelle Wiedereingliederung zu vereinfachen waren zunächst die Zielsetzungen dieser Arbeit.

Diese wissenschaftliche Forschung auf dem Gebiet der Rehabilitation beruht auf drei zusammengesetzten Begriffen, die ein unteilbares Ganzes bilden, um zum Wohlbefinden der Bevölkerung und zum Fortschritt der modernen Wissenschaft beizutragen. Lange stand der Mensch im Zentrum des Interesses von Forschungsarbeiten im öffentlichen Gesundheitswesen, und der Fortschritt der Medizin neigt dazu, dieser Behauptung Recht zu geben.

Diese drei zusammengesetzten Begriffe, die Bewegungsqualität, die tägliche Fortbewegung oder Alltagslokomotorik und funktionelle Rehabilitation sind Gegenstand meiner Untersuchungen. Ausgehend von diesen drei Begriffen und dem Hauptanliegen, die Technik bei der Bewertung der allgemeinen menschlichen Bewegungsleistung zu verbessern und vor allem jene der halbseitig gelähmten Patienten, wurde eine biomechanische Studie über 30 halbseitig gelähmte Patienten durchgeführt. Es handelt sich um ein repräsentatives Stichprobenverfahren, dessen Ergebnisse mit jenen von Gesunden verglichen wurde. Diese Studie wurde mit statistischen Analysen abgesichert.

Die "Bewegungsqualität" ist ein komplexer Begriff und erfordert eine umfassende Erklärung: Sie ist ein wesentlicher Bestandteil im Rahmen der vorliegenden Untersuchung im Bereich der Biomechanik und Rehabilitation. Hier sollen zunächst die Begriffe „Bewegung“ und „Qualität der Bewegung“ geklärt werden.

## 1.1 Bewegung

Der Begriff der "Bewegung" ändert seinen Sinn je nach Besonderheit und Disziplin, in der er benutzt wird. Dieser Begriff wird in verschiedenen Disziplinen wie der Biologie, der Physik, des Sports, der Rehabilitation, der Psychomotorik und der Biomechanik benutzt. Er findet aber eine sehr präzise Bestimmung in den Naturwissenschaften (BEYER 1992, 107).

Der „Petit Larousse“(1996, 680) definiert die Bewegung unter mehreren verschiedenen Aspekten: Er geht vom allgemeinen zum besonderen Fall über, von den verschiedenen wissenschaftlichen Disziplinen bis hin zu den seltenen Fällen, die in der Umgangssprache benutzt wurden. Im Allgemeinen bedeutet die Bewegung (vom lateinischen „movere“) Umstellung, Änderung der Position eines Körpers im Raum.

Insbesondere im Rahmen des menschlichen Körpers definiert der „Petit Larousse“ die Bewegung als eine Aktion oder eine Art, sich zu bewegen, den Körper oder ein Teil des Körpers zu verschieben. Die Bewegung definiert sich laut dieses Lexikons auch immer als eine Gesamtheit der Gesten, eine Umstellung des Körpers.

Zum Beispiel: die Bewegungen des Kopfes, der Tanz, das Gehen, der Lauf oder sich Erheben.

BEYER gibt in seinem „Wörterbuch der Sportwissenschaften“ (1992, 107) eine breite und spezifische Definition der Bewegung unter verschiedenen Aspekten, indem er die verschiedenen wissenschaftlichen Disziplinen berücksichtigt und von einigen wichtigen Einzelheiten sowie deren Besonderheiten ausgeht.

In der Physik bedeutet die Bewegung die Verschiebung des Körpers oder die Verschiebung eines Punktes oder einer Masse bezüglich der Zeit. Dies verweist direkt auf die Kinematik, wenn nur die Geometrie der Bewegung in Betracht gezogen und die Masse nicht berücksichtigt wird.

Diese Definition setzt sich fort und unterteilt sich in mehrere Teile nach dem Referenzsystem. So gibt es nach dem Verlauf im Raum und in der Zeit verschiedene Bewegungsarten. Aber es ist die Definition der Bewegung im Rahmen der Sportwissenschaften und der Biomechanik, die für die Hauptthese der vorliegenden Arbeit von Interesse ist.

Hinsichtlich der physischen Definition, die auf einige Konzepte begrenzt ist, ist jenes der Sportwissenschaften sehr breit und berücksichtigt alle Komplexitäten der menschlichen Bewegungen, denn die Bewegung des Menschen wird hauptsächlich in Richtung einer Zielsetzung gelenkt, sie ist sehr oft auf eine Problemlösung und auf die Befriedigung eines Bedürfnisses ausgerichtet.

Die Biomechanik interessiert sich für die äußerlichen und inneren Aspekte der Bewegung, d.h. für den äußeren Aspekt des Verhaltens, indem sie zum Teil auch die inneren Ereignisse des menschlichen Körpers berücksichtigt.

Die Biomechanik gibt eine globale Vorstellung, indem sie den physischen, chemischen, biologischen, physiologischen und sportlichen Charakter der Bewegung verbindet. Außerdem berücksichtigt sie die internen Reaktionen und das Außenverhalten des menschlichen Körpers.

So lässt sich die Bewegung in der Biomechanik der Rehabilitation nach WILLEMS verdeutlichen:

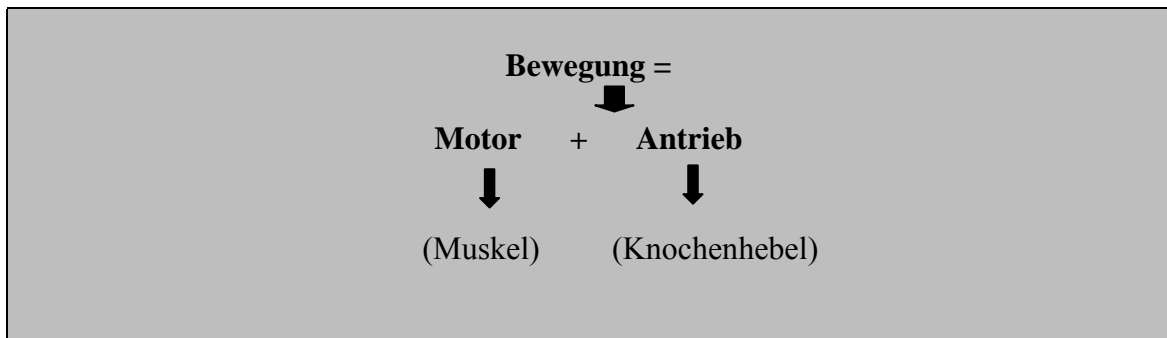


Abb. 1.1: Biomechanische Definition von Bewegung (nach WILLEMS 1997/98)

Das Fortbewegungssystem kann mit einer Gesamtheit von Motoren (quergestreifte Muskulatur) verglichen werden, die auf ein Übertragungssystem (das Knochen-Gelenk-System) wirken, um die Bewegung zu verwirklichen (WILLEMS 1997/98, 7).

Dies verweist auf die biomechanische Bewegung, die nichts anderes ist als die Disziplin, die die Bewegung beschreibt, analysiert und abschätzt. Sie untersucht also die Mechanismen, die den Muskeln erlauben, auf die Knochenhebel zu wirken und eine Bewegung oder eine Aktivität oder eine Kontrolle des Nervensystems zu erzeugen (WILLEMS 1997/98, 6).

Es wird eine Folge von Umwandlungen verursacht, die von der chemischen Energie (Muskel) bis zur mechanischen Arbeit geht, die durch die Muskeln und Hitzeproduktion erzeugt werden und die eine bei der Ausführung nützliche mechanische Arbeit zur Verwirklichung der Bewegung verursachen.

Ein sitzendes Individuum, das sich aufrecht hinstellt, verwirklicht eine Bewegung, denn es gibt eine Verlagerung eines Körperteils bei seinen Knochensegmenten von einem Punkt zu einem anderen. Es erfolgt ein Strecken seiner Sehnenbänder, das durch die Zusammenziehung der verschiedenen Muskeln verursacht wurde.

Dies lässt sich im Rahmen der internen Ereignisse am menschlichen Körper zusammenfassen. Im äußeren Bereich ist die Verlagerung des Schwerpunkts bei einem Individuum von unten nach oben mit einer Streckung des Kopfes, der höher gelegenen Extremitäten und dem Strecken der Hüfte entlang der Senkrechten zu sehen.

BOISACQ-SCHEPENS et al. (1994) definieren die Bewegung als Bewegung eines Körperteils oder des ganzen Körpers, die durch die Zusammenziehung von Muskelgruppen verursacht wurde und die einen Sinn, ein Ziel, eine Zielsetzung oder eine Mitteilung an das Individuum haben.

Die Bewegung wird durch eine oder eine Serie von Muskelkontraktionen verursacht, d.h. dass die Muskelkontraktion eine Bewegung verursacht. Diese Muskelkontraktion kann konzentrisch oder exzentrisch sein.

Bei der konzentrischen Kontraktion wird gegen den Widerstand gebeugt, bei der exzentrischen wird der Muskel gegen seinen Widerstand gedehnt.

Die willkürliche Bewegung durchquert eine Reihe von Etappen von ihrer Konzeption bis zu ihrer Verwirklichung, und diese Theorie weckt die Aufmerksamkeit des Biomechanikers, des Neurophysiologen, des Psychologen und des Spezialisten für Rehabilitation. Die drei Etappen sind für die Verwirklichung einer Geste oder einer willkürlichen Bewegung notwendig. Es handelt sich um die Phase der motorischen Absicht oder der motorischen Konzeption, um die Programmierungsphase und die motorische Planung sowie um die Phase der Ausführung oder der motorischen Verwirklichung.

### *1. Phase: die motorische Absicht*

Diese Phase beginnt mit der folgenden Konzeption. Das Individuum plant eine zu verwirklichende Bewegung. Diese Idee wird mit dem medialen Thalamus der für diese Aktivität verantwortliche Zone des Gehirns, in Gang gebracht. Die Idee wird berücksichtigt und durch das Gehirn danach analysiert. Das Gehirn misst diesen bewusst durchdachten Vorgang, d.h. die Vor- und Nachteile dieser eingegangenen Information, die die Bewegung beinhaltet, erfolgt willkürlich. Diese Phase wird durch den assoziativen Kortex des Gehirns übernommen, von wo die Beachtungs- und Motivierungsvorgänge erfolgen, die das Vorhaben der Bewegung in eine Art Aktionsplan übersetzen. „Für die Ausarbeitung des Bewegungsplans ist der assoziative Kortex zuständig“ (THEWS 1999, 627).

### *2. Phase: Programmierung und motorische Planung*

Während dieser Phase definiert sich das Programm und das Schema, das die genaue Verwirklichung beschreiben wird. Die Idee ist bereit das Gehirn anzuregen, eine Instruktionensequenz nach den Daten über ein Problem zu lösen oder eine gestellte Aufgabe zu lösen. Betroffen ist nun die Teilnahme des lateralen Kleinhirns. Es wählt alle Muskel- und segmentären Strukturen der Knochensegmente aus, alle zeitlichen und räumlichen Komponenten, die für die Ausführung von Bedeutung sind. Es werden dann die Sequenz, die Frequenz und die Forderungen der Parameter angegeben, die für die durchzuführende Bewegung notwendig sind. Was die Planung betrifft, wird ein eine Auswahl eines adäquaten Programms zur Erreichung des Ziels erlangt. Der Anfangsstand des Systems und die Forderungen an die gestellte Aufgabe werden für die Verwirklichung geprüft. D.h. dass das Programm bereit ist, bevor die Handlung beginnt. Das Programm organisiert und reguliert den Zeitpunkt, die verfolgten Zielsetzungen, die von der Umwelt aufgestellt wurden. Diese geplante Programmierung wird durch die Nervenverzweigungen ausgearbeitet, die das laterale Kleinhirn und die Basalganglien mit den prämotorischen Arealen verbinden.

### *3. Phase: Ausführung oder motorische Verwirklichung*

Es ist der Verlauf des ganzen vorher festgesetzten Programms, das zur Muskelkontraktion und der verschiedener Knochensegmente führt. Es ist die Verwirklichung der eigentlichen sogenannten motorischen Handlung. Diese komplexe Aufgabe obliegt den motorischen Arealen des Gehirns. Die motorischen Areale sind am Anfang Pyramidenbahn und Extra-Pyramidalbahn, die in den folgenden Kapiteln besprochen werden. Die motorischen Areale des Gehirns passen sich direkt oder indirekt den unter-kortikalen Strukturen und Nervenverzweigungen der

Rückmarksreflexe unter Kontrolle des Paleocerebellums an. Es ist die Phase der peripheren Verwirklichung. Die Verwirklichung erfolgt am Nervenendorgan unter Kontrolle des Gehirns und einer Verbesserung durch das Zwischenkleinhirn. Das bedeutet, dass das Gehirn den Befehl der Bewegungsausführung zu den Motorflächen und der Peripherie der Muskeln gibt. Während dieser Ausführung wird die Bewegung durch die Rückwirkung des Zwischenkleinhirns kontrolliert. Das Kleinhirn beobachtet und verbessert die Bewegung bei jeglicher Ausführung.

Die motorischen Areale des Gehirns spielen eine ausschlaggebende Rolle bei der Ausführung der motorischen Befehle. Diese Befehle werden in der Peripherie über die Pyramiden- und extra-pyramidalen Bahnen ausgeführt, die im nächsten Kapitel über das motorische System näher erläutert werden. Dies erklärt die Wahl dieses Kapitels über das motorische System und das Konzept der absteigenden Bahnen.

Um die Tiefe und Stichhaltigkeit dieser Theorie besser zu begreifen, folgt im nächsten Kapitel dieser Arbeit eine kurze Beschreibung der ausführenden Struktur des menschlichen Nervensystems.

Die motorischen Areale werden oft bei den Gefäßunfällen verletzt. Sie sind verantwortlich für eine halbseitige Lähmung bei Patienten. Die dafür verantwortlichen Gehirnstrukturen sind zerstört bzw. geschädigt und verursachen eine volle oder partielle Lähmung der Körperhälfte. Diese Lähmung verursacht eine Störung in der Ausführung der willkürlichen Bewegungen und in der motorischen Koordination dieser Bewegungen. Eine willkürliche Bewegung kann automatisch und unbewusst werden, wenn ihre Ausführung zur Gewohnheit wird, z.B. die Bewegung des Kauens, des sich Erhebens, des Gehens, des Schreibens oder des Reproduzierens. Diese Arten der Bewegungen sind keine reinen Reflexe, sondern eher willkürlich und automatisch gewordene Bewegungen.

Aber die Bewegung "sich aus dem Sitzen zu erheben" interessiert die Forschung der Biomechanik. Hierzu gehören die Kliniken Schmieder in Allensbach, die mit der Fachgruppe Sportwissenschaft der Universität Konstanz kooperieren. Beide Institutionen beschäftigen sich mit Bewegungsanalysen im Rahmen der Rehabilitation von halbseitig gelähmten Patienten. Ihre Leistungen wurden mit denen Gesunder verglichen. Die Versuche erfolgten an den verschiedenen Geschlechtern, bei verschiedenen Berufen, innerhalb verschiedener sozialer Schichten, bei sportlichen und nicht sporttreibenden Menschen.

Die vorliegende Untersuchung bezieht sich auf den biomechanischen Vergleich der Bewegung aus der Position des Sitzens Erhebung bis zum Stand. Die analytische Studie ist bei den oben gescannten zwei Stichprobentypen (Hemiplegiker und Gesunde) durchgeführt worden, um daraus induktive und konkrete Schlussfolgerungen für physiotherapeutische Maßnahmen zu treffen.

## ***1.2 Qualität der Bewegung***

Die Qualität wird vom Verb „qualifizieren“ (lat. „qualis“: welches und „facere“: machen) abgeleitet. Die Qualität definiert sich als gut oder schlecht bezüglich einer Sache. Es ist der charakteristische Stand von einem bestimmten Merkmal (Petit Larousse 1996, 841).

Qualität wird definiert als "die Gesamtheit von Eigenschaften und Merkmalen eines Produktes oder einer Dienstleistung, die sich auf deren Eignung zur Erfüllung festgelegter oder vorausgesetzter Erfordernisse beziehen" (BENGEL/ KOCH 2000, 198). Auch wenn hier das Gesundheitswesen als Teil der Dienstleistung einbezogen werden kann, trägt diese umfassende Definition wenig zur Begriffserhellung für den medizinischen Bereich bei.

Es ist eine Tatsache, dass einem Maßstab ein realer, messbarer und greifbarer Wert einer ausgeführten Bewegung zugeteilt werden kann. Es ist die Bewertung der Leistung einer Muskelaktivität. Diese Muskelaktivität, die nichts anderes ist als die Zusammenziehung der Muskelstränge, verursacht eine Kontraktion der Muskelstränge, die ihrerseits die Segmente mobilisieren.

Die zu erwartenden Schlussfolgerungen der Forschung über die Qualität der Bewegung müssen jedem Wissenschaftler, der von einer bestimmten Methode Gebrauch macht, erlauben, ein valides, objektives und reliables Ergebnis über die Messung der Qualität zu erhalten. Ausgehend von der Leistung jeder getesteten Stichprobe muss es möglich sein, Ergebnisse zu erzielen, die aufgrund eines objektiven und konkreten mathematischen Wertmaßstabs zustande kamen.

Die Qualität der Bewegung ist ein zusammengesetzter Begriff, der in der Umgangssprache benutzt wird. Der Sinn dieser Forschung liegt darin, die Bewegung des ganzen Körpers oder eines Körpersegmentes auf einem Wertmaßstab mathematisch darzustellen, der in Prozent ausgedrückt wird. Dies erlaubt dem Prüfer zu klassifizieren, ein nicht zu widerlegendes Werturteil über die so ausgeführte Bewegung zu fällen und sich eine messbare objektive Meinung zu bilden.

Die quantitative Qualitätsbeschreibung vereinfacht die Beurteilung eines funktionellen motorischen Defizits einer Muskelgruppe oder eines Körpersegmentes und erlaubt, Ergebnisse in der Entwicklung der Behandlung eines Patienten zu geben und dient dazu, den Umfang des motorischen Defizits oder der Funktionalität des Fortbewegungssystems zu messen, die bei den Forschungen der untersuchten Menschen in Frage gestellt wurden. Also kann die Bewegungsqualität als ein Messgerät des gesundheitlichen Zustandes angesehen werden. Die Folgerungen, die aus der Bewegungsqualität gezogen werden, erlauben dem Fortschritt der Wiederanpassung d.h. der Rehabilitationsmaßnahmen zu folgen. Es werden außerdem die komparativen Studien mit anderen Individuen durchgeführt, und es ist möglich, eine motorische und funktionelle Diagnostik in den Aktivitäten im täglichen Lebensablauf aufzustellen. Dies ist wichtig für die Prozesse der Alltagsmotorik wie z.B. Stehen, Sitzen, Essen, Waschen etc.

Beispiel:

- Die Messung des Blutzuckerspiegels (Glykämie) und dessen Ergebnis aus mg/dl, erlaubt dem Arzt, sich eine Meinung über die Glykämie und den allgemeinen Gesundheitszustand seines Patienten zu bilden. Der Blutzuckerspiegel wird unter einem objektiven, konkreten und greifbaren mathematischen Wertmaßstab dargestellt. Diese Messungen erlauben dem Prüfer, die Qualität des Blutes abzuschätzen und seinen Blutzuckerspiegel zu quantifizieren.
- Jedem Individuum, das sich eine Meinung über seine Körpermasse, Größe und Gleichgewicht bilden will, sind Quantifizierungsmöglichkeiten gegeben, die individuelle Körpermasse abzuschätzen, und es ist auch möglich, auf einem objektiven und greifbaren Wertmaßstab (in Kilogramm) das erzielte Ergebnis zu klassifizieren.

Die vorliegende biomechanische Untersuchung zur Bewegungsqualität basiert auf denselben Grundlagen und verfolgt fast dieselben Zielsetzungen wie die oben erwähnten Beispiele. Aus der vorliegenden Literatur ist zu entnehmen, dass die Tests, die durchgeführt wurden, um die Bewegungsqualität bei den Patienten während ihrer Rehabilitation zu messen, empirisch und oftmals nur subjektiv gewonnen wurden. Diese verschiedenen Tests, die bei funktioneller Rehabilitation durchgeführt wurden, sind eine Form der motorischen Prüfung oder funktionellen Bilanz. Diese Tests haben einige Nachteile. Sie basieren auf einer subjektiven Beurteilung, auf der Erfahrung des Therapeuten, und sie sind vom Willen und von der Laune des Patienten abhängig, d.h. seines täglichen Temperaments, seiner Teilnahme sowie seiner persönlichen Motivierung.

Die vom Patienten ausgeführte Bewegungsqualität wird empirisch festgestellt, d.h. nach Beurteilung des Therapeuten, des Teams (Arzt, Krankenpfleger, Physiotherapeut, Ergotherapeut, Logopäde) oder des multidisziplinären Teams in der Rehabilitation (Arzt, Krankenpfleger, Krankengymnast, Ergotherapeut, Logopäde, Psychologe, Sozialhelferin, Biomechaniker, Ergonom, Orthopäde). So wird die Entwicklung der Behandlung dieses Patienten verfolgt. Es sind wissenschaftliche, aber empirische Methoden. Im folgenden Abschnitt werden einige wichtige Methoden beschrieben:

Die funktionellen Tests (motorische Prüfung oder funktionelle Bilanz) basieren nach HOPPENFELD (1990, 53) auf Messungen der Bewegungsamplituden, die im Körper eines Individuums durch ein Segment oder eine Gruppe von Segmenten verwirklicht wurden. Es gibt die Amplitude der aktiven Bewegungen und die Amplitude der passiven Bewegungen. Die aktiven Bewegungen sind jene, die der Patient selber ausführen kann, d.h. ohne die Intervention des Therapeuten. Die passiven Bewegungen sind jene, die die direkte oder indirekte Intervention des Therapeuten oder des Prüfers verlangen. Das kommt oft vor, wenn der Patient unfähig ist, die Bewegungen selbst auszuführen. Die Bewegung muss sich in ihrer Amplitude und der Kenntnis der Analyse der Bewegungen ausführen, die wiederum von der Anatomie und Physiologie abhängen.

Zusätzlich wird der Therapeut oder der Prüfer gebeten, die Maßstäbe der Amplitude jeder Körperbewegung zu kennen oder wenn nötig eine Übersicht zu erstellen.

Manchmal muss auch ein zu diesem Zweck gefordertes Formular erstellt werden. Der Goniometer (Winkelmesser) wird oft als Messgerät benutzt, und er spielt eine sehr wichtige Rolle bei der Ergreifung von Maßnahmen.

Beispiel:

Um die Bewegung des Ellbogens zu schätzen, gibt es zwei Bewegungen. Zu einer gehört die Flexion des Unterarms auf den Oberarm und deren gegenteilige Bewegung, die die Ausdehnung des Unterarmes auf den Oberarm ausmacht. Die Flexionsbewegung hat eine Spannweite von  $135^\circ$  und mehr. Das erlaubte Maximum ist  $150^\circ$  mit der Bewegungsflexion des Ellbogens, die vom Patienten ausgeführt werden muss.

Die gegenteilige Bewegung ist die Ausdehnung, die von der Gesamtflexion des Ellbogens bis zu  $0^\circ$  geht und  $-5^\circ$  in den Fällen von Hyperextension des Ellbogens überschreiten kann. Der Prüfer oder der Therapeut führt diese Bewegungen aus und kann die Qualität der Bewegung abschätzen. Seine Beurteilungen und seine Bewertung sind von der Motorik des Patienten abhängig. Sie sind subjektiv.

Der Therapeut ist nicht 100 % sicher. Er kann den gleichen Patienten anders untersuchen, und für dieselben Bewegungen erhält er manchmal zwei verschiedene Ergebnisse mit nicht unerheblichen Abweichungen. Diese Methode hat keine Konkretisierung und keine genaue Zielsetzung. Außer diesen Tests gibt es eine Reihe motorischer und funktioneller Tests, bei denen das Wichtigste auf dem internationalen Bewertungsmaßstab basiert.

Dieser Bewertungsmaßstab wird von allen Therapeuten benutzt, und er ist für alle Fälle gültig, die in der Rehabilitation mit einer Besonderheit bei den neurologischen Patienten durchgeführt wurden. Dies hängt davon ab, ob es sich um einen zentralen, hemisphärischen oder um einen kapsulären, d.h. von den motorischen Rindengebieten ausgehenden Insult handelt. Im Folgenden werden nun Einzelheiten des Tests vorgestellt, der Vor- und Nachteile in der Beurteilung der Motorikqualität bei den Patienten mit sich bringt. Bei den gesunden Personen findet er keine Anwendung.

Die Bewertung der Bewegungsqualität wird auch Motortest oder Bilanz der Bewegungen mit Hilfe des internationalen Bewertungsmaßstabs genannt (DEMOL 1976, 133).

Es wird die Bedeutung und Verteilung der analytischen und funktionellen Motordefizite abgeschätzt, um die Entwicklung präzise und nicht subjektiv abschätzen zu können.

- 0: keinerlei Kontraktion, keinerlei Bewegung.
- 1: greifbare Kontraktion, fühlbare Bewegung.
- 2: Kontraktion im Zustand der Schwerelosigkeit (ohne Schwerkraft).
- 3: Kontraktion gegen die Schwerkraft.
- 4: Kontraktion gegen Widerstand, aktive Bewegung gegen Widerstand.
- 5: normale Kontraktion, volle Bewegung.



"Diese Art zu bewerten ist eine wirksame Praxis auf funktioneller Ebene und ist kaum nützlich, wenn man Patienten vergleichen will, die variierte segmentäre Defizite vorweisen. Sie spiegelt auch nicht die absolute Bedeutung der Fortschritte: die Stufen 0 bis 5 hätten genauso durch andere Vertreter ohne mathematischen Wert bezeichnet werden können" (DEMOL 1976, 134).

Dieser motorische Test, oder in der therapeutischen Sprache auch motorische Bilanz genannt, wird in der klinischen Diagnostik und im Bereich der Forschung bei der funktionellen Rehabilitation bei der Muskelbilanz eingesetzt. Es wurde bereits erwähnt, dass es sich um eine Muskelkontraktion handelt, die Körperbewegung verursacht. Die Muskelbilanz, um die es hier geht, betrifft die Körperbewegungen in analytischer oder synthetischer, globaler Form.

Dieser Test ist praktisch, erfordert wenig Material, ist allerdings nicht immer genau und objektiv und verlangt eine sehr ausführliche Kenntnis der Regeln bei der Erfüllung in dieser Angelegenheit.

### ***1.3 Geschichtlicher Überblick zu Tests der motorischen Bilanz (Muskeltest oder Muskelbewertung)***

Der folgende geschichtliche Überblick ist durch DANIELS/ WORTHINGHAM vom Französischen (SEGUY, E.) ins Englische übersetzt worden. Es handelt sich um das Buch „Die Muskelbilanz I. Technik der klinischen Prüfung“ 52. Ed. Maloine, 1990. Die Autoren haben versucht, den geschichtlichen Überblick aller Pioniere nachzuzeichnen, die an der Erforschung des technischen Aspekts der klinischen Bewertung der Muskeltätigkeit oder der Bewegung allgemein beteiligt waren.

Der Begriff „Bilanz“ oder „Bewegungstest“, der hier gebraucht wurde, ist der funktionellen Rehabilitation eigen, denn in der Biomechanik wird der Muskel mit einem Motor verglichen, der den Rädern den Impuls übermittelt und eine Bewegung wie bei einem Fahrzeug verursacht. Es ist genau dieselbe Angelegenheit mit den Muskeln. Sie ziehen sich unter Befehl des Gehirns zusammen, und diese Kontraktion übermittelt einen Impuls zu den Körpersegmenten, die dann eine Bewegung verursachen.

Das Ziel all dieser Autoren bestand darin, ein System zur Bewertung der Muskelkraft zu finden. Besonders bestand die Bewertung und das Hauptziel im Bereich der Muskelmotorik darin, die Qualität der Bewegung zu bewerten, die der Muskel während seiner Kontraktion erzeugt.

"Wir haben auf die Bewertung der Hauptmotormuskeln der Gelenke verschiedener Körpersegmente bestanden, so weit es sich um das Konzept resultierender Bewegung handelte. Dieses sollte vorherrschen und nicht die isolierte Zusammenziehung eines bestimmten Muskels" (DANIELS/ WORTHINGHAM 1990).

Die Geschichte der Bewertung der Muskelkraft beginnt mit Robert W. LOVETT, einem Chirurgen der Harvard Medical School. Er eröffnete das Konzept der Schwerkraft im

Test mit der Muskelkraft. Zwei seiner Mitarbeiterinnen setzten diese Arbeit fort. Die erste war Janet MERILL, die diese Tests im Jahre 1912 in die Praxis umsetzte und von WILHELMINA fortgeführt wurde.

Im Jahre 1922 hat Charles L. LOWMAN, ein Orthopäde und Chirurg in Los Angeles, ein System ausgearbeitet, bei welchem die numerische Bewertung der Muskelaktivität und die Studie der Gelenkbewegungen in den kleinsten Einzelheiten dargestellt wurden. Er benutzte auch den Begriff der Schwerkraft.

Im Jahre 1936 haben Henri O. und Florenz P. KENDALL, Kinesotherapeuten an der Children's Hospital School in Baltimore, das System des Prozentsatzes von 0 bis 100 % beschrieben, indem sie die Schwerkraft und Bewegung gegen ein widerstandsfähiges, aber mit Ausdauer vermögen versehenes Konzept intervenieren. WILHELMINA führte trotz großer Kritik den ersten Test durch.

1940 haben mehrere Autoren wie z.B. BRUNNSTROM und Marjorie DENNEN, Kinesiotherapeutin am Institute for the Crippled and Disabled in New York, ein Muskelbilanzprogramm ausgearbeitet, in dem ein System und nicht nur ein Muskel im Feld der Bewegungsbewertung beschrieben wird.

Es war fast die Anpassung der Arbeiten von LOVETT. Im gleichen Jahr hat Elisabeth KENNY ein System der Muskelanalyse im Laufe der kritischen Phase der Kinderlähmung eingeführt, indem sie die Anwesenheit oder das Fehlen einer Muskelaktivität gesucht hat, die mit dem Schmerz und der fehlenden Koordination der Bewegungen verbunden ist. Danach machten mehrere Forscher im Jahre 1942 auf sich aufmerksam. So z. B. Alice Lou PLASTRIDGE, im Jahre 1961 SMITH, IDDINGS, SPENCER und HARRINGTON, die eine numerische Bewertung ausgearbeitet haben, welche für die klinische Forschung bestimmt war. Auf einem detaillierten Bewertungsblatt werden + und – gebraucht.

### **1.3.1 Erklärung des universellen Bewertungssystems der Bewegung nach DANIELS und WORTHINGHAM**

Dieses Bewertungssystem ist eine Variante von jenem von DEMOL, aber das numerische Zitat oder die numerische Bewertung wurden durch die Wörter "*normal*" und „*gut*“, „*ausreichend*“, „*unzulänglich*“, „*unbrauchbar und Null*“ ersetzt.

Der Grundsatz ist derselbe wie im universellen Test, der durch DEMOL beschrieben wurde.

- Bewertung "Normal" und "Gut":  
Es ist der Test gegen Widerstand, das heißt, dass der Patient die Bewegung gegen die Schwerkraft durchführt und dass der Therapeut einen Widerstand anwendet, der im Widerspruch zur tatsächlichen Bewegung steht. Der Patient muss diesen Widerstand überwinden und die Bewegung in seiner gesamten Amplitude ausführen. Nach der Qualität der durchgeführten Bewegung, nach der Größe des

angewendeten Widerstandes und der Meinung des Therapeuten wird die Bewegung mit "Normal" oder "Gut" bewertet.

- "Ausreichende Bewertung":  
Dies trifft dann zu, wenn der Patient die Bewegung ohne Widerstand, aber gegen die Schwerkraft durchführt, das heißt die vollständige Amplitude in vertikaler Richtung durchführt.
- "Unzulängliche Bewertung":  
Die Bewegung wird mit einer Abschwächung der Schwerkraft durchgeführt, das heißt, sie wird nicht in vertikaler, sondern in horizontaler Richtung durchgeführt.
- Bewertung "Unbrauchbar" und "Null":  
Dies bedeutet, dass es eine leichte Kontraktion des Muskels gibt, aber ohne Auslösung der Bewegung; Null wird verwendet, wenn es keine greifbare Kontraktion des Muskels gibt.

Der Test wird von den Zeichen + und - nach der subjektiven Beurteilung des Prüfers begleitet. Dieser Test markiert seine Grenzen, was die Gehirn- (athetotische Patienten) und halbseitig gelähmten Motorpatienten betrifft, aufgrund der Folgen eines Schlaganfalles. Die Ursache der Störung der Reflexaktivität betrifft besonders das Motordefizit, das willkürliche Bewegungen unmöglich macht.

Die tägliche Fortbewegung oder Alltagslokomotorik ist wichtiger Bestandteil der Forschung in der Rehabilitation. Bei diesem Wort denkt der Anatom direkt an den Fortbewegungsapparat, zu dessen Bewegung es gehört, sich aufrecht hinzustellen. Es handelt sich darum, die wahre Bedeutung des Fortbewegungsbegriffs zu erfassen.

Die Fortbewegung gehört zum Gebiet der Motorik und charakterisiert die Verlagerung (menschlich oder tierisch) des Körpers im Raum. Die Fortbewegung, eine primitive Form der Bewegung, ist eine Bewegung, die auf der alternativen Innervation antagonistischer Muskeln beruht, wie im Fall des Laufs und des Wettrennens (BEYER 1992, 393).

Die Fortbewegung ist eine Funktion des lebenden Wesens und insbesondere bei den Tieren, durch die sie aktiv die Bewegung ihres ganzen Organismus gewährleisten (Petit Larousse 1996, 607). Die Fortbewegung ist der Mechanismus, durch den der Organismus sich in Bewegung begibt. Dies erfolgt mittels der Muskelkontraktionen, indem die Mobilität der betreffenden Gelenke gewährleistet wird. Es wird ein Energieverbrauch und eine Erzeugung der Wärme verursacht. Diese Definition ist für die Biomechanik der Bewegung gültig.

Sie erlaubt dem Menschen beweglich zu sein und eine lebenswichtige Funktion zu erhalten, beispielsweise zu gehen. Aber in dieser Forschungsarbeit ist es die tägliche Fortbewegung, die unsere besondere Aufmerksamkeit verlangt. Die Fortbewegungsfunktion erlaubt dem Menschen, sich zu bewegen und seine wichtigsten Zielsetzungen zu erreichen. Im Lauf und Wettrennen benutzt der Mensch seine niedrigeren Impulse, wie z.B. Fluchtbewegungen, um sich zu bewegen.

Mit der Fortbewegung nimmt der Mensch an den Aktivitäten des täglichen Lebens teil und bleibt gegenüber seiner Umgebung unabhängig. Die Fortbewegung erlaubt ihm, tägliche Verpflichtungen zu erfüllen oder dringende Bedürfnisse zu stillen. Auch für die täglichen Beziehungen mit der Außenwelt ist sie wichtig. Kurz gesagt, gibt sie dem menschlichen Wesen eine Autonomie im Bereich von Aktivitäten des täglichen Lebens. Im Rahmen der funktionellen Rehabilitation bei neurologischen Patienten ist es überaus wichtig die Bewegung zu untersuchen, vom Sitzen in die Senkrechte zu gelangen, d.h. die Bewegung des Aufstehens. Diese Bewegung stellt einen wichtigen Aspekt für die Alltagsmotorik dar.

Das aufrechte Stehen ist primärer Teil des Ganges. Die Tatsache, sich aufrecht hinzustellen ist ein aktiver und dynamischer Vorgang. Er nimmt das Haltungsgleichgewicht in Anspruch, denn um das Segment Kopf-Arm-Stamm zu mobilisieren, um sich gegen die Schwerkraft aufzurichten, um die Körperschwere zu verschieben und den Körper in statischem und dynamischem Gleichgewicht aufrecht zu erhalten, müssen die notwendigen Muskelgruppen kontrahiert werden. Ein Individuum, das sich nicht aufrecht halten kann, kann nicht gehen. Also geht die Station der Senkrechte dem Gehen voraus, d.h. die Bewegung sich aufzurichten ist für den Menschen von immenser Bedeutung.

Die Fortbewegungsfunktion gewährleistet und setzt Alltagsaktivitäten des Menschen voraus wie das sich Erheben vom Boden, das Gehen in flachem Gelände, das Besteigen eines Abhangs, das Überwinden von Treppen und das Benutzen eines Aufzugs. Sie ist Teil der Autonomiebilanz, der Alltagsaktivitäten des Lebens und der funktionellen Bilanz in der Rehabilitation. Es ist notwendig und lebenswichtig, die Qualität der Bewegung zu messen und aufzuheben, denn sie stellt eine feste Basis für eine gute Fortbewegungsfunktion dar, besonders bei den neurologischen Patienten, die unter eingeschränkter Motorkoordination und unter der Paralyse einer Körperhälfte leiden.

Sich zu Erheben ist eine Funktion des Körpergleichgewichts. Der Mangel oder der Bruch dieses Gleichgewichts führt zur Einschränkung oder gar zu einem Abbruch der Bewegung.

Aus der senkrechten, statischen Position beginnt die Bewegung, denn ihr Erwerb erlaubt eine richtige Aufrechterhaltung der Wirbelsäule und eine aufrecht ausgewogene Balance. Das Neugeborene beginnt mit der liegenden Position, begibt sich dann in den Sitz und fängt dann an zu laufen.

Es folgt das Annähern an das Stehen, d.h. die Senkrechte. Ein halbseitig gelähmter Patient, der aus dem Koma erwacht, muss lernen sich hinzustellen und zu gehen. Dies ist ein unumgänglicher Bestandteil der Alltagsmotorik im menschlichen Leben.

In der vorliegenden eigenen Untersuchung wurde davon ausgegangen, dass aufgrund der Bewegung des Kopfes auf die Bewegungen des Körpers und seiner verschiedenen Segmente geschlossen werden kann. Dies erfolgt im Bereich des Aufstehens aus dem Sitz in den Stand. In der Sportwissenschaft der Universität Konstanz wurde das Gerät

"PosMess" entwickelt, das mit elektronischen Detektoren fähig ist, die Bewegungen des Kopfes bei der Aufstehbewegung online zu messen. Dabei wird davon ausgegangen, dass der Kopf die Bewegungen reproduziert, die durch die Körpersegmente ausgeführt werden und von der Simulation betroffen sind.

Sowohl diese Hard- als auch deren Software stellt eine neue Technik dar, die bislang zur Analyse von Bewegungen nicht verwendet wurde und online sofort zuverlässige Ergebnisse liefern kann. Bei diesen Daten handelt es sich um die Bewegungsqualität bei einer definierten Bewegung, wie z.B. das Aufstehen aus einer Sitzposition. Die vorliegenden Untersuchungen wurden mit diesem neu entwickelten Gerät durchgeführt, bzw. diese neue Methode wurde bei der Simulation der Bewegung angewendet. Die Rolle des Kopfes bei den globalen Bewegungen des Körpers kann mit der Konzeption des Gerätes bestätigt werden. "PosMess" misst die Bewegungen des Kopfes, die durch die Halsmuskulatur gesteuert werden und Rückschlüsse auf die Gesamtbewegung des Körpers zulassen (MARIEB 1993, 523, 531). Das Gerät wird als Mittel und Methode von Bewegungsanalyse in der Rehabilitation bei halbseitig Gelähmten benutzt.

Somit kann die wissenschaftliche Analyse möglicher Abweichungen erfolgen. Halbseitig gelähmte Patienten müssen gegenüber Gesunden anders betrachtet werden. Dies bezieht sich vor allem auf die biomechanischen Parameter und die Bewegungsausführung, sich in den senkrechten Stand zu erheben.

Bis heute gibt es keine genaue motorische oder funktionelle Bilanz bezüglich der Bewegungsqualität bei Menschen. Dieses Gerät wird ein Arbeitswerkzeug sein oder eine Diagnostik für das multidisziplinäre Rehabilitationsteam, denn es erlaubt zu klassifizieren und mit Genauigkeit einen Wertmaßstab für Qualität und Bewegungsleistung zu kategorisieren, die von Menschen ausgeführt wurde. Dasselbe Ergebnis bedeutet die gleiche Sprache für das ganze Resozialisierungs- oder soziale Wiedereingliederungsteam. Dies stellt einen wesentlichen Vorteil für den Patienten und einen Zeitgewinn in der zu treffenden Entscheidung rehabilitativer Maßnahmen dar.

" Ziel einer Rehabilitationsbehandlung ist es, die Auswirkungen des Organschadens auf die persönlichen Aktivitäten und die soziale Partizipation zu vermindern, um den Betroffenen eine möglichst freie Lebensgestaltung zu ermöglichen" (BEER 2000, 1188).

Die Kenntnis über die Funktionalität des Körpers, eines Körpersegmentes oder die Abschätzung und Messung eines Schwachpunktes sind sehr wichtig und notwendig, denn sie erlauben dem Therapeuten, seine Behandlung durchzuführen und Ziele zu verfolgen, die er sich gesetzt hat.

Die Bewertung dient als Basis zur Diskussion der anzuwendenden Therapie und des therapeutischen Fortschritts. Nach (BEER 2000, 1188) ist „schließlich auch eine möglichst umfassende Dokumentation des Rehabilitationsverlaufes mittels geeigneter Assessmentsysteme (Funktionseinschränkung, Behinderung, Handicap) [wichtig], um die noch bestehenden Defizite zu erfassen, Erkenntnisse und gegebenenfalls den

Behandlungsplan zu adaptieren, sowie zur Effizienz der durchgeführten Rehabilitationsbehandlung beizutragen.“

Diese These ist die Verwirklichung einer Konzeption, die heute zur Anwendung gelangt. Zu Beginn dieser These stellte sich ein Problem der im Verlauf der Untersuchungen auszuwertenden Parameter, denn es musste der für die Untersuchung wichtige Zeitpunkt innerhalb der Therapie, die Möglichkeiten der zur Verfügung stehenden Probanden und die Zielsetzungen der therapeutischen Maßnahmen berücksichtigt werden.

In Rahmen der Untersuchungen konnte der Einsatz einer Kraftmessplatte nicht berücksichtigt werden, um die Schwerkraft (Gewichtskraft) sowie die Bodenreaktionskraft während der Bewegungsausführung messen zu können. Es handelt sich um den genauen Zeitpunkt, wenn der Schwerpunkt sich nach oben verschiebt, sich aufhebt und dann zu einer dynamischen Bewegung wird.

Die in Erwägung gezogenen Parameter sind die Geschwindigkeit der Verlagerung des Schwerpunkts, die durch jene des Kopfes (m/s) in der Geraden der Körperasymmetrie bzw. der Links-rechts-Abweichung während der Bewegung gemessen bzw. berechnet wurden, das sich Erheben aus der Sitzposition in die Senkrechte, die Ausführungszeit, sowie die Übertragung der translatorischen Größen.

Die biometrischen und anthropometrischen Daten wie Körpermasse, Alter und Größe können den Menschen und die Bewegungsqualität beeinflussen. Diese Antwort wird sicherlich am Ende dieser These gefunden. Im mathematischen Modell der Biomechanik der Bewegung spielen die anthropometrischen Daten eine wichtige Rolle.

Während der Bewegung setzt sich der menschliche Körper mit internen und externen Kräfte auseinander, die in vielfältiger Weise auf den Körperschwerpunkt einwirken. In den vorliegenden Untersuchungen wurden nur für die Therapie und der für die messbar sicheren Parameter relevanten Kräfte berücksichtigt.

Die Konzeption der These und die Zielsetzungen bezüglich der Bewegungsqualität in dieser Arbeit werden durch einen greifbaren mathematischen Maßstab wissenschaftlich dargestellt. Diese Ergebnisse sollen zur Verbesserung der Alltagsaktivitäten des Lebens bei den gelähmten Patienten durch diese Bewertung beitragen. Diese Erkenntnisse der gemessenen Bewegungsqualität wird zu den Elementen der Diagnostik und zur Beschlussfassung durch den Therapeuten gehören.

Die erzielten Ergebnisse sind eindeutig, das heißt jeder Prüfer, der diese Methode benutzt, um diese Patienten zu untersuchen, erzielt dieselben eindeutigen Ergebnisse. Ich konnte so das Material des Hauptstichprobenverfahrens zusammentragen und dann mit den Vergleichsstichprobenverfahren vergleichen.

Bei den halbseitig gelähmten Patienten müssen verschiedene Niveaus der Verletzungen und Möglichkeiten der Ausführung, des Verständnisses, des Dialogs und des

Wiedergewinnungsniveaus des Patienten berücksichtigt werden. Der derzeitige Stand des Materials und der vorliegenden Faktoren beweisen, dass sinnvoll gute Maßnahmen und eine richtige Ausführung der Bewegung begrenzt sind.

Die Patienten werden zweimal getestet, das heißt vor und nach der Behandlung, aber es handelt sich in Wirklichkeit um einen Abstand von einigen Wochen zwischen dem ersten und dem zweiten Test. Während dieser Zeit der kontinuierlichen Therapie erfährt der Patient eine intensive Wiedereingliederungsbehandlung. Die beiden Tests werden danach mit den Leistungen der gesunden Personen verglichen, um den Unterschied zwischen gesunden und halbseitig gelähmten Menschen zu bestimmen.

Nach allen Tests muss zur Analyse aller endogenen und exogenen Faktoren und der biomechanischen Parameter berücksichtigt, sie mit der Wirklichkeit verglichen und schließlich auf die statistische Analyse zurückgegriffen werden, um alle Behauptungen zu bestätigen oder zu widerlegen, die zu Beginn dieser Untersuchung angesprochen wurden.

In der Statistik wird der "t-Student"-Test angewendet, der die Leistungen der Patienten analysiert und mit anderen vergleicht, um daraus eine Schlussfolgerung zu ziehen.

#### ***1.4 Biomechanische Begriffe zum aufrechten Aufstehen vom Sitzen***

Der biomechanische Begriff wird aus zwei wissenschaftlichen Disziplinen gebildet: Biologie und Mechanik. Die Mechanik teilt sich in zwei verschiedene Teile auf: die Kinematik und die Dynamik.

##### Definition

Biomechanik ist die Wissenschaft von der mechanischen Beschreibung und Erklärung der Erscheinungen und Ursachen von Bewegungen vor dem Hintergrund der biologischen Eigenschaften des Organismus (FELDER 1998, 63).

Biomechanik ist eine Teildisziplin der Biophysik, sie untersucht Strukturen und Funktionen biologischer Systeme unter Verwendung des Begriffsapparates, der Methoden und Gesetzmäßigkeiten der Mechanik (BEYER 1992, 147).

Es handelt sich hier um die allgemeine Definition der Biomechanik, aber im Rahmen der vorliegenden Forschungsarbeit spielt nicht die gesamte Biomechanik, sondern nur die Biomechanik der Bewegung des menschlichen Körpers eine Rolle. Die Untersuchungen umfassen nur die menschliche Körperbewegung vom Sitzen auf einem Stuhl zum aufrechten Stand.

Die Biomechanik der menschlichen Körperbewegung ist ein anerkanntes Forschungsgebiet. Letzteres befasst sich mit Arbeits-, Alltags- und sportlichen Bewegungen, die grundsätzlich der gleichen Forschungsmethodik zugänglich sind (BEYER 1992, 147).

Es ist eine Disziplin, die sich mit mehreren Studiengebieten beschäftigt, darunter:  
Die menschliche Biomechanik,  
die Biomechanik der Tiere,  
die Biomechanik der Pflanzen.

Die menschliche Biomechanik wiederum unterteilt sich in mehrere spezielle Bereiche, beispielsweise:

- Biomechanik der biologischen Gewebe (Knochen, Haut, Bänder)
- Biomechanik der physiologischen Systeme (u.a. Blutkreislauf, Gelenke, Muskeln)
- Biomechanik der künstlichen Organe
- Biomechanik der Stöße und Schwingungen.

Biomechanische Analyse ist die Analyse des menschlichen Körpers und seiner Bewegungen mit den Messverfahren und theoretischen Mitteln der Biomechanik. Das Ziel ist die quantitative Beschreibung und Erklärung der Bewegung (BEYER 1992, 150).

Die Biomechanik der Bewegung ist die Disziplin, die die Bewegung beschreibt, analysiert und abschätzt. Das aufrechte Aufstehen ist eine aktive Bewegung, denn es erfordert die Verlagerung mehrerer Körpersegmente wie Beine, Schenkel, Hüfte, Rumpf, Kopf und oberer Gliedmaßen, und diese willkürliche Bewegung verläuft in Richtung einer bestimmten Zielsetzung. Es ist eine vollständige Bewegung, die durch eine Kontraktion verschiedener Muskelgruppen verursacht wird, die alle ein gemeinsames Ziel haben.

Während dieser Bewegung setzt sich der menschliche Körper mit der Schwerkraft, den Gelenkreaktionskräften, den Muskelkräften, inneren und äußeren Kräften am menschlichen Körper auseinander, um den Körperschwerpunkt von unten nach oben zu verschieben und den Körper in statischem und dynamischem Gleichgewicht aufrechtzuerhalten. Es ist eine aktive Bewegung, die die besondere Aufmerksamkeit des Biomechaniker auf sich lenkt.

Zu Beginn der Einleitung dieser Dissertation wurden Begriffe zum allgemeinen Charakter der Bewegung vom Sitzen zum aufrechten Aufstehen umrissen, und es scheint notwendig, mit Hilfe der biomechanischen Begriffe den Verlauf dieser Bewegung zu beschreiben.

Wenn die Bewegung des "Aufstehens" Gesunden leicht fällt, handelt es sich jedoch bei halbseitig gelähmten Patienten darum, Schwierigkeiten zu überwinden, denn diese Patienten leiden unter einer körperlichen Behinderung, unter motorischen Koordinations- und Sensibilitätsstörungen, und jede ausgeführte Bewegung ist eine neu erlebte Erfahrung.

Diese Bewegung stellt für diese Patienten keine Freude, sondern eher eine schmerzhaft aber notwendige Übung dar, denn der Zweck ist die Verbesserung der Alltagsbewegungen des Patienten, die zur motorischen und funktionellen Autonomie in



den Alltagsaktivitäten des Lebens führen soll. Dies erlaubt eine soziale und berufliche Wiedereingliederung des Individuums.

Um eine Bewegung zu beschreiben, stützt sich der Biomechaniker auf zwei große mechanische Bereiche, die Kinematik und die Dynamik.

Die *Kinematik* beschreibt die räumlich-zeitliche Charakteristik einer Bewegung, ohne aber die Masse der Körper und die einwirkenden Kräfte zu berücksichtigen (FELDER 1998, 66).

Die *Kinematik* ist ein Teilgebiet der Mechanik, das sich mit der Geometrie der Bewegung, d.h. dem räumlich-zeitlichen Ablauf befasst (BEYER 1992, 312).

Zu dieser Beschreibung gehören zwei Größen: translatorische und rotatorische Größen.

Tab. 1.1: Kinematische Größen (nach FELDER 1998, 67)

Größe	Formelzeichen	Maßeinheit	Kurzzeichen
Länge	l, s	Meter	m
Zeit	t	Sekunde	s
Geschwindigkeit	v	Meter pro Sekunde	m/s
Beschleunigung	a, b	Meter pro Sekunde Quadrat	m/s <sup>2</sup>
Winkel	$\alpha, \beta, \gamma$	Radian, Grad	rd., °
Winkelgeschwindigkeit	$\omega$	Radian pro Sekunde	1/s, rad./s
Winkelbeschleunigung	$\alpha$	Radian pro Sekunde Quadrat	1/s <sup>2</sup> , rad./s <sup>2</sup>
Erdbeschleunigung	g	Meter pro Sekunde Quadrat	m/s <sup>2</sup>

Die *Dynamik* befasst sich mit den Kräften und ihren Wirkungen auf den Körper. Die Statik beschäftigt sich mit Bedingungen, unter denen Kräfte miteinander im Gleichgewicht stehen; die Kinetik untersucht die Bewegungen, die von Kräften hervorgerufen werden (FELDER 1998, 69).

"Die Dynamik beschäftigt sich mit der Wirkung von Kräften auf Körper. Sie gliedert sich in folgende zwei Bereiche:

1. Statik: Untersuchung der Bedingungen, unter denen Kräfte sich im Gleichgewicht befinden. Dabei erfahren die untersuchten Körper keine Beschleunigung, d.h., sie befinden sich im Zustand der Ruhe oder der gleichförmigen Bewegung.
2. Kinetik: befasst sich mit dem Zusammenhang zwischen den einwirkenden Kräften (Ursache) und den daraus resultierenden Bewegungen (Wirkung).

"Gegenüber der Kinematik zeichnet sich die Dynamik dadurch aus, dass sie nach den Ursachen der Bewegung fragt" (LEUCHTE 1998, 19).

Die menschlichen Körpersegmente erfahren mehrere biomechanische Widerstände bei der Ausführung einer Bewegung.

Zum Beispiel:

Die aufrechte Aufstehbewegung vom Sitzen. Der Körper bekämpft die Widerstandskraft während der Bewegungsausführung.

Folgende Kräfte wirken auf jedes Segment ein:

- Die Schwerkraft: seine Größe wird von  $P = m \cdot g$  ( $m$  ist die Masse des Segmentes) gegeben. Sie wird beim Körperschwerpunkt des Segmentes lokalisiert. Diese Kraft wird vertikal nach unten gelenkt, und ihre Beschleunigung entspricht  $g = 9,8 \text{ m/s}^2$ .

"Der Körperschwerpunkt des Gesamtsystems liegt nicht exakt im Lot, sondern vor dem Promontorium in der Unterstützungsfläche zwischen den beiden Füßen" (LEUCHTE 1999, 53).

- Die äußerlichen Kräfte am Körpersystem: unter diesen Kräften ist die wichtigste die Bodenreaktionskraft unter den Füßen.
- Die Bodenreaktionskraft wird vom 3. Newtonschen Gesetz abgeleitet. Es ist eine Kraft, die gegen das Körpergewicht reagiert.

Drittes Newtonsches Axiom - Reaktionsprinzip:

"Die von zwei Körpern aufeinander ausgeübten Wirkungen (Kräfte) sind stets gleich groß aber von entgegengesetzter Richtung:  $F_{1 \rightarrow 2} = -F_{2 \rightarrow 1}$  (Actio = Reactio)" (LEUCHTE 1999, 23).

- Die Muskel- und Bandkräfte: die Muskeln üben eine Kraft während ihrer Kontraktion auf die Strukturen der Knochensegmente aus. Die Muskeln wirken auf die Gelenke, um die Drehmomente zu schaffen, die die Bewegungen mit der mechanischen Energieproduktion oder der mechanischen Energieaufnahme als Auswirkung leiten.
- Die Gelenkreaktionskräfte: jedes Körpersegment übt eine Kraft auf der Gelenkoberfläche des angrenzenden Segmentes aus. Die bekanntesten sind die Kompressionskräfte und die durchschneidenden Kräfte. In der Tat übt während der Aufstehbewegung jedes Segment eine Kraft auf dem Gelenk des benachbarten Segmentes aus.

Im konkreten Fall übt das Fußsegment eine Kraft auf dem Beinsegment beim Sprunggelenk aus, das Beinsegment übt eine Kraft auf das Schenkelsegment beim Kniegelenk aus, und der Schenkel übt eine Kraft auf das Becken aus usw. ohne zu vergessen, dass die Schwerkraft ihren Einfluss in der gegenteiligen Richtung ausübt.

## ***1.5 Biomechanische Analyse der Bewegung des Aufstehens vom Sitzen***

### **1.5.1 Typischer Fall der Bewegung von Hemiplegikern und Gesunden in meiner Untersuchung**

Im Laufe der vorliegenden Forschungsarbeiten wurde nur die Kinematik der Bewegung aufgrund des ausgewerteten Materials berücksichtigt. Es wurde für die Untersuchungen das Gerät "PosMess" benutzt. Dieses Gerät, das im nächsten Kapitel beschrieben wird, analysiert die Körperbewegungen aufgrund der kinematischen Parameter, darunter die Zeit "s", die Geschwindigkeit "v", die linke/rechte Asymmetrie " $\alpha$ " und umgekehrt.

Diese Asymmetrie ist gewissermaßen die Länge des lateralen Abstands (seitliche Fußabweichung) der Füße während der Bewegung. Die gilt auch als Schwankung des Körpers. Mit diesen Parametern kann der Untersuchungsleiter die Strecke der Bewegung/Verschiebung oder die Höhe des Körperschwerpunkts vom Sitzen zum aufrechten Aufstehen berechnen. Diese Höhe entspricht auch der Bewegung des Kopfes aus der sitzenden Stellung bis zur aufrechten Position. Diese Höhe wird automatisch durch den Computer vorgegeben.

Im Folgenden wird der Bewegungsverlauf beschrieben:

Wenn der Mensch normalerweise von einem Stuhl aufsteht, befinden sich die Füße flach am Boden und zu diesem präzisen Zeitpunkt beginnen die Beine, das Körpergewicht aufzunehmen. Die zwei Füße stehen oft parallel. Es kommt vor, dass einer der Füße ein bisschen vor dem anderen steht. Aber dieser entscheidende Zeitpunkt kann mehrere Situationen und auch mehrere Strategien bei den Füßen hervorrufen. Der Fall der halbseitig gelähmten Patienten bestätigt dieses Urteil, denn es handelt sich um Personen, die unter motorischen Störungen und willkürlichen Bewegungsstörungen leiden.

Während dieser Bewegung gehen die Knie über die Zehen, und die Kniekehle vergrößert den Winkelwert, während sich alle Kräfte bei den Fußsohlen auf einen präzisen Druckpunkt konzentrieren. Die Zehen bleiben fest am Boden, um das Gleichgewicht aufrechtzuerhalten und Rutschen zu vermeiden.

Ein dynamisches Spiel spielt sich bei den Füßen zwischen den Zehen und den Fersen ab, um die Kräfte auszubalancieren und um die Bodenreaktionskräfte zu beherrschen. Die Hüften beugen sich, um dem Rumpf zu erlauben, sich nach vorne zu bewegen, wobei sich zu diesem Zeitpunkt der Kopf im Lot zu den Zehen befindet.

Der Rumpf beugt sich nach vorne. Der Kopf ist in der geraden Linie des Rumpfs, so versucht er, sich hoch zu heben. Im weiteren Verlauf der Bewegung hält sich allmählich der Rumpf gerade, und die Hüften strecken sich, um sich in der aufrechten Position mit dem Kopf und Rumpf wieder zu finden.

Bei den unteren Gliedmaßen verursachen die Bewegungen eine Kraftprobe zwischen den Füßen, die das Gleichgewicht aufrechterhalten und das Körpergewicht tragen müssen, und den Beinen, die den ganzen Körper nach oben drücken und gleichzeitig die Energie auf die oberen Körpersegmente übertragen.

Während der Aufstehbewegung aus dem Sitz verteilt sich das Körpergewicht einheitlich zwischen den zwei unteren Gliedmaßen, und der Körper bleibt symmetrisch.

Die Sprunggelenke tragen durch ihre Bewegung der Dorsalflexion zur Verschiebung der Knie nach vorne bei, um sich am Lot der Füße zu halten. Alles findet zu Beginn der Bewegung statt. Die zwei Schenkel bilden über den Hüften ein gleichschenkeliges Dreieck.

Die oberen Gliedmaßen kippen und halten sich entlang des Körpers im Gleichgewicht. Der Rumpf und die Extremitäten bleiben während der Bewegungsausführung symmetrisch, wenn die oberen Gliedmaßen sich nicht gegen eine Oberfläche oder an den Lehnen abstützen.

Nach der biomechanischen Analyse von RODOSKY et al. (1989, 268) wird die Bewegung vom Sitzen (0 %) zum aufrechten Stand (100 %) in zwei verschiedene Teile geteilt:

Die Schubphase nach vorn oder Flexion: diese Phase wird durch eine Flexion des Rumpfes nach vorne charakterisiert, die mit einer Flexion der Hüfte verbunden ist. Während dieser Phase verkleinert sich der Winkel des Knies und ändert sich leicht im Verhältnis zu seiner Anfangsposition, und zur selben Zeit verschiebt sich der Schenkel in Richtung der Vorderseite und löst sich vom Stuhl. Während dieser Phase erhöhen sich die Flexion der Hüfte und des Gelenkes und erreichen ihre Maximalaktivität am Ende dieser Phase, während die Knieflexion sich beträchtlich verändert.

Die Ausdehnungsphase: Diese Phase entspricht der Körperverschiebung in Richtung der vertikalen Position. Während dieser Phase vollziehen die Hüfte und das Gelenk eine gegenteilige Bewegung, das heißt von der Flexion zur Extension, und das Knie erreicht schnell seine maximale Extension.

Der vollständige Zyklus der Aufstehbewegung reicht nach diesen Autoren von 0 %, das heißt vom Beginn des Sitzens zu 100 %, das heißt bis zur aufrechten Position. Der Autor und seine Mitarbeiter haben auch die Drehmomente des Sprunggelenks, des Kniegelenks und des Hüftgelenks während dieser verschiedenen Phasen untersucht.

Während der Bewegung gibt es eine Muskelkontraktion, und jedes Segment überträgt die Energie, die in den Sehnenbändern in Richtung der benachbarten Segmente gespeichert wurde usw. Diese Kraft wird auf die oberen Körpersegmente übertragen, und es kommt zu einer Umwandlung der potentiellen Energie in mechanische und kinetische Energie, die fähig sind, die anderen Körpersegmente von einem Punkt zu

einem anderen mittels der Muskelkontraktion zu verschieben. Diese Übertragung erfolgt über die Gelenkoberflächen.

Während der Bewegung vom Sitzen in die senkrechte Position wird die potentielle Energie, die in den Sehnenbändern des Fußsegmentes gesammelt wurde, in Richtung des Beinsegmentes, dann in Richtung des Schenkelsegmentes übertragen und kommt im Rumpf an, indem sie die Hüfte durchläuft.

In der vorliegenden Untersuchung werden nur die translatorischen kinematischen Parameter berücksichtigt, dies erklärt die räumlich-zeitliche Beschreibung des Begriffes dieser biomechanischen Analyse.

## 2 Theoretische Grundlagen

Im Folgenden wird das motorische System ausführlich erklärt, weil es die Basis willkürlicher Bewegungen darstellt. Wenn eine Bewegung ausgeführt werden soll, so wird diese Bewegung durch das motorische System geleitet. Um die Auswirkungen eines Schlaganfalls besser verstehen zu können, müssen die Begriffe des motorischen Systems erklärt werden.

### 2.1 Motorische Systeme

#### 2.1.1 Absteigende Bahnen

Das motorische System wird über afferente Bahnen zum Kleinhirn geleitet. Die Kleinhirnbahnen enden im Nucleus ruber (Tractus dentaorubralis) und im Nucleus centromedianus thalami, dessen Fasern zum Striatum weiterführen. Vom Cortex ziehen dann Fasern zum Striatum, zum Nucleus ruber und zur Substantia nigra. Die vestibulären Fasern enden im Nucleus interstitialis Cajal.

Die zentrale Haubenbahn (Tractus tegmentalis centralis) gilt als efferente Bahn des Systems. Andere absteigende Bahnen sind:

- Tractus reticulospinalis
- Tractus rubroreticulospinalis
- Tractus vestibulospinalis
- Fasciulus interstitiopyramidalis
- 

Durch viele Neuronenkreise sind die extrapyramidalen Zentren miteinander verbunden und gewährleisten eine wechselseitige Kontrolle und Abstimmung. Die doppelläufigen Verbindungen bestehen zwischen dem Pallidum und dem Nucleus subthalamicus, zwischen dem Striatum und der Substantia nigra. Ein großer Neuronenkreis verläuft vom Kleinhirn über den Nucleus centromedianus thalami zum Striatum und von diesem zurück über Globus pallidus, Nucleus ruber und Olive zum Kleinhirn. Die Cortexfasern machen aus anderen Funktionskreisen Striatum, wobei eine Rückverbindung über Globus pallidus, Nucleus ventralis anterior und Nucleus ventralis lateralis thalami zum Cortex besteht.

Die frontalen und okzipitalen Augenfelder werden zusammen mit Bezirken des Parietal- und Temporallappens, von denen mit hohen Stromstärken komplexe Massenbewegungen ausgelöst werden konnten, als extra-pyramidale Rindenfelder bezeichnet. Die Einbeziehung von Cortexbezirken in das extra-pyramidale System ist umstritten, obwohl viele kortikostriatale Verbindungen nachgewiesen wurden.

##### 2.1.1.1 Pyramidenbahn

Der Tractus corticospinalis, die Pyramidenbahn, und die Fibrae corticonucleares sind Bahnen der Willkürmotorik. Der Cortex kontrolliert über sie die subkortikalen

motorischen Zentren. Er kann auf sie dämpfend und hemmend wirken. Von ihm geht aber auch eine ständige tonische Erregung aus, welche die raschen, plötzlichen Bewegungen fördert. Die automatischen und stereotypen Bewegungsabläufe, die von den subkortikalen motorischen Zentren gelenkt werden, sollen durch den Einfluss pyramidalen Impulse modifiziert werden, so dass gezielte und fein abgestimmte Bewegungen resultieren.

Der Ursprung der Pyramidenbahnfasern liegt in den präzentralen Feldern, in den Feldern des Parietallappens und in der zweiten sensomotorischen Region. Ca. zwei Drittel stammen aus der Präzentralregion, ein Drittel aus dem Parietallappen. Nur ca. 60 % sind markhaltige Fasern. Die anderen 40 % sind marklose Fasern. Die dicken Fasern der Betz-Riesenpyramidenzellen der der Area 4 machen dabei nur 2-3 % der markhaltigen Fasern aus. Alle übrigen Fasern stammen von kleineren Pyramidenzellen.

Die Pyramidenbahnfasern durchlaufen die innere Kapsel. Am Übergang zum Mittelhirn kommen sie an die Hirnbasis heran und bilden dann mit den kortikopontinen Bahnen die Pedunculi cerebri. Der Mittelteil wird von den Pyramidenbahnfasern eingenommen. Am weitesten lateral liegen die Fasern aus der parietalen Rinde. Dann folgen die kortikospinalen Bahnen für die untere Extremität, Rumpf und obere Extremität. Anschließend folgen die kortikobulbären Fasern für den Gesichtsbereich. Wird der Pons durchtreten, kommt es zu einer Drehung: die kortikobulbären Fasern liegen dann dorsal, und es folgen die zervikal, thorakal, lumbal und sakral endenden Bündel. In der Medulla enden die Fibrae corticonucleares an den Hirnnervenkernen. In der Decussation pyramidum kreuzen 70-90 % der Fasern auf die Gegenseite und bilden den Tractus corticospinalis lateralis. Die Fasern, die für die obere Extremität wichtig sind, kreuzen dorsal von den Fasern für die untere Extremität. Im Pyramidenseitenstrang liegen dann die Fasern für die obere Extremität medial, die langen Fasern für die untere Extremität lateral. Die Fasern, die ungekreuzt verlaufen, führen bis zum Tractus corticospinalis anterior und kreuzen erst in Höhe ihrer Endigung über die Commissura alba auf die Gegenseite. Variabel ausgebildet ist der ventrale Trakt, denn er kann asymmetrisch sein oder auch ganz fehlen. Er reicht bis in das Zervikal- oder Thorakalmark.

Zum größten Teil enden die Pyramidenbahnfasern in der Zona intermedia zwischen Vorder- und Hinterhorn an Zwischenneuronen. Nur ein kleiner Teil erreicht die motorischen Vorderhornzellen, besonders diejenigen, die die distalen Extremitätenabschnitte versorgen. Diese stehen unter dem Einfluss der Pyramidenbahn. Auf Neurone wirken Pyramidenbahnimpulse aktivierend, welche die Flexoren innervieren. Sie wirken dagegen hemmend auf Neurone, welche die Extensoren innervieren.

Die aus dem Parietallappen stammenden Fasern enden in den Hinterschranken (Nucleus gracilis und Nucleus cuneatus) und in der Substantia gelatinosa des Hinterhorns. Sie regulieren den Zustrom sensibler Erregungen. Daher ist die Pyramidenbahn keine einheitliche motorische Bahn, sondern enthält funktionell verschiedene absteigende Systeme.

### **2.1.1.2 Extrapyramidale Bahn**

Neben der Präzentralregion und der Pyramidenbahn beeinflussen viele andere Bezirke und Bahnen die Motorik. Diese werden als extrapyramidal-motorisches System bezeichnet. Es ist phylogenetisch älter als die Pyramidenbahn und besteht aus multisynaptischen Neuronenketten. Einst wurde darunter eine Gruppe von Kernen verstanden, die als besonderes Merkmal einen hohen Eisengehalt hatten: Striatum und Caudatum, Pallidum, Nucleus subthalamicus, Nucleus ruber und Substantia nigra (striäres System oder extrapyramidal-motorisches System im engeren Sinne). Mit dieser Kerngruppe sind noch weitere für die Motorik wichtige Zentren in Verbindung, bei denen es sich nicht um motorische Kerne, sondern um Integrationszentren handelt: Kleinhirn, Thalamuskern, Formatio reticularis, Vestibulariskerne und einige Rindenfelder. Diese Gebiete werden als extrapyramidales System im weiteren Sinne zusammengefasst.

### **2.1.1.3 Funktion**

Wird eine Extremität willkürlich bewegt, werden gleichzeitig Muskelgruppen an anderen Extremitäten und am Rumpf innerviert, um bei den veränderten statischen Bedingungen das Gleichgewicht und die Körperhaltung aufrechtzuerhalten und die Bewegung glatt ablaufen zu lassen. Diese begleitenden Muskelaktionen, die meist nur in einer vermehrten Spannung oder Entspannung von Muskelgruppen bestehen, werden nicht willkürlich ausgeführt und auch nicht bewusst empfunden. Ohne sie ist eine geordnete Bewegung unmöglich. Solche unbewussten Bewegungsabläufe sind die Mitbewegungen (Armrempeln beim Gehen) und andere lange eingeübte und mechanisch ablaufende Bewegungen. Sie alle sind unter der Kontrolle von extrapyramidalen Systemen, die mit einem Servomechanismus vergleichbar sind, die selbstständig und ohne bewusst zu werden alle willkürlichen Bewegungen unterstützen.

## **2.2 Das Gehirn**

Das Gehirn ist das zentrale Organ unseres Körpers. In unserem Kopf befindet sich ein zentrales Organ des Menschen. Das Gehirn ist der Sitz des Verstandes, der Erinnerung, der Seele. 10 Milliarden Nervenzellen denken, nehmen wahr, kontrollieren Bewegungen, empfangen Sinneseindrücke, kommunizieren. All dies funktioniert nur, wenn der Kreislauf ihnen genügend Sauerstoff und Nährstoffe zuführt.

### **2.2.1 Aufbau und Funktion des Gehirns**

Ein Bild wird als optischer Eindruck auf der Netzhaut des Auges abgebildet. Lichtimpulse werden hier über einen chemischen Vorgang in elektrische Impulse umgewandelt. Diese elektrischen Impulse gelangen durch ein Bündel von Leitungsfasern, die Sehbahn, zum Sehzentrum im hinteren Großhirn. Erst wenn die Nervenzellen im Sehzentrum die elektrischen Impulse verarbeitet haben, wird ein Bild wahrgenommen.

Das Sehzentrum hat zu vielen anderen wichtigen Zentren im Gehirn Verbindungen. Dazu gehören diejenigen, die für die Bewegung von Armen und Beinen zuständig sind.



Das Sehzentrum kommuniziert auch mit Bereichen des Gehirns, in denen Vorerfahrungen abgespeichert wurden. Solche Zentren werden befragt, um Dinge ausführen zu können. Meist handelt es sich um Korrekturbefehle für die Sichtkontrolle. Das Sehzentrum steht auch mit einem speziellen Hirnbereich in Beziehung, der für die menschlichen Gefühle zuständig ist. Es handelt sich um das limbische System. Diese Vorgänge gelten für das Sehen, für das Gehör, den Geruch, den Geschmack und das Berühren von Gegenständen. Es sind miteinander vernetzte Kommunikationssysteme. Das Gehirn ist eine Art Kommandozentrale, welches über ein Arsenal von mehr als 10 Milliarden Nervenzellen verfügt. Vieles, was in unserem Gehirn abläuft, entzieht sich immer noch der menschlichen Kenntnis. Einige Grundprinzipien sollen aber im Folgenden näher beleuchtet werden.

Die Hauptbestandteile des Zentralnervensystems sind Groß- und Kleinhirn sowie Hirnstamm.

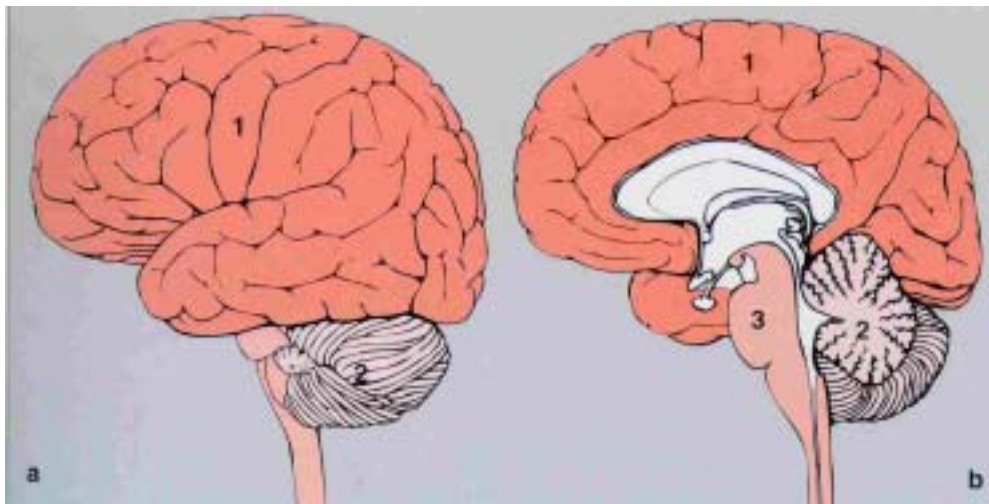


Abb. 2.1: Das menschliche Gehirn. a: Außenansicht und b: Schnittbild. 1 = Großhirn, 2 = Kleinhirn und 3 = Hirnstamm (STEINKE 1999, 19)

Das Großhirn ist der größte Teil des Gehirns. Es ist Sitz des menschlichen Intellekts und der Bewegungssteuerung, der Sinneswahrnehmung bis hin zu Berührungsempfinden und Schmerzempfinden. Es besteht aus zwei spiegelbildlich angelegten Hälften, den Hemisphären. Jede dieser Hälften ist in einen Stirnlappen, einen Schläfen-, einen Scheitel- und einen Hinterhauptslappen untergliedert. Bestimmte Hirnareale in diesen Lappen sind für ganz bestimmte Funktionen unseres Körpers verantwortlich.

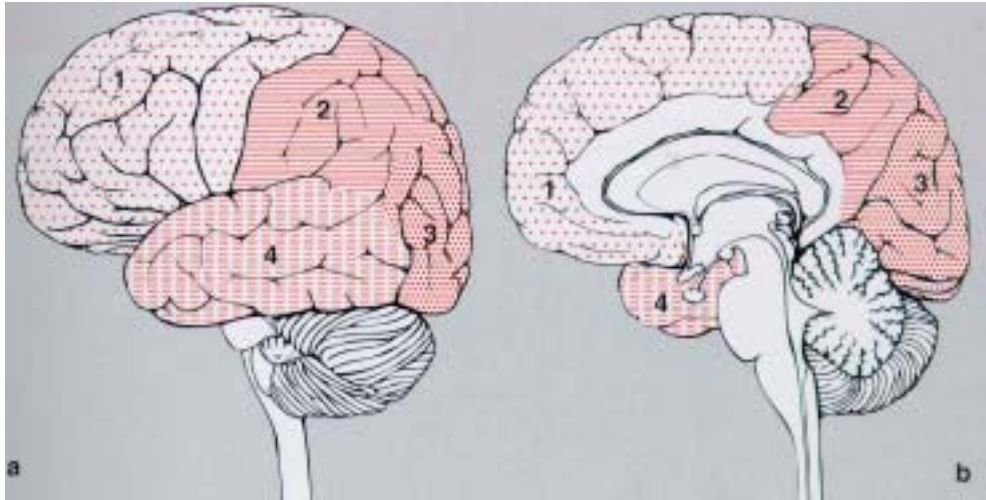


Abb. 2.2: Das menschliche Gehirn: a = Außenansicht und b = Schnittbild. Hier sind die verschiedenen Hirnlappen des Großhirns dargestellt: 1. Stirnlappen, 2. Scheitellappen, 3. Hinterlappen, 4. Schläfenlappen (STEINKE 1999, 21)

Die Stirnlappen, die zentralen Nervenzellen, sind für Bewegung und Kraft zuständig und liegen im hinteren Bereich des Stirnlappens. Ihre Anordnung ist gekreuzt. Die Scheitellappen sind die Zentren für die Gefühlswahrnehmung auf der gegenüberliegenden Körperseite und sitzen jeweils am Vorderrand des Scheitellappens. Die Hinterhauptslappen beinhalten das Sehzentrum. Die Schläfenlappen beinhalten die Zentren für das Sprachverständnis und das Gedächtnis.

Für die Sprache, das Lesen, Schreiben und Rechnen ist meist das linke Großhirn zuständig. Es wird als dominante Hemisphäre bezeichnet. Auf dem Weg vom Gehirn zum Körper wechseln die Nervenbahnen die Seite. Dies führt dazu, dass die linke Gehirnhälfte für die meisten Funktionen der rechten Körperseite zuständig ist, die rechte Gehirnhälfte für die meisten Funktionen der linken Körperseite. Wenn es also bei einem Schlaganfall zu einer Kraftlosigkeit der rechten Körperseite kommt, handelt es sich um eine Störung in der linken Großhirnhemisphäre.

Wenn Ausfallerscheinungen bei Schlaganfällen verschieden verlaufen, liegt es an den individuellen Unterschieden der Blutversorgung. Zudem sind die Hirnfunktionen von Mensch zu Mensch räumlich unterschiedlich angeordnet, d.h. nie genau gleichartig exakt auf bestimmte Felder festgelegt. Auch im Laufe der gesamten Lebensspanne eines Menschen und nach einer Schädigung des Gehirns können sich Nervenfelder verändern und neue Funktionen übernehmen.

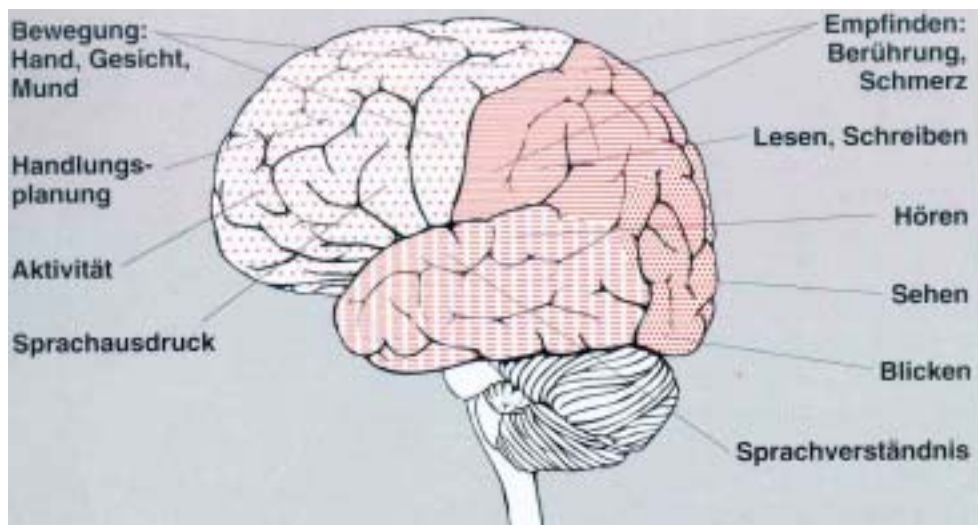


Abb. 2.3: Außenansicht des Gehirns: Darstellung der wichtigsten Funktionen des Großhirns (STEINKE 1999, 23)

Das Kleinhirn ist für das Gleichgewicht und die Körperhaltung zuständig. Es liegt eingebettet zwischen Hinterhauptslappen und Hirnstamm, bzw. verlängertem Rückenmark. Es ist außerdem für die Feinabstimmung der willkürlichen und unwillkürlichen Bewegungsabläufe zuständig. Daher ist es in Nervenimpulse eingebunden, die zwischen Rückenmark, Gleichgewichtszentren im Hirnstamm und Großhirn zirkulieren.

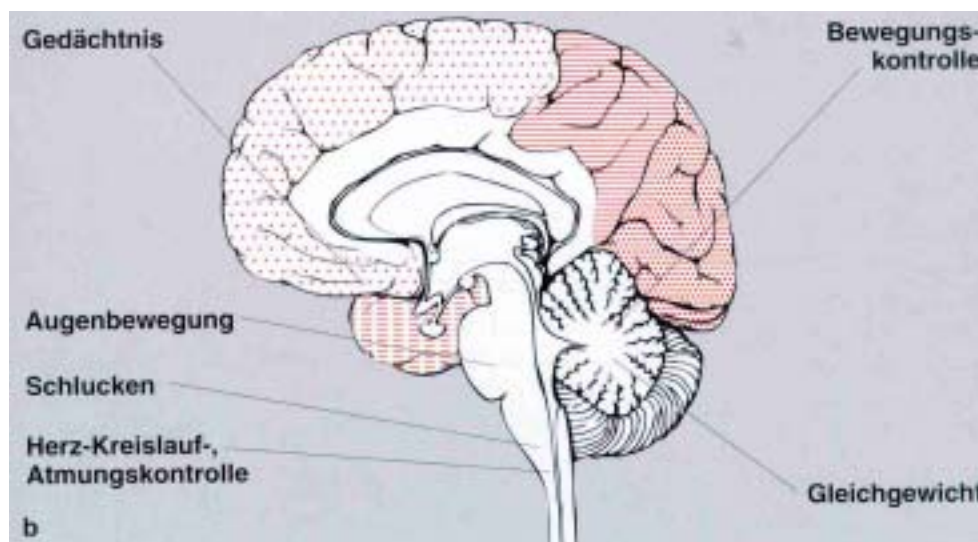


Abb. 2.4: Die wichtigsten Funktionen des Großhirns, des Kleinhirns und des Hirnstamms im Schnittbild (STEINKE 1999, 23)

Bei einer Minderdurchblutung des Kleinhirns kann es zu Störungen wie z.B. lallende Sprache, wankender Gang, ungeschickte Bewegungen, Zittern der Arme und Hände kommen.

Der Hirnstamm, der älteste Hirnteil, ist die Schaltzentrale wichtiger Körperfunktionen. Der Hirnstamm wird auch als Schaltzentrale des Nervensystems bezeichnet, die unserem Willen nicht unterworfenen wichtigen Körperfunktionen steuert. Bei Durchblutungsstörungen des Hirnstamms kann z.B. die Regulierung von Atmung, Kreislauf und Körpertemperatur entgleisen. Der Hirnstamm steuert außerdem die Augenbewegungen, das Schlucken und das Gleichgewicht. Zur Organisation der Hirnregionen kann generell festgehalten werden, dass alle Hirnzentren miteinander optimal vernetzt sind.

### 2.2.2 Blutversorgung des Gehirns

Zur Blutversorgung des Gehirns kann gesagt werden, dass Sauerstoff und Zucker die lebensnotwendigen Nährstoffe des Gehirns sind.

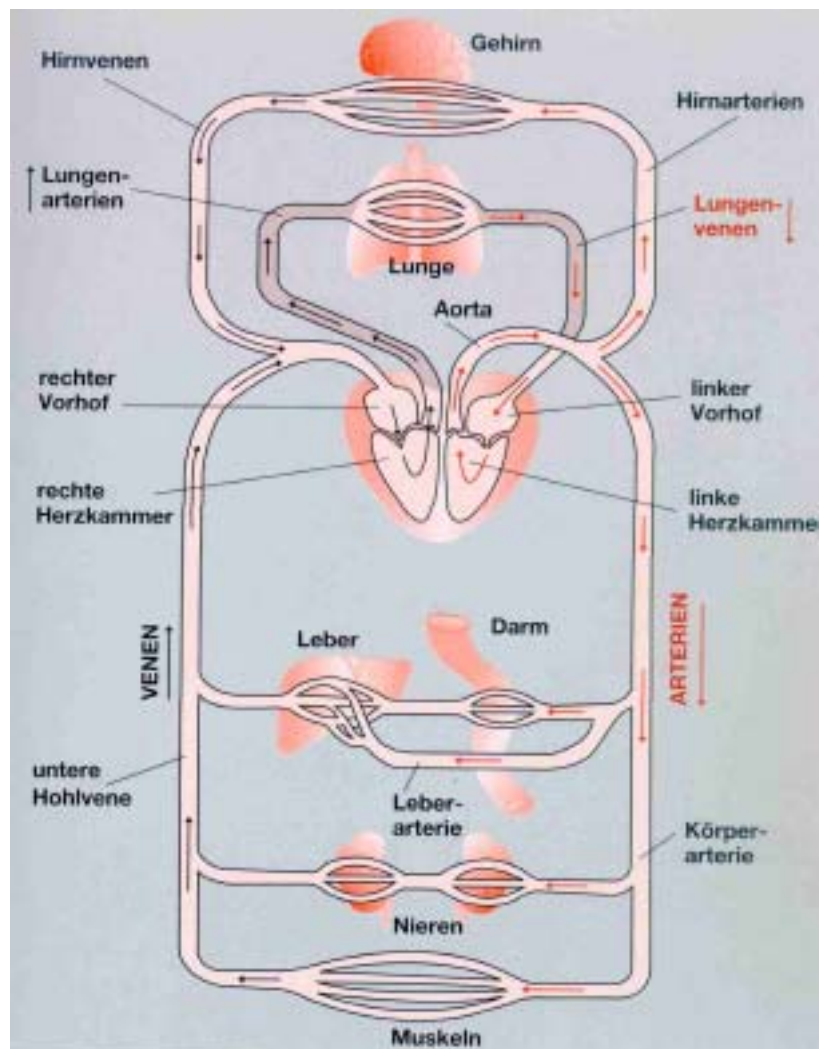


Abb. 2.5: Schematische Darstellung des Blutkreislaufs im menschlichen Körper (STEINKE 1999, 27)

Sie sind die Energielieferanten. Wird dieser Transport unterbrochen, kommt es zu einem Untergang von Hirnnervenzellen und zum Schlaganfall.

Eine derartige Unterbrechung der Hirndurchblutung ist in 80 % der Fälle Ursache eines Schlaganfalls. In 20 % ist eine Hirnblutung die Ursache. Auf die verschiedenen Formen der Durchblutungsstörungen soll nochmals ein Überblick über das Gehirn gegeben werden.

Das Gehirn wird, wie alle Organe unseres Körpers, vom Herzen und den angeschlossenen Adern, den Arterien, mit Blut versorgt. Das Kreislaufsystem lässt sich wie folgt beschreiben:

Die linke Herzkammer pumpt das in der Lunge mit Sauerstoff beladene Blut in die große Körperschlagader, die Aorta. Die Arterien transportieren sauerstoffreiches Blut. Das sauerstoffarme Blut wird von den Venen zurück zum Herzen gebracht.

Für das Gehirn gibt es zwei unterschiedliche Versorgungskreise: Den vorderen und den hinteren Hirnkreislauf. Der vordere Hirnkreislauf wird von zwei großen Schlagadern, nämlich der rechten und der linken gemeinsamen Halsschlagader, gespeist. Des Weiteren gibt es noch einen vorderen, mittleren und hinteren Hirnteil. All dies verdeutlicht, dass die innere Halsschlagader den Löwenanteil der Gehirndurchblutung liefert. Die mittlere Hirnarterie ist v.a. häufig bei Schlaganfällen beteiligt, denn sie allein versorgt mehr als die Hälfte des Großhirns mit Blut, u.a. auch diejenigen Regionen, die für Sprache, Kraftentfaltung und Gefühlswahrnehmung zuständig sind.

Die Versorgung des hinteren Kreislaufs übernehmen die beiden Wirbelsäulenarterien. Dabei sind der vordere und hintere Hirnkreislauf durch kleinere Adern verbunden.



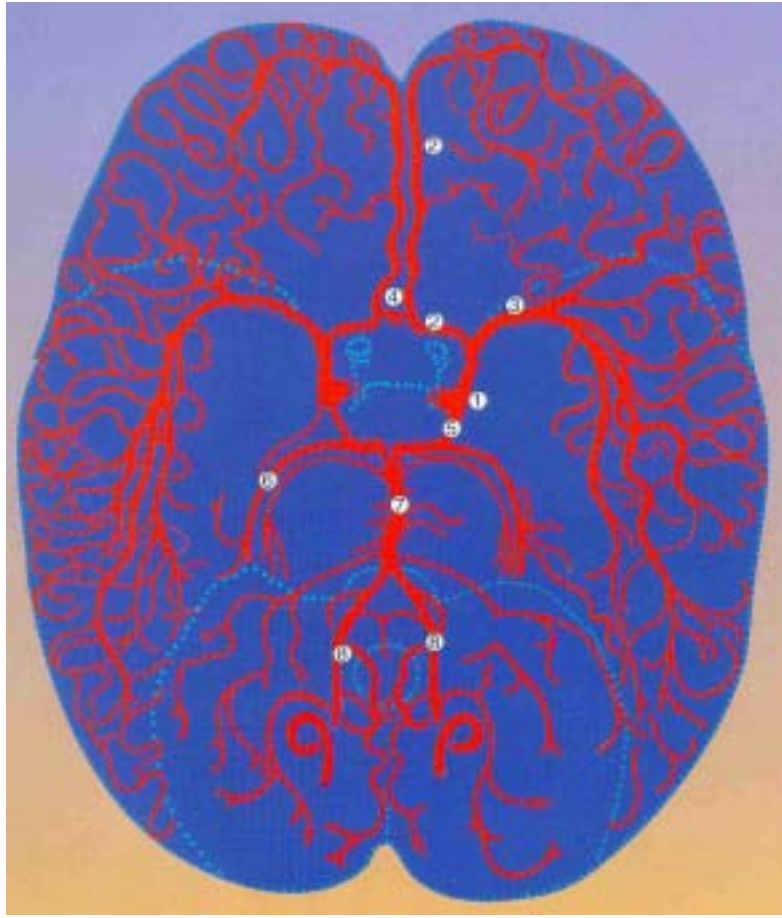


Abb. 2.6: Das Arteriensystem des Gehirns. In der Mitte ist der „Kölner Ring“ (Circulus arteriosus) zu sehen (STEINKE 1999, 24)

- |                              |                              |
|------------------------------|------------------------------|
| ① Innere Halsschlagader      | ⑤ Hintere Verbindungsarterie |
| ② Vordere Hirnarterie        | ⑥ Hintere Hirnarterie        |
| ③ Mittlere Hirnarterie       | ⑦ Hirnbasisarterie           |
| ④ Vordere Verbindungsarterie | ⑧ Wirbelsäulenarterie        |

Es kann also festgehalten werden, dass ein weit verzweigter Gefäßbaum das gesamte Gehirn mit Energie versorgt.

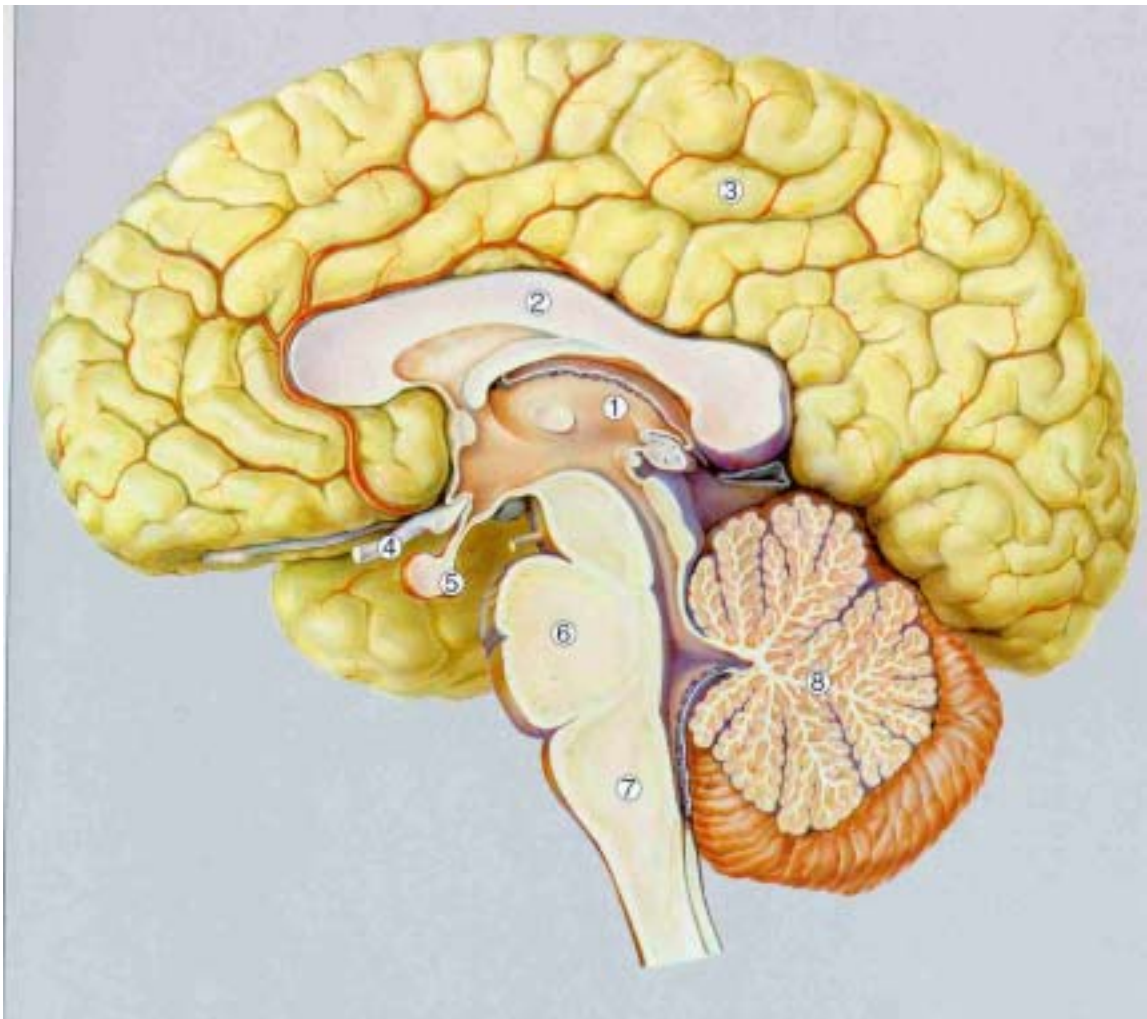


Abb. 2.7: Ein Längsschnitt des Zentralnervensystems mit den wichtigsten Teilen (STEINKE 1999, 25)

- |                |                                |
|----------------|--------------------------------|
| ① Zwischenhirn | ⑤ Hirnanhangsdrüse (Hypophyse) |
| ② Balken       | ⑥ Hirnstamm                    |
| ③ Großhirn     | ⑦ Verlängertes Rückenmark      |
| ④ Sehnerv      | ⑧ Kleinhirn                    |

## 2.3 Gefäßveränderungen

### 2.3.1 Arteriosklerose

Meist betreffen erste arteriosklerotische Veränderungen die Aorta unmittelbar nach ihrem Abgang aus dem Herzen. Diese arteriosklerotischen Veränderungen im Aortenbogenbereich werden oft zu wenig beachtet, und erst in den letzten Jahren wurden sie öfter bei jungen Schlaganfallbetroffenen nachgewiesen. Bei ihnen wurden sonst keine Erklärungsmöglichkeiten gefunden. Diesen Veränderungen im Aortenbogen folgen oft erst gleichartige Störungen in den Herzkranzgefäßen, bevor die großen Halsschlagadern und mittelgroßen Arterien wie z.B. die Anfangsabschnitte der

Hirnarterien betroffen sind. Die Arterienabschnitte weiter innen im Gehirn wie z.B. der vorderen, mittleren oder hinteren Hirnarterie zeigen seltener arteriosklerotische Veränderungen. Dieser Ausbreitungsweg könnte erklären, warum Durchblutungsstörungen des Gehirns meist später auftreten als solche des Herzens. An den hirnversorgenden Arterien sind oft arteriosklerotische Veränderungen an Gefäßabschnitten, aus denen kleinere Äste abgehen oder an denen es zu einer Aufteilung kommt; z.B. Bifurkation der gemeinsamen Halsschlagader in die innere und äußere Halsschlagader sowie der Abgang der Wirbelsäulenarterie aus der Schlüsselbeinarterie. Die Gefäßabschnitte im Gehirn sind außer der Hirnbasisarterie meist nicht oder kaum von der Arteriosklerose betroffen.

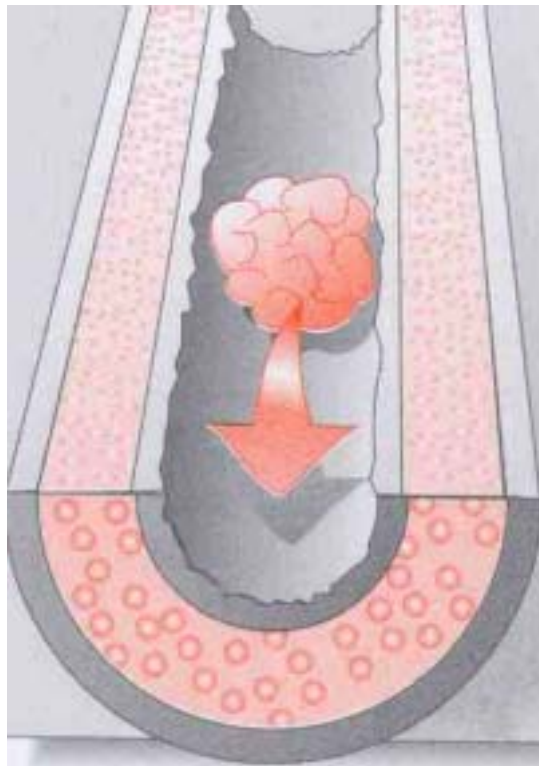


Abb. 2.8: Bildung und Loslösung eines Blutgerinnsels aus Fetten und Kalksalzen (STEINKE 1999, 39)

### 2.3.2 Was bedeutet eine Makroangiopathie und eine Mikroangiopathie?

Unter Makroangiopathie wird die Erkrankung der großen Arterien verstanden. Die Hauptursache einer Makroangiopathie ist die Arteriosklerose.

Mit Mikroangiopathie wird die Erkrankung der kleinen, oft rechtwinklig von den größeren Arterien abgehenden arteriellen Endäste innerhalb des Gehirns bezeichnet. Diese kleinen Arterien haben oft keine sog. Kollateralversorgung. Daher kann es bei Einengungen und Verschlüssen in den von diesen Gefäßen versorgten Hirngebieten leicht zu kleinen, umschriebenen Schlaganfällen kommen. Der hohe Blutdruck und die Blutzuckerkrankheit sind dabei auch zu berücksichtigen. Typische Folgen einer



Mikroangiopathie zeigen sich in lakunären Infarkten, einer sog. subkortikalen arteriosklerotischen Enzephalopathie (SAE) oder diesen beiden Veränderungen.

Subkortikal bedeutet unterhalb der Hirnrinde liegend und Enzephalopathie bedeutet Störung des Gehirns. SAE ist also eine in der Tiefe des Gehirns, dem sog. Marklager, liegende arteriosklerotische Gefäßkrankheit, die wegen einer Mikroangiopathie zu lakunären Infarkten und sonstigen Gewebsuntergängen führt, die sich nicht immer als Schlaganfälle bemerkbar machen müssen. Sie werden als sog. stumme Infarkte bezeichnet. Die betroffenen Bezirke können im Computertomogramm als Hypodensien dargestellt werden. Oft kommt es bei den Betroffenen zu einer sog. vaskulären Demenz, die manchmal nach einem deutschen Neurologen als Binswanger-Krankheit bezeichnet wird.

In den vergangenen Jahren wurde eine erbliche Sonderform der Mikroangiopathie entdeckt, die zerebrale autosomal-dominante Arteriopathie mit subkortikalen Infarkten und Leukoenzephalopathie. Oft sind die Patienten in den mittleren Lebensjahren und weisen nicht die üblichen Gefäßrisikofaktoren auf. So wird neben Schlaganfallbeschwerden auch über Kopfschmerzen geklagt.

Makro- und Mikroangiopathie schließen sich nicht gegenseitig aus. So kann ein hoher Blutdruck ein Risikofaktor sein. Technische Zusatzuntersuchungen sind aber unerlässlich wenn es darum geht, ob es sich tatsächlich um eine ursächliche Störung großer oder kleiner Arterien gehandelt hat. Dies könnte in Zukunft auch bei der Frühbehandlung von Schlaganfällen eine Rolle spielen.

### **2.3.3 Definition von Plaque**

Eine Plaque ist eine aus fettigen Streifen entstehende Ansammlung fetthaltiger und anderer Stoffe in der Innenwand von Gefäßen. Plaques werden auch als Atherome oder atheromatöse Beete bezeichnet.

Sie entstehen durch Einlagerung von Cholesterin, das durch Risse der Innenhaut aus dem Blut in die Zellen der Gefäßwand übergetreten ist. Wenn sie sich ausdehnen und verdicken, machen sie z.B. die Wand von Arterien so unelastisch, dass diese sich nicht mehr entsprechend dem wechselnden Blutdruck und Durchblutungsbedarf ausdehnen und zusammenziehen können. Die normalerweise glatte Innenhaut wird auch rauher und unregelmäßig. So vermehren sich die Blutzellen, reiben daran und bleiben leichter daran hängen. Dabei kann sich das Blut in Form geronnener Klümpchen auf der unebenen Oberfläche festsetzen.

Plaques können sich auch durch Einblutungen mit nachfolgender Gerinnung und Organisation des geronnenen Blutes vergrößern und dann zu einer immer deutlicheren Einengung der Gefäßlichtung führen. Sie können manchmal auch zerfallen und Bestandteile als sog. Embolus in den Blutstrom abgeben, wodurch es zu einer Verschleppung in Gefäßabschnitte kommt, die näher am Gehirn liegen.

Bei der Suche nach Plaques wurde v.a. die Halsschlagadern und besonders die Bifurkation in die innere und äußere Halsschlagader beobachtet. Aber auch die Plaques in der Halsschlagader dürfen nicht vernachlässigt werden. Bei Schlaganfallbetroffenen ohne sonstige erkennbare Ursache fanden sich z.B. im Aortenbogen ulzerierte Plaques fast sechsmal häufiger als bei Betroffenen mit erkennbarer sonstiger Ursache.

#### **2.3.4 Definition von Stenose**

Es handelt sich hier um eine Einengung. Bezüglich der Arteriosklerose kann hier ein zunehmendes Wachstum von Plaques mit Einengung der Lichtung von Arterien erkannt werden. Das auslösende Ereignis ist noch nicht bekannt. Das Einreißen der Oberfläche und Einblutungen in stenosierenden Plaques spielen dabei eine Rolle. Beide Vorgänge können ein Auslöser dafür sein, dass sich eine Thrombose am Ort der Stenose entwickelt und akut zu einem völligen Gefäßverschluss führen kann.

Bei der Beurteilung des Ausmaßes von Stenosen wird oft zwischen

- leichtgradigen (weniger als 30 % Einengung der Gefäßlichtung)
- mittelgradigen (30-70 %)
- hochgradigen (mehr als 70 %)

unterschieden. Solche Einteilungen können täuschen. Messfehler treten z.B. bei den Ultraschallverfahren, bei Angiographien auf. Höchstgradige, sog. subtotale Stenosen, durch die kaum noch Blut fließt, werden auch Filiform genannt.

Unter normalen Bedingungen kommt es hinter hochgradigen Stenosen erst bei einer Einengung von mehr als 90 % zu einem nennenswerten Blutdruckabfall mit der Gefahr hämodynamischer Hirninfarkte. Auch höchstgradige Stenosen können ohne Auswirkungen bleiben, wenn wirksame Kollateralen bestehen. Bei einer ausreichenden Kollateralversorgung führt selbst eine hochgradige Stenose oder ein Verschluss zu keinem oder nur zu einem minimalen Druckabfall in den nachgeschalteten Gefäßabschnitten, und alle Gehirnteile bleiben ausreichend durchblutet.

Wenn den hochgradigen Stenosen eine ausreichende Kollateralversorgung fehlt, erweitern sich die Gefäße in den nachgeschalteten Abschnitten des Gehirns sehr stark, um bei dem stenosebedingt erniedrigten Druck noch eine ausreichende Durchblutung zu ermöglichen. So kann es z.B. sein, dass der Blutdruck in den betroffenen Arterien dann an der unteren Grenze des Bereiches, der sog. Autoregulation ist, in dem die Hirndurchblutung trotz schwankenden Blutdrucks gleich gehalten wird. Bei derartigen Situationen kann schon ein geringes weiteres Absinken zu einem Schlaganfall führen.

Den Einfluss von Plaques und Stenosen auf die Gehirndurchblutung kann an einem Modell verdeutlicht werden. Die das Gehirn versorgenden Arterien können mit einem Gartenschlauch verglichen werden, in dessen Inneren sich mit der Zeit Schmutz und Mineralstoffe ablagern. Wird somit die Innenwand immer mehr ausgekleidet, desto schwieriger wird es für das Wasser, ungehindert durch den Schlauch zu fließen. Wird der Fluss langsamer, kommt es zu weiteren Ablagerungen. Es kommt zu Verstopfung, und die brüchig gewordene Wand platzt.

### **2.3.5 Definition Knick- und Schlingenbildungen (Kinking and Coiling)**

Knick- und Schlingenbildungen sind oft harmlose Veränderungen der inneren Halsschlagader, die in aller Regel nur dann einen Schlaganfall verursachen, wenn sie mit zusätzlichen arteriosklerotischen Veränderungen kombiniert sind.

### **2.3.6 Definition von Thrombus**

Ein Thrombus ist ein Blutgerinnsel, das u.a. aus Thrombozyten oder Erythrozyten besteht. In den Arterien kommt es in der Regel zu vorwiegend aus Thrombozyten bestehenden weißen Thromben, in Venen und in den Vorhöfen des Herzens v.a. zu aus Fibrin und Erythrozyten bestehenden roten Thromben.

Thrombozyten leben meist nur 10 Tage. Sie fließen einzeln in den Blutstrom. Bei Verletzungen und Unregelmäßigkeiten an der inneren Auskleidung von Gefäßen werden in den Blutplättchen Vorgänge ausgelöst, die zur Verklumpung und damit zur Bildung eines Thrombus sowie Anheftung an die Gefäßwand führen. Dabei geben die Thrombozyten verschiedene Stoffe ab wie z.B. Thromboxan, das weitere Blutplättchen anlockt. Ebenso einen Stoff, der sich mit LDL-Cholesterin verbindet und innerhalb der Gefäßwand zu einer für die Muskelzelle der Gefäßwand hochgradig schädlichen Substanz wird.

In Arterien oder in der Nähe von Plaques und Stenosen werden v.a. weiße Thromben gebildet. Dabei sind v.a. Thrombozyten und Kollagen wichtig. In den gesunden Arterien wird das Kollagen vom Endothel bedeckt. Wird das Endothel verletzt, lagern sich Thrombozyten an das Kollagen an. Dann wird die Form der Thrombozyten verändert, es zeigt sich eine Aggregation, und es werden chemische Stoffe ausgeschieden.

Im Normalfalls setzt das Endothel ein gutes Prostaglandin frei, das auch Prostazyklin genannt wird. Damit wird ein Anheften von Thrombozyten an der Arterienwand erzeugt, wenn diese unverletzt ist. Bei einem Endothelschaden befindet sich unter den Stoffen, die von den sich dort anlagernden Thrombozyten freigesetzt werden, auch ein schlechtes Prostaglandin, das zu einer Zunahme der Aggregation von Thrombozyten führt. Manche Fibrinfäden festigen dann den Thrombus.

### **2.3.7 Definition von Thrombose**

Unter Thrombose wird der völlige oder teilweise Verschluss eines Gefäßes durch einen an derselben Stelle in diesem Gefäß entstanden Thrombus verstanden. Eine bekannte Form einer Thrombose betrifft die Beinvenen. Da normalerweise kein Übertritt in das arterielle Gefäßsystem möglich ist, sind diese Thromben bezüglich der Gefahr eines drohenden Schlaganfalls meist ohne Bedeutung. Sie entwickeln sich oft nach einem Schlaganfall in einem gelähmten Bein, wenn nicht genügend Krankengymnastik betrieben wird, wenn keine Stützstrümpfe getragen werden und wenn Medikamente eingenommen werden, die die Blutgerinnung abschwächen.

Entsprechend der bevorzugten Verteilung arteriosklerotischer Veränderungen betrifft eine Thrombose der Hirngefäße v.a. die Halsschlagadern außerhalb des Kopfes am Hals. Der häufigste Ort ist die Aufteilungsstelle der gemeinsamen Halsschlagader in die innere und äußere Halsschlagader ca. in Höhe des Kehlkopfes. Weniger oft zeigen die Anfangsteile der großen Hirnarterien im Kopf thrombotische Veränderungen.

Arteriosklerotische Störungen führen oft über eine unregelmäßige, an der Oberfläche aufgebrochenen, ulzerierte Plaque oder eine Einlagerung zu einer örtlichen Thrombusbildung oder Thrombose. Diese kann embolisch als auch hämodynamisch verursachte Durchblutungsstörungen des Gehirns bewirken. Eine sehr seltene Ursache von Schlaganfällen sind Thrombosen der Hirnvenen und –sinus.

### **2.3.8 Definition Embolus**

Ein Embolus ist ein mit dem Blutkreislauf verschwemmter Thrombus oder andersartiges Material, das nicht zu den normalen Blutbestandteilen gehört. Thromben stammen aus Blutgefäßen oder dem Herz. Die Größe eines Embolus hängt u.a. von den Blutdruck- und -flussverhältnissen am Ort seiner Entstehung ab. Je niedriger der Druck und je geringer der Blutfluss, desto größer kann ein zum Embolus werdender Thrombus werden.

Bei Ultraschalluntersuchungen werden manchmal künstliche z.B. aus Fett oder Eiweiß bestehende Mikro-Emboli eingesetzt, die wegen der Größe in keinem Gefäß stecken bleiben können. Sie sind harmlos und bringen keine Schlaganfallgefährdung mit sich.

### **2.3.9 Definition von Embolie**

Eine Embolie ist ein Verschleppen eines Embolus mit dem Blutstrom und Steckenbleiben in einer meist kleineren Arterien, was zu einem teilweisen oder völligen Verschluss führt. Da ein Embolus oft aus einem abgelösten Teil eines Thrombus besteht, ist eine Embolie das letzte Glied in einer Kette mehrerer Ereignisse.

Eine bekannte Form ist die Lungenembolie. Es kommt zu einer Ablösung eines Teiles einer Beinvenenthrombose mit Transport des dann als Embolus bezeichneten Gerinnsels zum Herz hin. Dort erfolgt über den rechten Vorhof und die rechte Herzkammer die Verschleppung zur Lunge, wo der Embolus in kleinen Blutgefäßen steckenbleibt.

Bei Durchblutungsstörungen des Gehirns stammt der Embolus ca. gleich häufig von abgelösten Teilen arteriosklerotischen Plaques und Stenosen der das Gehirn versorgenden Arterien und aus dem Herzen. Die Embolien mit Ausgang von arteriosklerotischen Veränderungen werden auch arterio-arteriell genannt. Die Bildung eines Thrombus in der linken Herzkammer oder im linken Vorhof mit nachfolgender Verschleppung über die Aorta in die hirnversorgenden Arterien wird als karkogene Embolie bezeichnet. So kann der Thrombus in seltenen Fällen auch aus entfernteren Körpervenen stammen (z.B. einer Beinvenenthrombose.) Damit er von dort in das Gehirn kommen kann, muss eine Veränderung am Herz bestehen. So wird ein Übertritt vom rechten in den linken Vorhof oder von der rechten in die linke Herzkammer

ermöglich. Oft geschieht das durch ein bei 20-25 % aller über 30-Jährigen vorkommendes kleines Loch in der Trennwand der Herzvorhöfe, ein sog. offenes Foramen ovale. Die aus Bein- oder anderen Körpervenien stammenden Embolien werden wegen des ungewöhnlichen Weges auch paradoxe Embolien oder wegen des Wechsels von der rechten auf die linke Herzseite gekreuzte Embolien genannt.

In jeder Arterie kann es zu einer Embolie kommen. Die rechtwinklig abzweigenden Arterien der Stammganglien sind aber ebenso selten betroffen wie Hirnstammarterien und die großen Arterien außerhalb des Kopfes. Bevorzugte Stellen für das Hängen- oder Steckenbleiben von Embolien sind neben kleinen arteriellen Endästen im Gehirn v.a. die Aufteilungsstellen der inneren Halsschlagader im Kopf in die vordere und mittlere Hirnarterie sowie die Aufzweigung der mittleren Hirnarterien in verschiedene Äste.

Ein embolischer Verschluss einer Hirnarterie führt zunächst immer zu einem verminderten Blutfluss in deren Versorgungsgebiete. Manchmal kommt es relativ schnell zur Auflösung des Embolus mit einer dann vorübergehend sogar vermehrten Durchblutung oder zum Einschalten von Kollateralen.

## **2.4 Schlaganfall**

### **2.4.1 Definition des Schlaganfalls**

Ein Schlaganfall ist eine infolge von einer Hirndurchblutungsstörung (80 %) oder Hirnblutung (20 %) plötzlich auftretende Gehirnfunktionsstörung, bei der es durch die Ausschaltung unterschiedlich großer Hirnanteile meist zum plötzlichen Bewusstseinsverlust mit Lähmungen, Gefühlsstörungen oder Sprachverlust (Aphasie) kommt (STEINKE 1999, 36). Nur wenn die Ausfälle länger als 24 Stunden bestehen, handelt es sich um einen Schlaganfall.

#### Hirnfarkt

Nervenzellen beziehen ihre Energie in Form von Zucker und Sauerstoff über die Blutgefäße (STEINKE 1999, 36f.). Durch eine Gefäßverengung oder einen Gefäßverschluss wird die Blutversorgung herabgesetzt und führt schnell zu Mangelerscheinungen. Bei einer unvollständigen Unterbrechung der Blutzufuhr für höchstens wenige Minuten stellen die Nervenzellen ihre Tätigkeit zwar vorübergehend ein, werden jedoch nicht dauerhaft geschädigt. Ein längerer Ausfall der Blutversorgung führt hingegen zur Zerstörung von Nervenzellen im entsprechenden Bereich und damit zum Hirnfarkt.

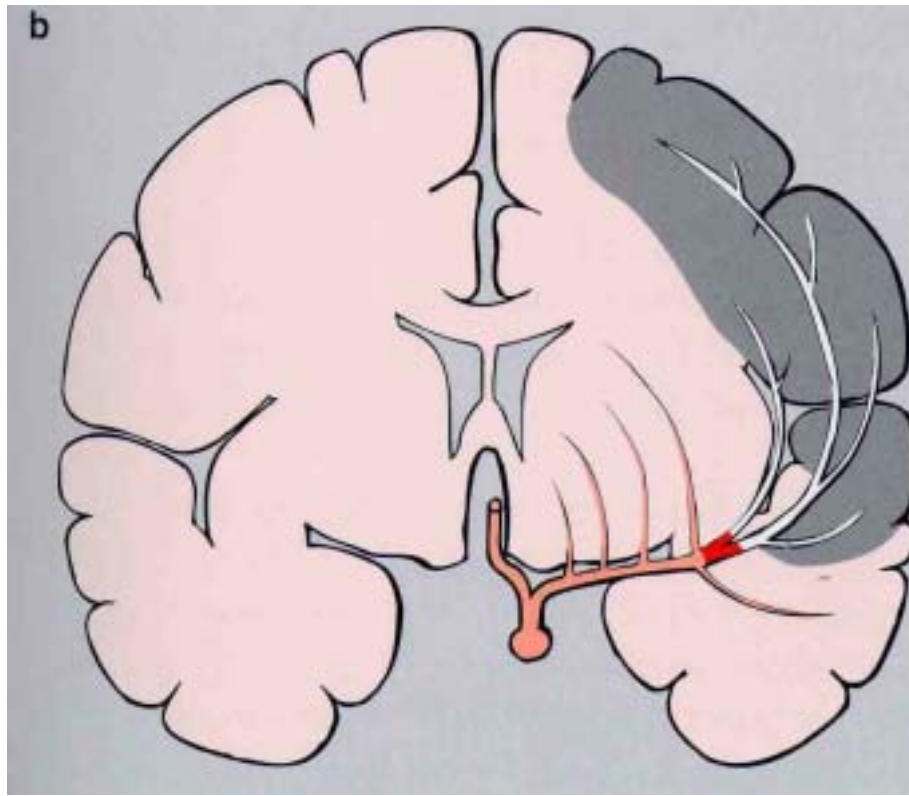


Abb. 2.9: Hirninfarkt beim Verschluss einer größeren Hirnarterie (STEINKE 1999, 45)

### Hirnblutung

Die Hirnblutung, also der Blutaustritt aus einem eingerissenen Blutgefäß in das umliegende Hirngewebe, ist eine nicht so häufige Ursache für einen Schlaganfall (STEINKE 1999, 37f.).

Die Nervenzellen und die sie verbindenden Nervenstränge werden durch das in das Hirn eindringendes Blut, das meist aus einer Hirnarterie stammt, geschädigt. Auch eine Hirnvenenthrombose kann zum Austritt des gestauten Blutes in das Hirngewebe führen. Da das Gehirn in der Schädelkapsel kaum Platz zur Ausdehnung hat, entsteht durch die Blutansammlung Druck auf benachbarte Nervenzellen und ihre Verbindungen. Oft löst der Druck der Blutung und der sich in der Nachbarschaft bildenden Hirnschwellung nur eine vorübergehende Funktionsstörung aus, die sich nach dem Abbau des ausgetretenen Blutes durch Spezialzellen vollständig zurückbilden kann.

Der Hirnschlag (Schlaganfall) wird auch als akute, fokale Funktionsstörung des Zentralnervensystems vaskulärer Genese definiert. Etwa 85 % sind ischämisch und etwa 15 % sind hämorrhagisch bedingt. Dauern die Symptome weniger als 24 Stunden, liegt eine transitorische ischämische Attacke vor, dauern sie länger als 24 Stunden, ein Hirnschlag. (LYRER 2000, 835)

### **2.4.2 Inzidenz des Schlaganfalls**

Der Schlaganfall stellt nach Herz- und Krebserkrankungen die dritthäufigste Todesursache in den industrialisierten Ländern dar und ist gleichzeitig die häufigste

Ursache für im Erwachsenenalter erworbene Behinderung. Nach der ersten Erscheinung von fokalen zerebralen ischämischen Symptomen ist bis nach fünf Jahren mit einer 30-prozentigen Wahrscheinlichkeit mit einem Wiederauftreten zu rechnen, wobei das Risiko im ersten Jahr mit 12 % am größten ist. Die Inzidenz wird etwa auf 150 Fälle oder mehr bei 100 000 Menschen im Jahr geschätzt. Insbesondere bekommen jährlich in Deutschland etwa 200 000 Menschen einen Schlaganfall.

### **2.4.3 Pathogenese**

#### Spontane intrazerebrale Blutungen

Spontane intrazerebrale Blutungen sind die Ursache für ca. 15-20 % aller Schlaganfälle (SCHIRMER 1982, 59). In über 50 % der Fälle sind es sogenannte hypertensive Massenblutungen. Sie werden hauptsächlich in den Stammganglien lokalisiert, deswegen kommt es dabei oft zu Ventrikeleinbruchsblutungen. Durch die ungünstige Lokalisation kommt es zu einer hohen Sterblichkeit. Die Hypertonie begünstigt die plötzliche Gefäßruptur und bewirkt typische Veränderungen in Form von Hyalinose und Fibrose der Hirnarterienwände, die letztlich in einer Ruptur enden, weil sich durch die Gefäßwandschwäche Mikroaneurysmen bilden können. Diese Veränderungen treten besonders häufig an den striolentikulären Ästen auf. Rund 20 % der spontanen intrazerebralen Blutungen entstehen durch Ruptur angeborener Aneurysmen der Hirnarterien (SCHIRMER 1982, 60). Diese Aneurysmen entstehen durch eine Muskellücke der Arterienwände. Dadurch entsteht die typische beerenförmige Ausstülpung von Intima und Adventitia. Die Aneurysmen können bei plötzlicher Blutdruckerhöhung durch oder ohne körperliche Anstrengung platzen. Dadurch entstehen Subarachnoidalblutungen oder Blutungen in das Hirngewebe. Liegen die Aneurysmen im Bereich des Circulus arteriosus Willisii, kann es bei starken Blutungen zu Einbruchsblutungen in den 3. Ventrikel kommen.

Eine seltenere Ursache für spontane intrazerebrale Blutungen sind arteriovenöse Fehlbildungen (SCHIRMER 1982, 61), wozu auch die Mikroangiome gehören. Entzündliche Gefäßerkrankungen, Hirntumore und Metastasen sowie Hirnvenenthrombosen zählen zu den sehr seltenen Ursachen für spontane intrazerebrale Blutungen.

Auch bei supratentorieller intrakranieller Drucksteigerung (z.B. nach SHT) kann es zu Blutungen kommen (SCHIRMER 1982, 62).

Ca. 80 % aller spontanen intrazerebralen Blutungen liegen supratentoriell, die restlichen 20 % etwa zu gleichen Teilen in Kleinhirn und Pons. Blutungen in den letzteren Bereichen führen meistens durch den Liquorstau oberhalb des Aquaeductus Sylvii zu bedrohlichen Hirndrucksteigerungen. Außerdem können lebenswichtige Bahnen zerstört werden, ferner kann es zu zerebellären Blutungen in der Einklemmung der Medulla oblongata kommen. Hirngewebe wird durch spontane intrazerebrale Blutungen immer zerstört, so dass immer Schäden zurückbleiben (SCHIRMER 1982, 64). Geheilt wird das Hämatom durch Abkapselung und Verflüssigung.

#### **2.4.4 Symptome**

Ausmaß und Heftigkeit der Symptome sind vom Ort, der Ausdehnung und Geschwindigkeit abhängig (SCHIRMER 1982, 65). Die meisten intrazerebralen Blutungen sind von Bewusstseinsstörungen begleitet. Auch Kopfschmerzen und Meningismus sind ein weiteres Zeichen dieser Erkrankung. Je näher die Blutung am bzw. im Hirnstamm liegt, desto tiefer sind die auftretenden Bewusstseinsstörungen, und desto schlechter sind die Prognosen.

#### **2.4.5 Supratentorielle Blutungen**

Bei über 75 % der spontanen intrazerebralen Blutungen handelt es sich um supratentorielle Blutungen, davon werden mehr als 50 % im Bereich der Stammganglien lokalisiert (SCHIRMER 1982, 65). Dadurch kommt es immer zu akuten Bewusstseinsstörungen. In der Akutphase haben die Patienten eine schlaffe Parese der kontralateralen Körperseite, weil diese Blutungen die Capsula interna berühren. Das Babinskische Zeichen ist meistens positiv. Nach einigen Tagen kommt es zu einer spastischen Parese und zur Deviation conjugae der Bulbi zur Seite der Blutung (SCHIRMER 1982, 66). Eine homolaterale Mydriasis kann durch Einklemmung des Nervus oculomotorius an der Klivuskante entstehen. Die Pupillen reagieren meist verzögert. Beidseitig weite Pupillen weisen auf den Übergang der Bewusstlosigkeit zum Bulbärhirnsyndrom hin, wozu Ausfall der Kornealreflexe und Atemstillstand gehören. Das Mittelhirnsyndrom weist hingegen neben der Bewusstlosigkeit typische Streckphänomene auf, die spontan und/oder auf Schmerzreiz reagieren. Durch den Hirndruck kann es zu Erbrechen, durch dienzephaler Schädigung zu Temperaturregulationsstörungen kommen. Deshalb sind fast alle Patienten mit Blutungen im Stammganglienbereich hypertherm. Auf drohenden Tod weist eine Hypo- bzw. Poikilothermie hin (SCHIRMER 1982, 67). Blutungen im Stammganglienbereich haben eine schlechte Prognose, und es bleiben immer Folgen beim Patienten zurück. Eine günstigere Prognose haben dagegen Blutungen im Marklager des Großhirns. Diese Blutungen wirken direkt oder indirekt auf die Pyramidenbahn bzw. die Zentralregion ein und verursachen irreversible Schäden. Die anfangs schlaffe Parese geht nach einigen Tagen in eine spastische über. Massenverschiebungen, die durch die Raumforderung der Blutung oder ein umgebendes Hirnödem verursacht wurden, können indirekte Schäden hervorrufen. Hirndruckerscheinungen wie Bewusstlosigkeit und homolaterale Mydriasis sind die Folge großer Blutungen (SCHIRMER 1982, 68). Bei kleineren Blutungen, auch in der linken Hemisphäre, müssen keine wesentlichen Bewusstseinsstörungen auftreten.

#### **2.4.6 Infratentorielle Blutungen**

Spontane intrazerebrale Blutungen in Brücke und Kleinhirn werden meist durch Hypertonie verursacht. Dabei sind subakute Verläufe möglich. Symptome sind starke Nacken- und Hinterkopfschmerzen, Schwindel und Erbrechen, Meningismus sowie Ataxie. Schwerere intrazerebelläre Blutungen führen schnell zu Bewusstlosigkeit und Atemstillstand.

Blutungen in der Brücke weisen meist einen lebensbedrohlichen Verlauf auf. Ist die Bewusstlosigkeit nicht zu tief, kann manchmal eine Tetraparese diagnostiziert werden.



Ein typisches Symptom für pontine Blutungen sind enge Pupillen. Meist kommt es zu einem Einbruch der Blutung in den 4. Ventrikel mit konsekutivem Atemstillstand. Ponsblutungen enden meist tödlich.

#### **2.4.7 Ursachen und Risiken**

Die wichtigsten Ursachen zerebraler Ischämien sind arteriosklerotische Gefäßveränderungen und Thrombosen sowie Embolien. Diese können von arteriosklerotischen Gefäßveränderungen, vom Herz und anderen Orten wie z.B. Beinvenen ausgehen (KRÄMER 1998, 59).

*Risikofaktoren* für einen Schlaganfall sind Störungen oder Verhaltensweisen, die bei den betreffenden Menschen im Vergleich zu Gleichaltrigen ohne diese Störungen oder Verhaltensweisen mit einer erhöhten rechnerischen Wahrscheinlichkeit zu einem Schlaganfall führen ausgehen (KRÄMER 1998, 59).

Risikofaktoren für einen Schlaganfall wirken meist nicht unabhängig voneinander. Das Schlaganfallrisiko nimmt umso mehr zu, je mehr Risikofaktoren gleichzeitig vorhanden sind. So haben übergewichtige Individuen, die zuviel essen und Alkohol konsumieren sowie sich zuwenig bewegen, öfters sowohl erhöhte Blutfette und Blutdruckwerte als auch Diabetes.

Risikofaktoren stehen in einem ursächlichen Zusammenhang zum späteren Eintritt einer Krankheit und sind zunächst von den *Risikoindikatoren* zu trennen. Letztere werden als Merkmale definiert, „die zwar auch im Zusammenhang mit einer bestimmten Erkrankung häufiger auftreten, diesen Zusammenhang aber nicht ursächlich beeinflussen.“ (HÄUSSLER/ DIENER 1996, 26).

Zu den Risikoindikatoren für den Schlaganfall zählen beispielsweise Alter und Geschlecht, die Zahl der vorausgegangenen Schlaganfälle sowie periphere Durchblutungsstörungen oder geerbte Krankheiten (STEINKE 1999, 114f.).

Das Schlaganfallrisiko steigt nach dem 55. Lebensjahr ständig an und verdoppelt sich etwa alle 10 Jahre. Männer haben gegenüber Frauen ein 1,3 bis 1,8-fach höheres Risiko. Schlaganfälle können nicht direkt vererbt werden. Vererbt werden jedoch die Anlagen für bestimmte Risikofaktoren (z.B. Diabetes mellitus, Hypertonie). Teilweise erblich mitbedingt ist wohl auch die Anfälligkeit für die Entstehung von Ablagerungen und Einengungen der Hirnarterien (STEINKE 1999, 116). Es gibt auch Erbkrankheiten, die die Neigung zur Arteriosklerose und Gerinnelbildung verstärken, z.B. Veränderungen im Gerinnungssystem oder Stoffwechselstörungen wie familiäre Hypercholesterinämie, Homocystinurie.

Zu den nicht beeinflussbaren Risikofaktoren zählen auch vorangegangene Hirndurchblutungsstörungen wie transitorisch ischämische Attacken (TIAs) (STEINKE 1999, 63, 106f.). Diese liegen vor, wenn die Mangel durchblutung des Hirns nur vorübergehend besteht und sich die Anfallserscheinungen innerhalb von Minuten oder

Stunden wieder vollständig zurückbilden. Das Risiko, dass nach einer vorübergehenden Durchblutungsstörung ein Schlaganfall folgt, ist in den anschließenden Wochen am höchsten. Eine Studie zeigte, dass nach einer TIA 4,4 % der Patienten innerhalb des ersten Monats einen Schlaganfall erlitten, 9 % während des ersten halben Jahres und insgesamt 12 % innerhalb der ersten 12 Monate nach der TIA. Auch fünf Jahre danach liegt das Risiko noch bei jährlich etwa 6 %.

Grundlage für einen Schlaganfall können entweder andere Erkrankungen wie Vorhofflimmern oder erhöhte Fibrinogenkonzentrationen sowie organische Gefäßdefekte sein (z.B. angeborene Gefäßmissbildungen oder arteriosklerotische Veränderungen). Die Ursache für organische Gefäßdefekte liegen in genetischen Dispositionen und physiologischen Funktionsstörungen (z.B. Hypertonie, Fettstoffwechselstörungen). Diese Funktionsstörungen sind meist durch ungünstige Verhaltensweisen des Individuums bedingt, welches seinerseits oft durch soziale Verhältnisse oder andere Umweltfaktoren geprägt ist (HÄUSSLER/ DIENER 1996, 26).

In den letzten 40 Jahren wurden über 10 verschiedene Risikofaktoren gefunden, die das Schlaganfallrisiko beeinflussen. Zu den *physiologische Funktionsstörungen und Erkrankungen* zählen folgende Risikofaktoren:

#### Hypertonie

Zu den Ursachen der Hypertonie zählen eine zu salzhaltige Ernährung, Übergewicht und eine Reihe von Organerkrankungen (Nieren). Ein erhöhter Blutdruck bewirkt reversible und irreversible Arterienveränderungen. Die Schäden, die eine Hypertonie an den Gefäßwänden über eine erhöhte Beanspruchung der Innenhaut hervorruft, begünstigen in großen Arterien vor allem das Entstehen und Fortschreiten einer Arteriosklerose mit einer Verdickung der Gefäßwände und herabgesetzter Elastizität (KRÄMER 1998, 69, STEINKE 1999, 90f.). In kleinen Arterien wird zudem die Ausbildung von Mikro-Aneurysmen in tiefliegenden Arterien des Gehirns als Ursache von Schlaganfällen begünstigt..

Je höher der Blutdruck, desto größer ist das Risiko eines Schlaganfalls. Eine Hypertonie mit Werten über 160/95mmHg liegt bei mehr als 20% der Bevölkerung vor und erhöht das Schlaganfallrisiko auf das 2-3-fache (HÄUSSLER/ DIENER 1996, 28, KRÄMER 1998, 68, STEINKE 1999, 89f.). Da Hypertonie oft keine Beschwerden verursacht, kann sie lange unentdeckt bleiben (STEINKE 1999, 56f., 91). In dieser Zeit führt sie bereits zu Veränderungen in verschiedenen Blutgefäßen, vor allem der großen Körperschlagader oder organversorgenden Gefäßen. Als Risikofaktoren gelten sowohl systolisch als auch diastolisch erhöhte Werte. Zahlreiche Studien belegen den Zusammenhang zwischen dem Schlaganfallrisiko und der Schwere der Hypertonie. So zeigt die Untersuchung von SHARPER et al. (1991), dass untere, diastolische Werte über 100 mmHg ein mehr als doppelt so hohes Risiko bedeuten wie Werte zwischen 90 und 100 mmHg. Eine Erhöhung des oberen, systolischen Wertes über 180 mmHg bewirkte entsprechend einer englischen Untersuchung eine Versechsfachung des Schlaganfallrisikos. Die verschiedenen Schlaganfalltypen sind jedoch unterschiedlich vom Hypertonierisiko betroffen. Diastolisch und systolisch erhöhte Werte erhöhen die Risiken für Hirninfarkt

und Hirnblutung, jedoch kaum oder gar nicht das Risiko für eine Subarachnoidalblutung. (HÄUSSLER/ DIENER 1996, 29).

### Hypotonie

In Ausnahmefällen kann auch Hypotonie die Ursache eines Schlaganfalls sein. Auf einen Schlaganfall durch zu niedrigen Blutdruck kommen jedoch 10 durch Hypertonie (KRÄMER 1998, 70). Bei einer weit fortgeschrittenen arteriosklerotischen Gefäßschädigung mit Einengung oder Verschluss einer oder mehrerer hirnversorgender Arterien und einem deutlichen Blutdruckabfall kann die Hypotonie zu einem Schlaganfall führen. Die zweite Möglichkeit ist ein noch stärkerer Abfall des Blutdrucks und eine Minderversorgung der End- und Grenzstromgebiete im Gehirn, die jeweils nur von einer Arterie versorgt werden. In beiden Fällen können sich die Arteriolen und Arterien des Gehirns nicht mehr erweitern und trotz des niedrigen Blutdrucks für eine normale Hirndurchblutung sorgen. Auch das gehäufte Auftreten von Schlaganfällen im Schlaf könnte mit einem nächtlichen Blutdruckabfall zusammenhängen.

### Hypercholesterinämie

Eine Erhöhung der Blutfette birgt ein erhöhtes Schlaganfallsrisiko. Allerdings hängt dies davon ab, welche Blutfette erhöht sind und wie stark die Erhöhung ist (KRÄMER 1998, 74, STEINKE 1999, 100). Die Blutfette setzen sich aus den Triglyzeriden und Cholesterinen zusammen. Triglyzeride bestehen aus drei Fettsäuren und Glycerin. Ihre Konzentration im Blut hängt sehr von der Ernährung ab und kann schwanken. Der Grenzwert für Herz- und Kreislauferkrankungen liegt bei 100 mg%. Neben fettreichem Essen führen auch Alkohol und Süßigkeiten zu erhöhten Triglyzeriden.

Cholesterin ist kein richtiges Fett, sondern ein fettähnlicher, in Wasser unlöslicher Stoff. Es ist für die Bildung von Hormonen (u.a. Geschlechtshormone) und Gallensäuren erforderlich und in den Wänden vieler Körperzellen enthalten. Einen Teil des Cholesterins bildet der Körper selbst (in der Leber), der Rest wird durch die Nahrung aufgenommen.

Weil Fett und das Blutplasma sich nicht mischen, braucht der Blutkreislauf ein Transportmittel für die Fette (STEINKE 1999, 101). Für das Cholesterin stehen dafür vor allem zwei Eiweißstoffe zur Verfügung, die sog. Lipoproteine hoher oder niedriger Dichte (HDL, LDL). Sie werden in der Leber und im Darm gebildet und verbinden sich im Blutkreislauf mit Cholesterin. Das LDL nimmt Cholesterin im Blut auf und lagert es in verschiedenen Zellen ab, dies können auch die Blutgefäße sein. Das LDL spielt eine entscheidende Rolle bei der Entstehung von Einengungen der Arterien und sollte unter 130 mg% liegen. Das HDL sammelt überflüssiges Cholesterin ein, entfernt es auch aus den Gefäßwänden und transportiert es zur Leber, wo es abgebaut wird. Das HDL sollte bei Männern 35 und 55 mg% und bei Frauen zwischen 45 und 65 mg% liegen. Der Normalbereich für Cholesterin beträgt unter 200 mg%. 200-239 mg% gelten als grenzwertig und Werte über 240 mg% als erhöht.

Bei einem Drittel der Bevölkerung liegt ein erhöhter Cholesterinspiegel vor. Deutlich erhöhte Werte gehen mit einem erhöhten Schlaganfallrisiko einher. So wurde ein verdoppeltes Risiko bei Werten über 240mg% und eine Verdreifachung bei Werten über 280 mg% beschrieben. Ein erhöhter Cholesterinspiegel beeinflusst jedoch offenbar nur den Typ des Hirninfarktes, während das Risiko für eine Hirnblutung und Subarachnoidalbildung sogar sinken (HÄUSSLER/ DIENER 1996, 30). Das Risiko für einen Hirninfarkt liegt bei Männern zwischen 35 und 57 Jahren doppelt so hoch, wenn die Serumkonzentration des Cholesterins bei 280 mg% oder darüber liegt. Wie beim Herzinfarkt ist aber davor auszugehen, dass weniger die Gesamtkonzentration an Cholesterin wichtig ist als ein erhöhter LDL- bzw. erniedrigter HDL-Anteil.

### Diabetes mellitus

Dem Diabetes mellitus liegt eine Störung des Zuckerstoffwechsels wegen eines vollständigen oder teilweisen Insulinmangels zugrunde. Insulin ist das blutzuckersenkende Hormon der Bauchspeicheldrüse, das der Zelle den Zucker verfügbar macht. Wird der Insulinmangel nicht (ausreichend) behandelt, steigt der Zuckergehalt im Blut stark an.

Normalerweise liegt der Blutzucker morgens vor dem Frühstück unter 120 mg% (Milligramm pro hundert Milliliter Blut) und steigt auch nach dem Essen nicht über 180 mg% an (KRÄMER 1998, 72, STEINKE 1999, 99). Diabetes liegt bei Nüchternwerten über 120 mg% und bei Werten über 200 mg% nach dem Essen vor. Ungefähr 4-5 % der Gesamtbevölkerung sind an Diabetes mellitus erkrankt. Nicht alle Untersuchungen weisen jedoch den Diabetes mellitus als Risikofaktor aus. Diabetes stellt nur für Hirninfarkte ein Risikofaktor dar, nicht jedoch für intrazerebrale Blutungen. Verschiedene Studien stellten ein 1,7-3-faches Risiko bei Diabetikern fest, innerhalb von 13 Jahren an einem Schlaganfall zu erkranken. Durchschnittlich hat etwa jeder fünfte Schlaganfallbetroffene Diabetes. Nach neueren Untersuchungen können auch Veränderungen der Triglyzeride eine Arteriosklerose begünstigen, Mischformen (Erhöhung des Cholesterins und Triglyzerins kommen ebenfalls vor) (STEINKE 1999, 102).

### Arteriosklerose

Unter Arteriosklerose wird eine Arterienverhärtung durch Einlagerung von Blutfetten und -zellen sowie Kalksalzen und Cholesterinkristallen verstanden (KRÄMER 1998, 61, STEINKE 1999, 38). Sie kann durch hohen Blutdruck, erhöhte Blutfette, Diabetes und Rauchen entstehen. Meist tritt sie erst im mittleren bis höheren Lebensalter auf und nimmt nach dem 40. Lebensjahr zu. Nur weniger als 5 % der über 80-jährigen Menschen haben weisen keine arteriosklerotischen arteriellen Veränderungen auf. Menschen mit Arteriosklerose an den das Gehirn versorgenden Arterien haben oftmals auch Einengungen der Beinarterien oder der Herzkranzgefäße.

In den Arterien befindet sich das Blut normalerweise in der Gefäßlichtung (Lumen), die durch flache glatte Zellen der Innenhaut (Endothel) ausgekleidet wird. Nur bei einer intakten Innenhaut kann das Blut ungestört durch die Arterien fließen. Schäden der Innenhaut werden durch Blutplättchen (Thrombozyten) zusammen mit Fibrin

abgedichtet. Die Ablagerung verklumpeter Blutplättchen an diesen Stellen führt aber zur Verdickung der Innenhaut und einer Vorwölbung in die Gefäßlichtung. Lagern sich jetzt noch Blutfette und andere Zellen ein, so kann es zusammen mit erneuten Schäden der Innenhaut zu einer immer stärkeren Einengung der Gefäßlichtung bis hin zum Verschluss kommen (STEINKE 1999, 39). Es bildet sich eine sogenannte „Plaque“ (frz. = Platte), die zunächst noch weich ist, sich aber mit steigender Einlagerung verhärtet. Sie kann auch aufbrechen, wodurch ein Geschwür oder eine Einblutung entsteht. Die Größenzunahme und Formveränderung der Plaque enthält drei Risiken, die einen Schlaganfall nach sich ziehen können (STEINKE 1999, 42):

- örtliche Gefäßverengung (Stenose) oder Gefäßverschluss (Thrombose) durch Plaqueswachstum und/oder Ablagerungen von Blutplättchen zu einem Blutgerinnsel (Thrombus),
- Lösung und Verschleppung eines Blutgerinnsels mit Gefäßverschluss an anderer Stelle (Embolie),
- Einriss der Plaqueoberfläche (STEINKE 1999, 40, 48). Dabei werden Kalk- und Cholesterinkristalle freigesetzt, die eine Hirnarterie verschließen und so eine Durchblutungsstörung verursachen können.

#### Asymptomatische Carotisstenosen

Zwei Langzeituntersuchungen zeigten, dass für Patienten mit Einengung der Halsschlagader (asymptomatische Carotisstenose) mit mindestens 50 % ein relativ geringes Schlaganfallrisiko besteht (HÄUSSLER/ DIENER 1996, 32, STEINKE 1999, 104). Bei einer Verengung unter 80 % beträgt das Schlaganfallrisiko ungefähr 1-2 %/Jahr. Bei über 80 %-igen Stenosen erleiden etwa 12 % der Betroffenen im folgenden Jahr und ca. 30 % innerhalb der nächsten fünf Jahre einen Schlaganfall (STEINKE 1999, 105).

#### Vorhofflimmern

Neben den Erkrankungen der hirnversorgenden Blutgefäße stellen einige Herzkrankheiten eine wichtige Ursache und ein großes Risiko für Durchblutungsstörungen des Gehirns dar. All diese Erkrankungen führen zum Schlaganfall, indem sie die Bildung von Blutgerinnseln in den Hohlräumen des Herzens begünstigen.

Jeder fünfte Schlaganfallpatient hatte früher schon Zeichen einer Durchblutungsstörung des Herzens gehabt. Herzerkrankungen können sowohl über eine Abnahme der Hirndurchblutung als auch eine allgemein herabgesetzte Hirndurchblutung zum Schlaganfall führen. Störungen beruhen meist auf vom Herz ausgehenden Embolien. Die häufigsten Ursache dafür sind die Arrhythmie mit Vorhofflimmern (etwa 45 %) und ein Herzinfarkt (ca. 15 %).

Vorhofflimmern stellt als Risikofaktor für einen Schlaganfall die wichtigste Herzkrankheit dar (HÄUSSLER/ DIENER 1996, 32, KRÄMER 1998, 65) und ist eine bei etwa 30 % aller über 75-jährigen Schlaganfallpatienten vorkommende Herzkrankheit. Dabei zieht sich die Muskulatur der Vorhöfe ohne Abstimmung mit den Kammern sehr schnell und unregelmäßig zusammen. Beim Vorhofflimmern kommt es bis zu 600mal pro Minute zu einem unkontrollierten Zusammenziehen der Vorhöfe. Dadurch werden

die Herzkammern nicht mehr richtig mit Blut gefüllt, und das Herz verliert seine normale Pumpfunktion. Zu Schlaganfällen kommt durch Embolien (nach einer durch das langsam fließende Blut begünstigte Bildung von Thromben im linken Vorhof) und den abfallenden Druck in den Schlagadern. Bei über 60-Jährigen beläuft sich die Schlaganfallrate auf 5-8 % pro Jahr. Kommen zusätzliche Risikofaktoren hinzu oder ist die Person älter als 65 Jahre, so steigt das Schlaganfallrisiko weiter an. Im ersten Jahr nach Auftreten eines Vorhofflimmerns erleiden durchschnittlich 15 % der Patienten einen Schlaganfall, danach liegt das Risiko bei ca. 5 % pro Jahr (KRÄMER 1998, 65). Vorhofflimmern kann nach neueren Studien das Schlaganfallsrisiko um das Sechs- bis Achtzehnfache erhöhen (STEINKE 1999, 50, 85). Ein besonders hohes Risiko haben Menschen, deren Vorhofflimmern auf eine durch bakterielle Entzündungen hervorgerufene „rheumatische Herzkrankheit“ zurückgeht, die auch zu Veränderungen der Herzklappen geführt hat. Insgesamt ist das Vorhofflimmern bei 10-15 % aller Schlaganfälle eine Ursache.

### Herzinfarkt

Der Herzinfarkt ist eine akute schwere Durchblutungsstörung des Herzmuskels mit herdförmigem Gewebeuntergang (Nekrose) unterschiedlicher Ausdehnung. Er entsteht meistens durch Thrombose eines verengten und verkalkten Herzkranzgefäßes, selten durch Embolie. Bei Verschluss der linken Herzkranzarterie entsteht ein Vorderwandinfarkt, bei Verschluss der rechten ein Hinterwandinfarkt (STEINKE 1999, 50f.). Im Bereich des geschädigten Herzmuskels bildet sich eine Narbe, an der bei großen Infarkten eine Aussackung (Aneurysma) in der Herzwand und/oder eine Ausweitung der Herzzinnenräume infolge einer Herzmuskelschwäche entstehen kann. Dadurch sind die Blutströmung und Pumpkraft des Herzens herabgesetzt, was eine Gerinnselbildung und damit einen Schlaganfall begünstigen kann (STEINKE 1999, 86). Nach einem Herzinfarkt bekommen 3-5% der Patienten einen Schlaganfall (KRÄMER 1998, 65, STEINKE 1999, 85f.), wovon zwei Drittel in den ersten 3 Wochen auftreten. Insgesamt wird das Schlaganfallrisiko durch einen Herzinfarkt verdoppelt bis vervierfacht.

### Künstliche Herzklappen

Als Emboliequelle spielen auch künstliche Herzklappen eine wichtige Rolle. Bei künstlichen Herzklappen beläuft sich das Schlaganfallrisiko in den ersten 2-3 Jahren auf 2-4 % im Jahr (KRÄMER 1998, 66, STEINKE 1999, 52, 87).

### Endokarditis

Eine infektiöse Endokarditis (durch Bakterien bedingte Entzündung der Herzzinnenwände mit Beteiligung der Herzklappen) stellt ebenfalls ein hohes Schlaganfallrisiko dar. Etwa jeder dritte Patient muss fast immer mit einem Hirninfarkt rechnen (KRÄMER 1998, 67, STEINKE 1999, 87f.).

Weitere mögliche Herzkrankheiten als Ursache von embolischen Hirninfarkten sind Herzinsuffizienz, Mitralklappenprolaps, Mitralklappenverkalkungen, Vorhofmyxom, Aneurysmen in den Trennwänden, Kardiomyopathien und ein offenes Foramen ovale,

was in unterschiedlicher Größe bei bis zu 30 % aller Menschen vorliegt (STEINKE 1999, 53-56, 88f., KRÄMER 1998, 68).

### Erhöhtes Fibrinogen

Die Hyperfibrinogenämie stellt für Männer einen bedeutenden Risikofaktor dar. Bei einer Fibrinogenkonzentration zwischen 311 und 696 mg/dl ist das Risiko innerhalb eines Zeitraumes von 12 Jahren 2,5 mal größer im Vergleich zu einer Konzentration von unter 265 mg/dl dar (HÄUSSLER/ DIENER 1996, 32). Da die Messverfahren noch nicht standardisiert sind, gibt es derzeit jedoch noch keine sicheren Grenzwerte für ein erhöhtes Schlaganfallrisiko.

### Homocystein

In den letzten Jahren wurde festgestellt, dass ein erhöhter Homocysteinspiegel ebenfalls ein erhöhtes Schlaganfallrisiko darstellt (STEINKE 1999, 108f.). Homocystein ist ein körpereigener Eiweißstoff, der offenbar die Zellen der inneren Gefäßschicht schädigt und Arteriosklerose sowie die Bildung von Blutgerinnseln begünstigt.

Zu den *ungünstigen Verhaltensweisen* zählen folgende Risikofaktoren:

### Rauchen

Im Zigarettenrauch befinden sich etwa 4000 verschiedene Stoffe, von denen Nikotin, Kohlenmonoxid und Teer am schädlichsten sind (KRÄMER 1998, 71). Nikotin führt zu einer Verengung der Arterien, was wiederum eine Blutdruckerhöhung, arteriosklerotische Veränderungen sowie eine Drosselung der Blut- und Sauerstoffversorgung des Hirngewebes nach sich zieht (STEINKE 1999, 110). Viele Stoffe im Zigarettenrauch führen wahrscheinlich nach ihrer Aufnahme ins Blut zu Schäden der Gefäßwände und fördern die Verklumpungsneigung von Thrombozyten.

Rauchen (besonders Zigaretten) ist nach den meisten Studien der größte der individuell beeinflussbaren Risikofaktoren. Mehr als 1/3 der Gesamtbevölkerung zählt derzeit zu den Rauchern (HÄUSSLER/ DIENER 1996, 30f.). Das Schlaganfallrisiko durch Rauchen ist höchstwahrscheinlich von der Dosis abhängig (STEINKE 1999, 110). Frauen, die mehr als 25 Zigaretten am Tag rauchen, haben ein 4-faches Risiko, wohingegen es bei Frauen mit einem täglichen Zigarettenkonsum von weniger als 15 Zigaretten bei 2,5 liegt. Frauen haben zudem offenbar ein höheres Risiko, einen Schlaganfall zu erleiden, als Männer (60 zu 40 %). Dies gilt besonders für lakunäre und thromboembolische Infarkte, während kardioembolische Schlaganfälle nicht häufiger sind als bei Nichtrauchern (KRÄMER 1998, 72). Bei Subarachnoidalblutungen ist die Risikoerhöhung mit einer Vervierfachung für alle Raucher und mehr als einer Verzehnfachung für starke Raucher noch viel deutlicher. Wie bei der Hypertonie sind auch die Schäden des Rauchens bei jungen Menschen stärker als bei alten. Während das Risiko eines Schlaganfalls bei 40-jährigen Rauchern durchschnittlich verfünffacht und bei 55-jährigen verdreifacht wird, ist es für das 70. Lebensjahr nur verdoppelt. Nach dem 80. Lebensjahr lässt sich statistisch keine nennenswerte Erhöhung des Schlaganfallrisikos mehr feststellen. Die meisten Untersuchungen zeigen ein erhöhtes Risiko für einen Hirninfarkt. In Bezug auf intrazerebrale Blutungen kommen die Studien jedoch zu unterschiedlichen Ergebnissen. Dasselbe gilt für die Frage, ob aktuelles oder zurückliegendes Rauchen einen Risikofaktoren darstellt.

### Alkoholkonsum

Alkohol begünstigt besonders dann das Auftreten eines Schlaganfalls, wenn regelmäßig größere Mengen (mehr als 60-80 g/Tag) getrunken werden (HÄUSSLER/ DIENER 1996, 31, STEINKE 1999, 112). Dann steigt insbesondere das Risiko von Hirnblutungen an. Frauen vertragen aufgrund einer anderen Leberfunktion mit langsamerem Abbau des Alkohols deutlich weniger als Männer.

Gelegentlicher Weingenuss (bes. Rotwein) vermindert hingegen möglicherweise die Gefahr einer Durchblutungsstörung des Gehirns oder Herzens.

### Drogenkonsum

In letzter Zeit steigt die Bedeutung des Rauschgiftkonsums, der zu einem erhöhten Schlaganfallrisiko führt (STEINKE 1999, 113). Dies gilt besonders für Heroin und Kokain sowie bestimmte Aufputzmittel (z.B. Amphetamine). Die Drogeneinnahme bewirkt neben Blutdruckanstieg wahrscheinlich eine vorübergehende hochgradige, krampfartige Verengung einzelner Hirnarterien (Spasmus) mit nachfolgender Durchblutungsstörung oder Hirnblutungen. Bei Amphetaminkonsumenten wurden auch Entzündungen der Hirnarterien festgestellt, bei Kokainabhängigen Aneurysmen (STEINKE 1999, 49).

### Ernährungsfaktoren

Während häufiger Fleischkonsum das Schlaganfallrisiko erhöht, wird es durch Fisch- und Gemüsekonsum eher verringert. In Bezug auf den Salzkonsum kommen die Studien jedoch zu unterschiedlichen Ergebnissen (HÄUSSLER/ DIENER 1996, 31).

### Übergewicht

Übergewicht liegt vor, wenn das Körpergewicht mehr als 10 % über dem Normalgewicht liegt. Übergewicht ist für sich alleine genommen kein direkter Risikofaktor (STEINKE 1999, 111). Es stellt aber einen indirekten Risikofaktor dar, der über Folgekrankheiten wie Hypertonie, Diabetes oder Herzkrankheiten zu einem erhöhten Schlaganfallrisiko führt.

Eine Studie stellte für übergewichtige Frauen zwischen 63 und 94 Jahren und bei Männern im Alter von 35 und 64 Jahren ein erhöhtes Risikofaktor fest. Für SHINTON et al. (1991) galt Übergewicht vor allem bei jungen Nichtrauchern als signifikantes Risiko für einen tödlichen Schlaganfall (HÄUSSLER/ DIENER 1996, 32).

### Orale Kontrazeptiva

In der Zeit, als noch hochdosierte Östrogenpräparate verwendet wurden, galt die Pille bei Frauen über 35 Jahren mit anderen vaskulären Risikofaktoren als etwas erhöhtes Risiko ischämischer Infarkte. Die heute fast ausschließlich üblichen Kontrazeptiva mit niedrigem Hormongehalt sind viel sicherer als die älteren. Die meisten der von Schlaganfällen betroffenen Frauen rauchen auch und sind älter als 35 Jahre oder leiden unter Hypertonie (STEINKE 1999, 114). Das Schlaganfallrisiko von Frauen, die hormonelle Kontrazeptiva einnehmen und gleichzeitig rauchen, ist bis zu zwanzigmal höher als von gleich alten Frauen, die Nichtraucherinnen sind und andere Verhütungsmethoden anwenden.



### Andere Schlaganfallursachen

Es gibt viele seltene Ursachen von Schlaganfällen (wie fibromuskuläre Dysplasie, Sneddon-Syndrom, iatrogene Durchblutungsstörungen des Gehirns, Schlaf-Apnoe-Syndrom, Störungen der Blutgerinnung, Angiome, übermäßiger Stress, Medikamente und Umweltbelastungen sowie Gefäßerkrankungen wie Dissektionen oder Vaskulitis), auf die jedoch nicht näher eingegangen werden soll (KRÄMER 1998, 78f., STEINKE 1999, 58f.).

## **2.4.8 Warnzeichen und Symptome des Schlaganfalls**

### **2.4.8.1 Warnzeichen**

Die Warnzeichen des Schlaganfalls sind unmissverständlich und sollten sofort zum Arzt führen. Damit rechtzeitig gehandelt werden kann, sollten die Alarmsignale erkannt werden.

### TIA: Die vorübergehenden Attacken

Ein Schlaganfall kündigt sich oft durch unmissverständliche Signale an. So können z.B. die sog. transitorisch ischämischen Attacken (TIA), vorübergehende Durchblutungsstörungen, auftauchen.

Die wichtigsten Warnzeichen sind (STEINKE 1999, 63f.):

- Gefühlsstörungen oder plötzliche Schwäche einer Körperseite,
- plötzlicher Verlust der Sprachfähigkeit oder Schwierigkeiten, Gehörtes zu verstehen,
- plötzlicher Schwindel mit Gangunsicherheit
- Auch die kurzdauernde Erblindung eines Auges (Amaurosis fugax) gehört zu den Warnzeichen. Es kann auch zu vorübergehendem Sehen von Doppelbildern, plötzlichen Sehstörungen, besonders auf nur einem Auge kommen, wobei sich meist kurzzeitig ein schwarzer Vorhang vor das Gesichtsfeld eines Auges legt. Die Sehfähigkeit normalisiert sich wieder. Die Ursache der Amaurosis fugax ist meist eine Embolie aus hochgradiger Einengung der inneren Halsschlagader, aus der auch das Auge mit Blut versorgt wird. Die Störung der Einseitigkeit kann mit dem wechselnden Abdecken des Auges festgestellt werden. Die Warnzeichen eines Schlaganfalls entsprechen also seinen Symptomen, und die Art der Störung hängt von der betroffenen Region ab.

### **2.4.8.2 Symptome**

Welche Störungen auftreten, hängt davon ab, in welchem Hirnbereich die Durchblutungsstörung oder die Blutung stattgefunden hat.

#### **2.4.8.2.1 Ausfälle bei Durchblutungsstörungen im Großhirn**

1. Beeinträchtigung von Kraft und Gefühlswahrnehmung:

Muskelschwäche (Parese) und herabgesetzte Gefühlswahrnehmung (Hypästhesie wie Pelzigkeitsgefühl oder gestörtes Berührungsempfinden) sowie eine vollständige

Halbseitenlähmung (Hemiplegie). Kann die betroffene Körperseite noch etwas bewegt werden, liegt eine Hemiparese vor.

## 2. Sprache:

- motorische Aphasie: hierbei ist der sprachliche Ausdruck beeinträchtigt (STEINKE 1999, 67f.). Der Patient weiß zwar, was er sagen will, kann die richtigen Worte jedoch nicht aussprechen. Geschädigt ist das übergeordnete Zentrum des Sprachprogramms (Broca-Zentrum). Die Sprache kann abgehackt und stockend sein, Wortsilben können verdreht oder falsche Buchstaben verwendet werden. Die Sätze können auch aus nur wenigen wichtigen Worten bestehen (Telegrammstil). Schlimmstenfalls kann ein Patient gar nicht mehr sprechen.
- Bei der sensorischen Aphasie ist das Sprachverständnis gestört (STEINKE 1999, 68f.). Der Patient versteht seine eigene Sprache nicht mehr und kann sie nicht mehr kontrollieren, was zu unzusammenhängenden Antworten führt. Er kann auch neue Worte erfinden oder verändern (Wortsalat). Oft liegen Mischformen vor. Im Extremfall versteht der Betroffene überhaupt nicht mehr, was ihm gesagt wird.
- Daneben kann es zu Störungen des Lesens (Alexie), Schreibens (Agraphie) oder Rechnens (Akalkulie) kommen (STEINKE 1999, 70).

## 3. Sehen:

- Eine Mangeldurchblutung des Sehzentrams im linken Großhirn führt zu einem Ausfall des halben rechten Gesichtsfeldes, und zwar auf dem rechten und linken Auge (Hemianopsie) (STEINKE 199, 72). Der Sehverlust fängt oft mit Herzrhythmusstörungen an und geht meist auf eine Embolie aus dem Herzen zurück. So können in diesem Falle sog. Minderdurchblutungsstörungen das Sehzentrum beeinträchtigen.
- Als Neglect (engl. = vernachlässigen) wird die Störung verstanden, eine Körperseite oder deren Umgebung wahrzunehmen. Dies führt zur Vernachlässigung gegenüber dieser Körperseite. Ein Neglect kommt häufiger bei linksseitigen als rechtsseitigen Lähmungen und oft in Verbindung mit einer Hemianopsie vor. Beim *visuellen* Neglect als häufigster Form wird beispielsweise eine Tellerhälfte vernachlässigt, obwohl das Gesichtsfeld gar nicht oder kaum eingeschränkt ist (KRÄMER 1998, 140 f., STEINKE 1999, 73). Beim *akustischen* Neleglect wird beispielsweise ein Gesprächspartner auf der Seite der gesunden Hirnhälfte gesucht, obwohl er sich auf der anderen befindet. Es gibt auch den *somato-sensorischen* Neglect.
- Räumliches Vorstellungsvermögen: Bei dieser Störung des rechten Großhirns findet sich der Betroffene in ihm gut bekannten Räumen nicht mehr zurecht.
- Auch Orientierungsverluste mit Verwirrung, Unruhe oder Aggressivität können auf einen Schlaganfall deuten.

### 2.4.8.2.2 Ausfälle bei Durchblutungsstörungen des Kleinhirns

Im Kleinhirn erfolgt die Koordination des Körpergleichgewichts. Daher ist eine schwere Gang- und Standunsicherheit häufig die Folge eines Schlaganfalls in diesem Gebiet

(STEINKE 1999, 75). Kommt noch eine Fallneigung nach einer bestimmten Seite hinzu, handelt es sich um eine Ataxie. Außerdem kann es zu ungeschickten Bewegungsabläufen und gestörter Artikulation (Dysarthrie) sowie zu Doppelbildern, Drehschwindel, Gang- und Standunsicherheit sowie Sprech- und Schluckstörungen kommen.

#### **2.4.8.2.3 Durchblutungsstörungen im Hirnstamm**

- Hier können Doppelbilder, Drehschwindel, Sprech- oder Schluckstörungen oder Gang- und Standunsicherheiten, häufig auch in Kombination, vorliegen (STEINKE 1999, 75f.).
- Typisch sind auch gekreuzte Symptome, also z.B. eine Lähmung der rechten Gesichtshälfte und eine Parese der linken Extremitäten.
- Symptome können auch Bewusstseins- und Wachheitsstörungen sein, die von Müdigkeit bis zur tiefen Bewusstlosigkeit (Koma) geht. Zudem können die Atem-, Herz und Blutdrucksregulationsfunktionen beeinträchtigt sein (STEINKE 1999, 77). Doch auch Schlaganfälle im Groß- und Kleinhirn können zu Bewusstlosigkeit führen.

#### **2.4.8.2.4 Vaskuläre Demenz**

An dieser Stelle muss die sog. vaskuläre Demenz genannt werden, bei welcher es sich um eine chronische Durchblutungsstörung handelt. Im Gegensatz zu der als Alzheimer-Demenz bekannten Erkrankung, bei der Gehirnzellen durch noch nicht genau bekannte Ursachen zugrunde gehen, entsteht die vaskuläre Demenz durch Kombination verschiedener Formen wiederholter Durchblutungsstörungen des Gehirns. Außer der fortschreitenden Beeinträchtigung der geistigen Leistungsfähigkeit treten auch verschiedene vorangehend beschriebene Symptome des Schlaganfalls auf.

#### **2.4.9 Verwandte Symptome: Unterschied zwischen Schlaganfall und anderen Störungen**

Es gibt eine Reihe von Störungen, die häufig als Zeichen eines Schlaganfalls oder zumindest einer Durchblutungsstörung angesehen werden, tatsächlich aber auf anderen Ursachen beruhen.

So können beispielsweise Entzündungen des Gesichtsnervs zu Gesichtslähmungen führen. Des weiteren ist die Beschreibung von Schwindel eine wichtige Diagnose. Auch eine Synkope, eine kurze Ohnmacht ohne neurologische Ausfallerscheinung, ist ein Merkmal des Schlaganfalls.

Ein besonders wichtiges Merkmal ist die Migräne. Hierbei muss gesagt werden, dass ein Flimmerskotom kein Schlaganfallssymptom ist. Die eigentlichen Auro-Symptome erscheinen vor dem eigentlichen Kopfschmerz und sollten vom Arzt unbedingt abgeklärt werden.

## 2.5 Hemiplegie

Nach einem Schlaganfall kommt es in der Folge oft zu einer Hemiplegie oder Hemiparese mit motorischen Ausfallerscheinungen in der zur Läsion kontralateralen Körperhälfte. Bei der Plegie kommt es zum vollständigen, bei der Parese zum partiellen Ausfall eines Muskels oder einer Muskelgruppe. Bei einer Hemiplegie bzw. -parese sind motorische und sensible Ausfälle oft kombiniert, wobei der Schwerpunkt entweder mehr im Bereich der oberen oder der unteren Extremität liegen kann.

Charakteristika sind der Verlust der Willkürmotorik in den Gliedmaßen, in Kopf, Augen und Gesicht, Tonusveränderungen mit Auswirkungen auf die Körperhaltung sowie Veränderungen verschiedener Reflexe. Läsionsort sind dann kortikale Schädigungen als auch Schädigungen der kortikospinalen Faserverbindungen und der Projektionen zu den Basalganglien. Ursache ist dann meist ein Schlaganfall im Versorgungsgebiet der Arteria cerebri media. Bei einer Hemiparese der oberen Extremität ist die proximale Muskulatur weniger betroffen als distale Muskeln. Am stärksten sind einzelne Finger- und Handbewegungen betroffen, meist weniger stark das Anheben und Hochziehen der Schulter.

Beim Schlaganfall kommt zu einer Unterbrechung der kortikalen motorischen Bahnen in ihrem Verlauf vom Motorkortex zu den Hirnnervenkernen oder zum Rückenmark. Die pyramidalen und extrapyramidalen Bahnen sind dann von einer Läsion betroffen. Eine Unterbrechung der Pyramidenbahn im Bereich der inneren Kapsel führt zu Lähmungserscheinungen auf der kontralateralen Körperseite. Die Unterbrechung der motorischen Efferenzen führt erst zu einem Schockstadium mit Verlust der Willkürmotorik und Reflexe mit schlaffer Lähmung der kontralateralen Körperhälfte. Diese Phase dauert wenige Tage oder Wochen oder Monate. Es folgt die spastische Lähmung mit stark erhöhtem Muskeltonus.

HUMMELSHEIM bezeichnet motorische Störungen nach Schlaganfall als Minus- und Plusphänomene, die zeitversetzt auftreten und denen unterschiedliche pathophysiologische Ursachen zugrunde liegen.

### 2.5.1 Das klinische Bild eines Hemiplegikers (Schlaganfallpatienten)

Ein Patient mit Schlaganfall kann bewusstlos, bewusstseinsgetrübt oder bewusstseinsklar und sogar verängstigt sein. Egal, welchen Eindruck der Patient zu Beginn einer ärztlichen Untersuchung oder bei der Einweisung in ein Krankenhaus macht, sein Zustand wird wahrscheinlich nicht sehr lange unverändert bleiben.

Bei manchen unvollständigen Schlaganfällen kommt es zu einer zunehmenden Einschränkung und Trübung des Bewusstseins, die sich verschieden lange hinziehen kann. Bei plötzlich auftretenden Schlaganfällen folgt gelegentlich ein Schock, bei dem die Funktionen der betroffenen Hirnhälfte praktisch zu einem Stillstand kommen kann. Dies führt zu einer Lähmung der Gliedmaßen der gegenüberliegenden Körperseite.

Bei Einlieferungen ins Krankenhaus werden klinisch-neurologische Untersuchungen durchgeführt. Körperliche Symptome des Patienten können zu einem Profil des Patienten zusammengefasst werden. Jeder, der mit diesem Patienten zu tun hat, sollte dieses Profil für die routinemäßigen Pflege- und Behandlungsmaßnahmen vor Augen haben. Die Symptome können viele Körpersysteme betreffen und verschiedene Körperfunktionen beeinflussen. Daher muss der Patient immer beobachtet werden.

### Bewusstsein

Als Folge der Schädigung des Zentralnervensystems durch eine Blutung, einen Thrombus oder eine Embolie kann der Patient einen zerebralen Schock erleiden, bei welchem jede nervöse Aktivität unterdrückt ist. Bei massiven Schocks kann es zum Tode kommen. Ansonsten handelt es sich um komatöse oder halbkomatöse Zustände. Aktivierungen erfolgen durch schmerzhafte Reize. Die Tiefe des Komas zeigt sich durch die Reaktion des Patienten auf diesen Reiz. Manche Hirnläsionen führen nur zu einer schlaffen Lähmung der entgegengesetzten Körperseite. Durch Stimulation einer der betroffenen Gliedmaßen kann deren Bewegung erreicht werden. Bei Schädigungen der sensomotorischen Hirnrinde oder sensiblen Afferenzen kann eine motorische Antwort ausbleiben.

### Hören und Verstehen

Ein Patient kann taub sein. Hörgeräte müssen berücksichtigt werden. Des Weiteren muss darauf geachtet werden, welcher Nationalität der Patient angehört. Patienten können außerdem nicht richtig sprechen und sind eventuell sogar nicht in der Lage, ein geschriebenes Wort zu verstehen.

### Sprache und Kommunikation

Wird das von ERNICKE entdeckte sensorische Sprachzentrum der Großhirnrinde geschädigt, dann entsteht eine Störung des Sprachverständnisses (sog. sensorische Aphasie). In einem anderen Bereich der Großhirnrinde liegt das Brocasche Zentrum, das u.a. für die Speicherung der Worte zuständig ist. Bei einer Schädigung dieses Zentrums leidet der Patient unter einer motorischen Aphasie, oder wenn die Fähigkeit zur Wortfindung nur teilweise verloren gegangen ist, unter einer Dysphasie. Beeinträchtigungen sind für Patienten qualvoll und beängstigend.

Bei vielen Menschen liegen beide Sprachzentren in der dominanten Großhirnhälfte (bei 95 % die linke Großhirnhälfte). Eine Schädigung dieser Zentren ist deshalb bei den meisten Schlaganfallpatienten mit einer rechtsseitigen Lähmung verbunden. Wenn im Frühstadium des Schlaganfalls die Hemiplegie oder Hemiparese für den Beobachter offensichtlich ist und der Patient Schwierigkeiten hat, sich mitzuteilen, liegt der Verdacht nahe, dass eines oder beide der Sprachzentren der Großhirnrinde geschädigt worden ist.

Zu einer motorischen Aphasie gehört nicht immer der Verlust der Fähigkeit, Sätze zu lesen, zu schreiben oder zu bilden. Patienten können auch über andere Kommunikationswege erreicht werden. Auch Lautgebung und Artikulation können bei Patienten gestört sein. Diese Schwierigkeit beim Sprechen, die Dysarthrie, ist Teil

seiner motorischen Lähmung und wird nicht durch eine Schädigung der höheren Sprachzentren bewirkt. Sie ist unabhängig von der Lokalisation der Schädigung im Gehirn.

### Sehen

Auch das Gesichtsfeld muss bei Schlaganfallpatienten überprüft werden. Patienten klagen oft über Blindheit auf dem Auge der Seite ihrer motorischen Lähmung. Diese Beeinträchtigung des Sehens, die homonyme Hemianopsie, tritt häufig nach einem Schlaganfall auf und geht manchmal teilweise oder vollständig zurück. Sie wird durch eine Schädigung des optischen Trakts (weißer Sehnervensubstanzstrang im Zwischenhirn) auf der betroffenen Seite verursacht. Dieser Trakt enthält Nervenfasern von der seitlichen Retina des Auges auf der entgegengesetzten Seite. Der Patient kann nichts mehr sehen und eine Hälfte seiner Welt hat aufgehört zu bestehen. Hilfe erfolgt durch das Bewusstmachen der Anwesenheit beider Hälften.

### Motorische Lähmung

Ein Gehirnschlag kommt am häufigsten in den kleinen Endgefäßen vor, die die Capsula interna versorgen, nämlich in den medialen und lateralen striären Arterien. Ein leichter Schlaganfall in diesem Bereich wirkt sich u.U. nur auf die zum Hirnstamm hinführenden absteigenden motorischen Nervenfasern aus. Manche Patienten kommen u.U. mit einer leichten Hemiparese der entgegengesetzten Seite ihres Körpers davon und erholen sich fast vollständig. Die Schädigung eines größeren Hirngefäßes unterbricht vielmehr zerebrale Funktionen. Manchmal werden verheerende Auswirkungen durch eine kollaterale Blutversorgung verhindert.

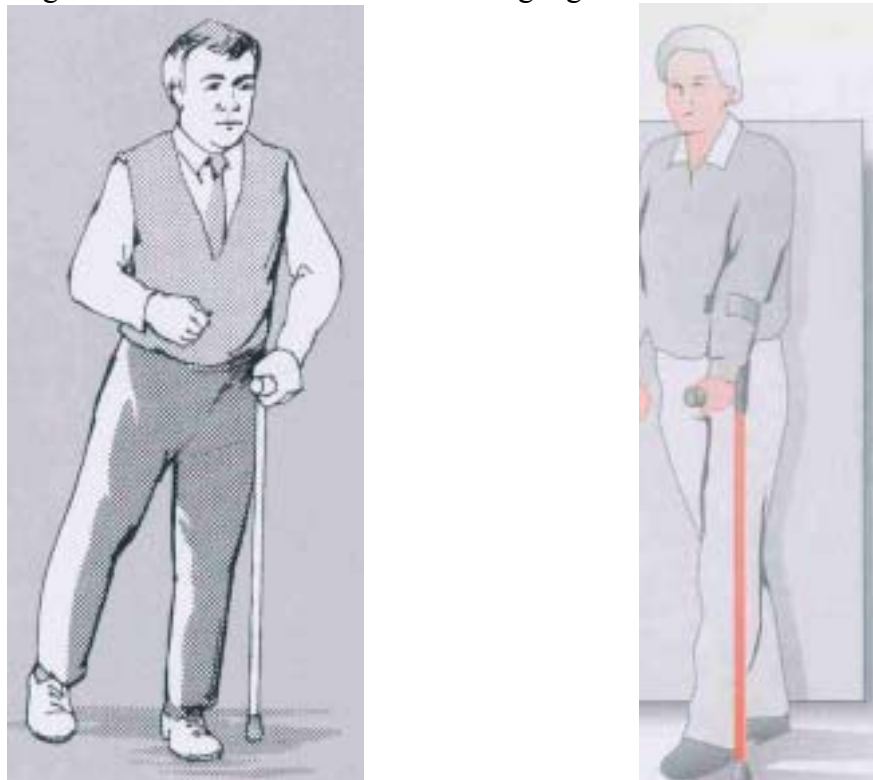


Abb. 2.10: Schematische Darstellung von Hemiplegikern (STEINKE 1999, 185, 193)

Wird eine große Anzahl von Nervenfasern geschädigt, kann jede motorische Funktion betroffen sein. Eine Schädigung des Hirnstamms kann die motorischen Kerne aller Hirnnerven betreffen und Schwierigkeiten beim Sprechen, Schlucken und Kauen und eine zentrale Facialisparesie hervorrufen. Auch die nervöse Versorgung der Eingeweide und der Blase kann ebenfalls beeinträchtigt sein. Dies führt zur Inkontinenz. Die Funktionen von Arm, Bein und Rumpf werden nicht nur durch „Schwäche“ beeinträchtigt, sondern auch durch das Auftreten von pathologischen Reflexaktivitäten, die daher rühren, dass die hemmenden Funktionen der Großhirnrinde ausgeschaltet sind. Derzeit wenden die Therapeuten bei den Hemiplegikern folgende Skala zur Einschätzung der Muskelfunktionalität an:

Tab. 2.1: Einteilung von Lähmungen in Schweregrade (KRÄMER 1998, 128)

<b>Schweregrad</b>	<b>Beschreibung</b>
0	keinerlei Bewegung, Plegie (völlige Lähmung)
1	Bewegung eben sicht- oder fühlbar
2	aktive Bewegung nach Ausgleich der Schwerkraft durch Unterstützung
3	aktive Bewegung oder Haltung eben gegen Schwerkraft ohne Unterstützung
4	aktive Bewegung oder Haltung gegen Schwerkraft und leichten Widerstand
5	normale, volle Kraft

#### Verlust der Oberflächen- und Tiefensensibilität

Bei einem Schlaganfall werden u.U. nicht nur die motorischen, sondern auch die sensiblen Nervenfasern in der Capsula inerna geschädigt. Beeinträchtigt sind dann die Schmerzempfindung, der Berührungssinn und die propriozeptiven Empfindungen.

#### Veränderung des Körpergefühls

Manche Schlaganfallpatienten leiden unter Symptomen, die sich nicht leicht definieren lassen. Sie können unter dem Begriff Parietallappensyndrom zusammengefasst werden. Diese Patienten können kaum die linke von der rechten Körperseite unterscheiden, und sie können auch keine Bewegungen mit der betroffenen Hand ausführen. Dies führt zu einer Leugnung der Körperteile (Anosognosie = Unfähigkeit, Sinneseindrücke richtig zu deuten).

Eine Anosognosie rührt von einer Schädigung des Parietallappens der nicht-dominanten Gehirnhälfte her und tritt deshalb normalerweise gleichzeitig mit einer linksseitigen Hemiplegie auf.

Ein Parietallappenschaden wird u.U. nicht gleich erkannt. Zur Diagnose bedarf es komplizierter Tests.

#### Störungen des Raumgefühls

Der Patient mit einer Schädigung seiner nicht-dominanten Gehirnhälfte leidet möglicherweise nicht nur unter Veränderungen seines Körpergefühls, sondern auch

unter Schwierigkeiten, sich im Raum und in Bezug auf die ihn umgebenden Gegenstände zu orientieren. Wenn er im Bett liegt, bleiben solche Schwierigkeiten unerkannt. Beim Herumgehen wird es offensichtlich.

### Apraxien

Bewegungsstörungen, die häufig bei Patienten nach einem Schlaganfall auftreten, sind Apraxien oder Störungen erlernter Bewegungen. Diese Apraxien können bei vielen Patienten mit einem Parietallappensyndrom beobachtet werden, doch können sie auch unabhängig von einer anderen schweren Beeinträchtigung vorkommen. Sie rühren von der Schädigung von Nervenbahnen her. Da das Phänomen der Apraxie ziemlich ungeklärt ist und oft unerkannt bleibt, wird der Patient oft als „faul“ bezeichnet. Die Apraxie ist für den gesunden Menschen schwer zu begreifen, so dass die Personen, die mit dem Patienten umgehen, auf seine Unfähigkeit, zu einer selbst einfachen motorischen Aktivität, leicht verärgert reagieren.

### Verwirrung

Die intellektuellen Funktionen des Gehirns werden oft durch einen Schlaganfall ebenso geschockt wie die motorischen und sensiblen Funktionen. Wenn der komatöse oder halbkomatöse Patient sein Bewusstsein wiedererlangt, bleibt er zunächst noch in einem Wachzustand, der als subnormal zu bezeichnen ist. Der geistige Zustand kann somit den körperlichen Genesungszustand hinauszögern, doch ohne Zweifel lässt sich eine geistige und physische Besserung durch eine gezielte geistige und physische Stimulation in den ersten Wochen nach dem Schlaganfall beschleunigen.

## ***2.6 Zusammenfassung über den Schlaganfall***

In den ersten Stunden und Tagen nach einem Schlaganfall lassen sich viele verschiedene physische Symptome mit Hilfe einer gründlichen Untersuchung feststellen. Andere physische und geistige Anzeichen werden am spontanen Verhalten des Patienten oder seinen Reaktionen auf Routinepflege- und Behandlungsmaßnahmen deutlich. Alle Personen, die mit dem Patienten in den ersten Tagen nach dem Schlaganfall Kontakt haben, sollten auf Anzeichen von Folgeschäden achten, die drastische Auswirkungen haben können auf:

- Bewusstsein
- Hören und Verstehen
- Sprache und Kommunikation
- Sehen
- motorische Funktionen, einschließlich Artikulation, Schlucken, Bewegen der Gliedmaßen sowie Darm- und Blasenfunktion
- Empfindungen
- Körpergefühl
- Orientierung in Raum und Zeit
- intellektuelle Funktionen

Das offensichtlich anormale Verhalten des Patienten in der ersten Zeit nach einem Schlaganfall lässt sich damit erklären, dass möglicherweise einige oder alle Gehirnbereiche geschädigt worden sind, die diese Aktivitäten kontrollieren. Bei einigen



Patienten treten auch Persönlichkeitsveränderungen auf, die dem Krankenhauspersonal nicht auffallen mögen, die Familie oder Freunde stark belasten.

Tab. 2.2: *Mögliche Krankheitszeichen bei Durchblutungsstörungen des Gehirns* (KRÄMER 1998, 126)

**Ischämien des Auges (auf derselben Seite)**

- vorübergehende Sehstörung (Amaurosis fugax)
- bleibende Sehstörung (Netzhautinfarkt)

**Ischämien der dominanten Großhirnhälfte (bei Rechtshändern links)**

- Halbseitenlähmung (Hemiparese/Hemiplegie)
- Halbseitengefühlstörung (Hemihypästhesie)
- Sprachstörung (Aphasie)
- halbseitiger Gesichtsfeldausfall (Hemianopsie)
- verlangsamte Informationsverarbeitung
- Störung zusammengesetzter Bewegungsabläufe (Apraxie)
- gestörte Rechts-Links-Unterscheidung
- verminderte Fähigkeit, Frustrationen (Enttäuschungen) zu verkraften
- Verlangsamung oder Zwanghaftigkeit
- Krampfanfälle (epileptische Anfälle)

**Ischämien der nichtdominanten Großhirnhälfte (meist rechts)**

- Halbseitenlähmung (Hemiparese/Hemiplegie)
- Halbseitengefühlstörung (Hemihypästhesie)
- halbseitiger Gesichtsfeldausfall (Hemianopsie)
- Neglect (Vernachlässigung) der gegenüberliegenden Körperseite
- Gedächtnisprobleme
- gestörtes abstraktes Denken
- schlechtes Urteilsvermögen, Neigung zur Überschätzung der eigenen Leistungsfähigkeit
- leichte Ablenkbarkeit
- vermehrte Spontansprache
- räumliche und zeitliche Orientierungsstörung
- emotionale Labilität
- Interesse- und Motivationslosigkeit
- Krampfanfälle (epileptische Anfälle)

**Ischämien des Hirnstamms**

- "gekreuzte" Störungen
- beidseitiger Gesichtsfeldausfall
- Doppelbilder, Schwindel, Schluckstörung, Gangunsicherheit
- halbring- oder ringförmige Gefühlsstörungen um Mund oder Nase herum
- Bewußtseinsstörungen (Schläfrigkeit bis Bewußtlosigkeit)
- Störung der sogenannten Vitalfunktionen (Blutdruck, Puls, Atmung)
- Übelkeit und Brechreiz

**Ischämien des Kleinhirns**

- gestörte Bewegungs- und Gleichgewichtskontrolle
- Schwindel, Übelkeit und Brechreiz

Der Schlaganfallpatient kann Angst vor dem Verlust seiner motorischen Funktionen haben, vor dem Verlust seiner Fähigkeit zu sprechen. Er benötigt viel Zuspruch und Pflege. Er muss das Gefühl bekommen, dass seine Umgebung seine Schwäche auf keinen Fall ausnützen wird. Gleichzeitig benötigt er von Anfang an Anregung und Ermunterung.

Mögliche Krankheitszeichen bei Durchblutungsstörungen des Gehirns sind in Tabelle 2.2 aufgeführt.

## **2.7 Rehabilitation**

Die Rehabilitation oder Wiedereingliederung ist ein andauernder und komplexer Prozess, bestehend aus der Durchführung einer Gesamtheit an medizinischen, technischen, pädagogischen und sportlichen Maßnahmen, die einen möglichst vollständigen Gebrauch einer oder mehrerer davon betroffener Körperfunktionen gewährleisten oder wiederherstellen sollen. Es ist ein Wort mit beachtlicher Bedeutungsbreite, das mehrere Gebiete und Aufgabenbereiche umfasst, wie die Wiedereingliederung im medizinischen Bereich und das ärztlich-pädagogische Einwirken, die psychologische und soziale Wiedereingliederung, die Wiedereingliederung in Belastungen, berufliche Rehabilitierung und Unterbringung. Es handelt sich um verschiedene Vorgehensweisen, die darauf abzielen, das tägliche Leben einer betroffenen Person zu verbessern und ihr ihre körperliche, gesellschaftliche, wirtschaftliche und berufliche Unabhängigkeit zurückzugeben, indem die Folgen der Behinderung für das Individuum, die Familie und die Gesellschaft reduziert werden.

Im Rahmen meiner wissenschaftlichen Forschungsarbeit richtet sich mein Interesse auf halbseitig gelähmte Patienten, die sich nach einer Gehirnerschütterung in einem schwierigen Zustand befinden, ausgehend von einer körperlichen Beeinträchtigung oder Unzulänglichkeit, die im folgenden eine körperliche Invalidität verursacht und sogar eine zeitlich begrenzte oder endgültige Behinderung hervorrufen kann, die wiederum das Leben dieser Person vollständig verändert.

Die körperliche Wiedereingliederung fällt in den Bereich der medizinischen Wiedereingliederung, die wiederum, wie wir im obigen Abschnitt spezifiziert haben, eine Disziplin der Rehabilitierung ist. Sie beinhaltet eine, mehrere Bereiche betreffende, Gesamtheit von verschiedenartigen Methoden und Vorgehensweisen, die imstande sind, die von einer oder mehreren zur örtlichen oder vollständigen Behinderung führenden Krankheiten der beschädigten Funktionen zu verbessern.

Die körperliche Wiedereingliederung beinhaltet auch physische und sportliche Übungen, erneute Vorbereitung auf Belastungen und neuerliches Berufstraining. Sie zielt darauf ab, die vom Patienten zu bestreitenden Aufgaben des täglichen Lebens zu erleichtern und den Graben, der ihn von seiner Umwelt und den gesunden Menschen trennt, zu schmälern. Hemiplegie ist die halbseitige Lähmung des Körpers, die von verschiedenen Störungen begleitet wird, welche höhere Funktionen des Gehirns befallen haben und übergehen zu Störungen der Motorik, Empfindungsstörungen, Sprach- und Persönlichkeitsstörungen, kurz zu einer partiellen oder ganzheitlichen Behinderung, die

große Folgen für das Individuum selbst und sein unmittelbares oder weiteres Umfeld hat.

Der schließlich zur Behinderung führende Prozess beginnt mit den ätiologischen Faktoren, die die Krankheit auslösen: In unserem Fall handelt es sich sehr wohl um eine Krankheit( eine Schädigung des Gehirns, die durch unterschiedliche Ursachen erfolgte), die eine Beeinträchtigung nach sich zieht, oder auch Behinderung genannt. Diese Beeinträchtigung erzeugt ein Unvermögen oder auch eine Invalidität zeitlich begrenzter oder auch endgültiger Art, das oder die am Anfang der Behinderung steht, gerade mit Konsequenzen für das Individuum selbst, die Familie und die Gesellschaft.

Konsequenzen der Behinderung für das Individuum:

- Rückgang der Selbständigkeit und der Mobilität
- Reduzierung der Alltagsaktivitäten und der Integration
- Vollständiger oder partieller Verlust der wirtschaftlichen Unabhängigkeit
- Partielle oder absolute Abhängigkeit von einer dritten Person

Konsequenzen für die Familie:

- Bedarf an Betreuung
- Beeinträchtigte gesellschaftliche Beziehungen
- Wirtschaftliche Belastung

Konsequenzen für die Gesellschaft:

- Betreuungsgesuch
- Produktivitätsverlust
- beeinträchtigte soziale Integration

Es ist bekannt, dass die von der Hemiplegie betroffene Person, ohne es darauf anzulegen, sämtliche Kriterien dieser Tabelle erfüllt, denn sie macht am Anfang einer Schädigung des Gehirns alle diese Entwicklungsstufen durch, um schließlich in der motorischen, physischen, mentalen und sozialen Behinderung zu enden.

Als Physiotherapeuten und Mitglieder des interdisziplinären Teams für Gesundheit wollen wir durch unsere Nachforschungen dazu beitragen, die schädlichen Auswirkungen der Hemiplegie zu reduzieren, sowie den Graben zu schmälern, der die betroffene Person, von der Gesellschaft, aus der sie kommt, abgrenzt, und in die sie sich notwendigerweise wieder eingliedern muss.

Die Evaluation oder das Ermessen ist ein echter Knackpunkt für die Entwicklung und ein angeratener Weg in Richtung einer Verbesserung des täglichen Lebens und der körperlichen Unabhängigkeit der von der Hemiplegie betroffenen Person. Sie ist wichtiger als die Wertschätzung eines Experten. Sie ruft Wettstreit und Zurückgewinnung des Bewusstseins und der Hoffnung bei den Patienten hervor.

Die Ergebnisbewertung oder der Maßstab der Bewegung der halbseitig gelähmten Patienten ist sehr wichtig und legt neue Grundlagen für die Therapie und die

Beteiligung des Patienten am Heilungsprozess fest. Durch diese Evaluation (Ermessen) oder diesen Maßstab können wir mehrere lukrative Ziele verfolgen, da es dieses Verfahren erlaubt, die Therapie auszurichten und uns hilft:

- die Bewegungsmöglichkeit im speziellen und die Lebensfähigkeit im allgemeinen im familiären, sozialen, „relationellen“ und beruflichen Rahmen abzuschätzen
- die Höhe der benötigten Betreuung im Hinblick auf Unterbringung, Apparatur, Medikamente, Therapiewechsel, Verbesserung der Funktion, etc. abzuschätzen
- die Behinderung mit finanziellen Mitteln auszugleichen, d.h., die Evaluation trägt zu den Entscheidungen bei, die im Hinblick auf eine ergänzende Lösung zu treffen wären oder wenn es darum ginge, ein Urteil zu fällen oder eine Meinung abzugeben über die funktionelle Prognose des Patienten.

-  
Es wird davon ausgegangen, dass meine Freude am Ende dieser Untersuchung mit dem Messgerät „PosMess“ übergroß sein wird und dass der Maßstab der Bewegungsqualität, oder auch Faktor „Q“, endlich ohne Zweideutigkeiten repräsentativ sein wird und all meinen Erwartungen entsprechen wird, zum Wohlergehen der gesamten Gesellschaft.

## 3 Hypothesen und Ziele

### 3.1 Hypothesen

Es stellen sich mehrere Fragen, auf die wir im Laufe dieser Studie über Hemiplegiker konkrete Antworten bezüglich der Leistungsfähigkeit und der Neuromotorik während der Durchführung willkürlicher Bewegungen geben wollen. In dieser Untersuchung werden wir uns mit dem Aufstehen (von einer Sitzposition aus) näher beschäftigen, das von Kopfbewegungen in den drei Achsen X, Y, Z, d.h. in drei Dimensionen simuliert wird. Die Hemiplegie ist die Lähmung einer Körperseite, die zur einer Funktionsunfähigkeit führt. Die Folgen dieser Behinderung sind für die Patienten selbst, ihre Familien und die Gesellschaft, in der sie leben, eine enorme Belastung. Die Hemiplegie tritt bei Schlaganfällen auf.

Diese Krankheit ist weltweit Mittelpunkt zahlreicher wissenschaftlicher Untersuchungen. Jeder Wissenschaftler versucht dazu beizutragen, mehr oder weniger die Autonomie der Funktionen zu verbessern. Der Weg ist lang und nicht ohne Schwierigkeiten, es bleibt noch viel zu untersuchen, was die vom Schlaganfall verursachten neurologischen Nachwirkungen bei Hemiplegikern betrifft. Die Einschätzung des Handikaps, der Funktionsunfähigkeit und der Behinderung ist von großer Bedeutung. Die Einschätzung der Behinderung in jedem Behandlungsstadium, bei jedem Alter und für jede Funktion ist notwendig, um die Wiedereingliederungsmöglichkeiten der Patienten in das familiäre, gesellschaftliche und berufliche Leben einschätzen zu können. Damit könnten wir auch die Kosten(höhe) für die Unterbringung, Geräte, Medikamente und Krankengymnastik im voraus wissen und letztendlich die finanzielle Entschädigung mittels Steuerhilfe, diverser Entschädigungen wie Invalidenrente im voraus planen. All das macht uns darauf aufmerksam, dass es schon mehrere Techniken zur Messung einer Behinderung gibt, die die Autonomie im Alltag, in der Gesellschaft sowie im Beruf einschätzen. Manche prüfen die Funktionsfähigkeit, andere bestehen z.B. aus ergonomischen Indikatoren.

Die meisten Methoden aber sind subjektiv, d.h., sie beruhen oft auf dem subjektiven Urteil des Pflegers oder auf einer kollektiven Entscheidung des interdisziplinären Teams. Diese Mess- und Schätzungstechniken sind meist nicht ganz konkret; sie haben keine mathematische Basis, keinen mathematischen Ausgangspunkt. Soll beispielsweise das Körpergewicht ermittelt werden, liefert die Waage einen mathematischen Wert, der reell und konkret ist. Es gibt kein Ungefähr. Liegt das Körpergewicht beispielsweise bei 78 kg, ist dies eine Zahl, die für etwas sehr Konkretes steht.

All dies rechtfertigt unseren Willen, zu neuen Technologien beizutragen, denn Bewegung kommt zuerst und ist schon bei der Entstehung des Lebens präsent. Vom Mutterleib bis zum Erwachsenenstadium bewegt sich der Mensch.

Im Rahmen dieser Studie wurden einige Fragen und Probleme gestellt, die eine klare Antwort verlangen und die die Entstehung dieser Arbeit zwischen der Universität Konstanz und dem Lurija Institut für Rehabilitationswissenschaften und Gesundheitsforschung sowie den Kliniken Schmieder in Allensbach veranlasst haben:

*1. Wie und warum kann die Bewegungsqualität objektiv gemessen oder eingeschätzt werden?*

Das heißt, mit welchen wissenschaftlichen und technischen Verfahren, mit welcher Methode, mit welchen Geräten, bezüglich welcher biomechanischen Parameter können Bewegungen quantitativ und objektiv gemessen werden, oder wie kann eine Skala der Bewegungen eingerichtet werden, die einen mathematischen, quantifizierbaren Wert ergibt. Bei Hemiplegikern ist Bewegung lebenswichtig, denn diese Patienten leiden unter einer halbseitigen Lähmung, unter motorischen Störungen und unter einer Koordinationsschwäche der Muskeln, die sie daran hindern, sich normal zu bewegen.

*2. Gibt es einen Unterschied zwischen der Bewegungsqualität von Hemiplegikern und gesunden Personen?*

Die biomechanische Analyse der alltäglichen Bewegungen von Hemiplegikern macht alle Forscher weltweit neugierig und begeistert sie. Jeder schöpft sich den Rahm ab, und die Meinungen divergieren erheblich von einem Autor zum anderen. Wir sollen nicht zu rasch auf diese Frage antworten, denn wir möchten eine Antwort geben, die sich auf eine greifbare Wahrheit stützt. Es wäre nicht vernünftig, uns eine Meinung zu bilden, ohne die Wirksamkeit des Gerätes zu prüfen. Das Experiment wird dies daher verdeutlichen.

Unter Proportion der Qualität verstehen wir die Wahl unserer Zielgruppe, die den partiellen Gehverlust und die Höhe der Verbesserung während der Therapie in Betracht zieht. Dies wiederum stellt nochmals das Problem der Authentizität und der mathematischen Einschätzung vom realen Niveau jeder Person während der Untersuchung der Motorik dar. Wir werden uns auf die statistische Analyse stützen, die uns ermöglicht, die Unklarheiten zu beseitigen und die Interaktions- und Wechselwirkungshöhen zu finden, die zwischen der Qualität (Faktor Q), zwischen den getesteten Personen und den zutreffenden Parametern auftreten.

*3. Welche Wirkung hat diese Entdeckung in Bezug auf die funktionelle Rehabilitation von neurologisch Kranken?*

Die ersten Nutznießer dieser Arbeit über die funktionelle Rehabilitation sind Hemiplegiker. Wir möchten mit dieser Recherche beweisen, dass die Wiedergewinnung der Funktionen und die Verwertung dieser Ergebnisse eine Verbesserung der motorischen Fähigkeit im Alltag zur Folge hat. So können unseren Patienten auf eine adäquate Wiedereingliederung in die Gesellschaft hoffen.

#### *4. Können wir bezüglich es oben Gesagten von einem neuen Weg in der wissenschaftlich unterstützten Therapie? Welche sind ihre Vor- und Nachteile?*

Mit dieser Entwicklungen, d.h. einerseits der Erfindung eines Messgerätes, das die Qualität der Bewegungen messen kann (spezieller Stuhl mit Zusatzeinrichtungen) und andererseits der Bewegungsskala stehen wir vor einem Durchbruch in der modernen Geschichte der Wissenschaft. Von nun an können wir diesem Gerät unser volles Vertrauen so lange schenken, bis wir eines Tages widersprechen werden. Sicher können wir auch die Vor- und Nachteile dieses Geräts, die näheren Umstände dieser Methode berücksichtigen, aber das Wohlbefinden unserer Patienten hat Vorrang.

### **3.2 Ziele**

Wir möchten die Bewegungsqualität bei einer Person mengenmäßig untersuchen. Es handelt sich um das Aufstehen, d.h. die Bewegung, die ich von einer Sitzposition bis zu einer Stehposition führe. Das Aufstehen wird dreidimensional betrachtet:

- von unten nach oben,
- von hinten nach vorne,
- von links nach rechts und umgekehrt (Asymmetrie und Gleichgewicht).

Die Autonomie der Funktionen ist eines der wichtigsten Ziele der Krankengymnastik des Patienten, der nach einem Schlaganfall halbseitig gelähmt wurde. Ein Hemiplegiker, der aus dem Koma erwacht, möchte als erstes aufstehen und laufen. Er wird aber schnell merken, dass seine Motorik es nicht erlaubt. Die Muskeln gehorchen nicht mehr seinem Willen. Er kann und weiß vorübergehend nicht mehr, wie er einige Teile seines Körpers steuern muss. Um seine ursprünglichen Funktionen wiederzuerlangen, muss er schrittweise die Bewegungen neu erlernen, inklusive dem Aufstehen. Diese Bewegung ist sehr wichtig, denn sie kommt vor dem Laufen und gehört zum Alltag jedes Menschen.

In diesem Stadium tritt die große Aufgabe der funktionellen Rehabilitation an den Patienten und Therapeuten heran, um die verlorenen körperlichen Funktionen wieder zu beherrschen, d.h. im Rahmen des Möglichen die motorische Fähigkeit wiederherzustellen, damit der Patient eine tägliche ausreichende Autonomie erreicht. Der Weg ist, wie schon angedeutet, lang, nur mit Geduld, Opferbereitschaft, Erfahrung und Liebe kann dieses Ziel erreicht werden. Mit unserer Recherche möchten wir unseren Patienten helfen, alltägliche Bewegungen noch einmal zu lernen, damit sie den Alltag autonom bewältigen können, die wichtige Motorik, die motorische Koordination und das Gleichgewicht wiederzuerlangen, Muskeln zu stärken und ihre soziale und berufliche Eingliederung leichter zu bewältigen. Das Aufstehen ist sehr wichtig, denn der Patient, der tagelang im Bett bleiben musste, möchte sich aufsetzen, dann aufstehen und letztendlich laufen. Aufstehen ist also eine notwendige und unausweichliche Etappe für die Genesung des Patienten. Beim Aufstehen muss der Patient gegen die Schwerkraft, sein eigenes Gewicht, externe sowie interne Kräfte ankämpfen, um sich aufrecht zu halten ohne hinzufallen, zusammenzubrechen oder umzukippen. Er muss sein motorisches Gleichgewicht trainieren (statische- und dynamische Haltung). Bis

heute ist es schwierig, die Qualität der Bewegungen einer kranken oder gesunden Person objektiv zu messen. Die Beurteilungen sind oft subjektiv und die Messungen werden oft mit persönlichen arbiträren Skalen durchgeführt. Die häufigsten Messungen befinden sich zwischen 0 und 5, je nachdem, ob der Patient eine passive, aktivo-passive, aktive oder eine Widerstands-Bewegung macht. Diese Methode wird heutzutage noch verwendet, ist aber unzuverlässig. Eine Skala mit wertenden Zahlen, wie die des Gewichtes, der Temperatur, des Druckes, der Kraft oder der Größe, wäre unbedingt erforderlich, um die Bewegungen zu messen und um bei therapeutischen Entscheidungen zu helfen. Da wir wissen, wie schwierig die Konzeption und die Konstruktion eines solchen Gerätes ist und welche seine Grenzen sind, können wir uns freuen, dass es den Entwurf einer solchen Erfindung gibt. Indem wir behaupten, dass einige Teile des Körpers die Bewegung anderer Teile stimulieren, können wir mit geringem Risiko und ohne uns groß von der wissenschaftlichen Wahrheit zu entfernen, sagen, dass der Kopf, als Teil des Körpers, Sitz von wichtigen Organen und Zentrum des Nervensystems das Aufstehen (von einer Sitzposition bis zum Stehen und umgekehrt) befehlen und stimulieren kann. Obwohl wir die Schwierigkeit der Konzeption und Durchführung eines solchen Projekts kennen, können wir mit Sicherheit behaupten, wenn es sich bestätigt, dass die hier vorgestellte Recherche zu einer Revolution in der Wissenschaft, zu einer Unabhängigkeit der Patienten, zu einer wissenschaftlichen und quantifizierbaren Einordnung jedes Patienten in einer Skala führen wird. Diese Studie kann bei der ärztlichen Arbeit helfen, sie ist Teil der therapeutischen Diagnostik, ein Vergleichsmittel für das interdisziplinäre Team und eine Motivationsquelle, die den Willen der Hemiplegiker stärken kann. Die Objektivierung der Bewegungsqualität ist das wesentliche Ziel unseres Projekts, denn wir wollen für das Wohl aller messen, prüfen, einschätzen, die Motorik und schlechte Haltung verbessern und Gelenke kalibrieren.

Die biomechanischen und biometrischen Parameter helfen uns, das Verhalten einer Bewegung durch Messungen eines jeden Patienten zu bestimmen. Dies hat zum Konzipieren eines PC-Programmes geführt, das das Messgerät unterstützt. Unsere Zielgruppe besteht hauptsächlich aus Hemiplegikern, denn diese Kranken weisen Motorik-, Beweglichkeits-, und Koordinationsstörungen, kurz zusammengefasst Funktionsstörungen auf, die für den Alltag wichtig sind. Die Wiedereingliederung der funktionellen Autonomie, darunter werden die Alltagsbewegungen verstanden, das motorische Gleichgewicht (statisch und dynamisch), die Koordination der Muskeln, ist eines der Ziele, das sich die Rehabilitation vorgegeben hat. Unser Ziel ist die Reduzierung der Lähmung, die Verminderung der tiefen Kluft zwischen Hemiplegikern und gesunden Personen. Die Verringerung des Handikaps eines Hemiplegikers wird ihm ermöglichen, die alltägliche Unabhängigkeit wiederzuerlangen und ihn sowie seine Familie zu entlasten. Unsere Studie ist also ein Mittel zur politischen, sozialen, wirtschaftlichen, gesundheitlichen und erzieherischen Entwicklung. Um die Behinderung zu vermindern, müssen die Ätiologie, die Verhältnisse, die näheren Umstände, die auslösenden und einschränkenden Faktoren und die zahlreichen Konsequenzen dieser Krankheit für den Patienten selbst seine Familie und die Gesellschaft genau bekannt sein.



## 4 Methodik

In diesem Kapitel wird die Untersuchungsmethode, das Gerät mit seinen Funktionen, die Qualität der Stichprobe und das Verfahren der Abmessungen, die wir während des Experimentes benutzt haben, beschrieben.

### 4.1 Einführung

Die Untersuchungsmethode repräsentiert eine notwendige Etappe, um die verfolgten Ziele zu erreichen. Sie vereinigt die Wege und Mittel, appelliert an die Technik, die Materie und ihre Bestandteile, das Material, das Können und die Intelligenz, den Willen und die menschliche Geschicklichkeit, um die bestimmten Ziele zu erreichen.

Für das gleiche Thema, das zu den ähnlichen Zielsetzungen führt, kann die benutzte Forschungsmethode den ganzen Zusammenhang ändern und sogar die Vorstellung des Experiments. Somit hängt das Ergebnis von der Einstellung des Forschers ab.

Manchmal können bestimmte innere und äußere Faktoren die Wahl der Forschungsmethode je nach gesetzten und verfolgten Zielen ändern, beeinflussen oder begrenzen.

Der Anwendungsbereich, die Qualität und die Größe der Stichprobe, die analysierten biometrischen und biomechanischen Parameter, die angewandte Technik, die Verfügbarkeit des Materials gehören zu diesen oben erwähnten Faktoren sowie die Imperative, die mit der Arbeit, mit der Zeit, mit ethischen Grundsätzen, mit den physischen, biologischen und chemischen Gesetzen verbunden sind, die Schwierigkeiten in der adäquaten Verwirklichung des Projekts, der Verlauf des ganzen Vorgangs und schließlich die Verfügbarkeit.

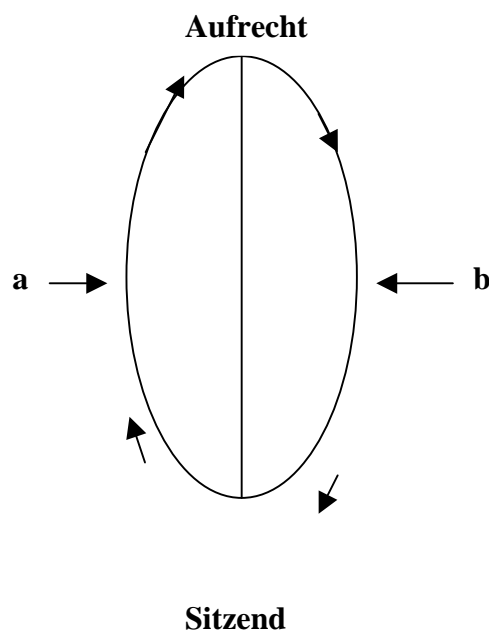
Das ist das Vorgehen, das dem Forscher erlaubt, zu erfahren, zu messen und seine Erfahrung zu objektivieren, um daraus die Schlussfolgerungen zu ziehen. Die angewandte Methode bringt uns oft so zum Resultat, zur Schätzung, Konkretisierung des analysierten Modells und Anwendung oder Nicht-Anwendung der beobachteten Erkenntnisse, sowie zu Anregungen mit dem Ziel, jede Aktion einzuschätzen, zu beschließen, verbessern oder zu verhindern.

Der Begriff „Bewegung“ ist komplex, so dass wir in unserer Untersuchung deutlich definieren müssen, um welche Bewegung es sich handelt. Wenn der Mensch sich in „aufrechter Haltung“ befindet, verstehen wir darunter, dass er in Stellung (Körperhaltung) ist. Und diese Stellung wird als statisch bezeichnet, während der Biomechaniker uns sagen wird, dass diese aufrechte Haltung, eine dynamische Stellung sei, das heißt, dass der Mensch in diesem Zustand nicht ganz bewegungslos ist. Also ist der Mensch in fortwährender Bewegung, denn seine Muskeln bekämpfen die internen und äußeren Kräfte, um seinen Schwerpunkt an der senkrechten Stelle zu verschieben oder aufrechtzuerhalten.

Liegen und Stehen können mit der natürlichen Ruheposition verwechselt werden, aber die stehende Position (aufrechte Haltung), das Laufen und Rennen sind dynamische Bewegungen im eigentlichen Sinne des Begriffs.

In dieser Forschungsarbeit konzentrieren wir uns auf die „Aufstehbewegung“, das heißt die Anfangsbewegung vom „Sitzen“ bis zur vertikalen Station „aufrecht Stehen“. Es handelt sich darum, alle Muskeln, Gelenke, Sehnen und Sehnenbänder zu mobilisieren, um fast die Gesamtheit der Körpermasse und ihres Schwerpunktes nach oben zu verschieben und danach während einer bestimmten Zeit diese Haltung aufrechtzuerhalten.

Selbstverständlich kann nicht über das Aufstehen gesprochen werden, ohne das Sitzen zu erwähnen, das heißt die vollständige Bewegung, die vom Sitzen bis zum Aufstehen und wieder bis zum Sitzen reicht. Dies beschreibt eine Schleife oder einen Zyklus, der durch zwei Bewegungsbogen geteilt wird: Eine Hinkurve und die andere Rückkurve (siehe Abbildung 4.1).



*Abb. 4.1: Diese Abbildung stellt die Schleife der Bewegung mit ihren zwei Bögen „a“ und „b“ dar, wie es oben in der Theorie beschrieben ist, das heißt von der sitzenden Stellung bis zu aufrechtem Stand, dann wieder sitzend.*

In dieser Untersuchung analysieren wir nur einen Bewegungsbogen, und zwar die „Aufstehbewegung“ oder den Bogen „a“, der die Bewegung vom Sitzen bis zur vertikalen Stehposition beschreibt. Diese Wahl findet ihren ganzen Sinn im Alltagsleben des Menschen und insbesondere bei den halbseitig Gelähmten. Dieser Bewegungsbogen ist der Entwurf des Ganges und des Laufens sowie die Interaktion

von Kräften, die aus dem Körpergleichgewicht resultieren. Der Mensch steht auf, geht und setzt sich wieder. Die Schleife wird gelockert.

Das Forschungsinteresse gilt in dieser Studie des menschlichen Gehens diesem natürlichen Phänomen. Im Fachbereich Sportwissenschaft der Universität Konstanz wurde ein Gerät entwickelt, das dazu fähig ist, die Bewegungsqualität eines Menschen zu messen und zu schätzen. Die Schleife der Bewegung vom Sitzen bis zum Stehen sowie vom Stehen bis zum Sitzen wird dabei besonders untersucht.

Mittels bestimmten biomechanischen Parametern und den anthropometrischen Körpermaßen des menschlichen Körpers ist dieses Gerät fähig, die Aufstehbewegungen zu analysieren und zu quantifizieren und sie in mathematischem Wert auf einer graduierten Skala umzuwandeln, sowie sie nach Qualität und Leistung zu klassifizieren, ausgedrückt durch die Stellung des Kopfes in einem dreidimensionalen Raum, d.h. mit Hilfe der drei Achsen X, Y, Z.

Wie bereits erwähnt, kann der Kopf die Bewegungen des humanen Körpers während der Aufstehbewegung (oder Bogen  $\alpha$ ) simulieren. Der Kopf, der mit dem Hals kombiniert ist, wo sich die statischen, dynamischen und axialen Messfühler der Bewegungen befinden, spielt bei der Körperbewegung eine überragende Rolle.

#### **4.2 *Der allgemeine Fall***

In unserem Fall werden die Untersuchungen an zwei Zufallsgruppen von halbseitig gelähmten Patienten und gesunden Probanden durchgeführt.

Die halbseitig gelähmten Patienten wurden zwei Mal getestet, das heißt vor und nach der Therapie, um die Verbesserung während dieses Zeitraumes feststellen zu können. Die gesunden Versuchspersonen wurden dagegen nur ein Mal getestet. Danach wurden die Endergebnisse miteinander verglichen, um die Effizienz der Methode und die angewandte Technik sowie die funktionellen Fähigkeiten der halbseitig Gelähmten zu beweisen.

#### **4.3 *Qualität der Stichprobe***

Die erste Gruppe ist die der halbseitig gelähmten Patienten. Sie besteht aus 30 Patienten, darunter 24 Männer und 6 Frauen, die alle zufällig ausgewählt wurden. Die zweite Gruppe besteht aus gesunden Probanden, die aus unterschiedlichen Gesellschaftsschichten stammen, unterschiedliche Berufe ausüben und unterschiedliche Sportarten betreiben. Es kann sich dabei um einfaches zu Fuß gehen, tägliches Radfahren oder richtiges Training handeln. Diese Gruppe wurde durch das Losverfahren ausgewählt, und der Versuch wurde in doppeltem Blinder realisiert.

Dieser Test wurde, wie oben erklärt, mittels eines besonderen Stuhles durchgeführt, der im Fachbereich Sportwissenschaft der Universität Konstanz entwickelt und in den wissenschaftlichen Werkstätten der Universität gebaut wurde. Wir erhalten die Daten durch den Computer, der an den Stuhl angeschlossen ist. Dieser Stuhl stellt unser

Hauptgerät in der biomechanischen Analyse der Parameter dar, die dann mit Hilfe einer speziell für diese Anwendung entwickelten Software bewertet wurde. Die Formel, die in der Software eingesetzt wurde, wird in diesem Kapitel noch beschrieben.

Dieses Gerät dient dazu, die Bewegungsqualität zu messen, und zwar während des Aufstehens und des Setzens. Die besondere Charakteristik des Stuhl besteht darin, dass es die Körperbewegungen dreidimensional registriert, die vom Kopf während der ganzen Strecke ausgestrahlt werden. Wie wir am Anfang unserer Arbeit bereits erklärt haben, ist es erwiesen, dass die Kopfbewegungen das Aufstehen (oder Bogen  $\alpha$ ) und Setzen des Körpers und somit die Flugbahn simulieren kann.

#### ***4.4 Beschreibung des Bewegungsqualitätsmessgerätes***

Das Gerät trägt bestimmten biometrischen und biomechanischen Parametern Rechnung, davon ausgehend, berechnet der Computer die verschiedenen Umwandlungen mittels einer im Programm installierten Software.

Das Gerät besteht aus drei verschiedenen Teilen einschließlich der Zubehörteile:

- Der Stuhl besteht aus Metall, der durch Versteifungsstreben am Boden befestigt ist. Er hat eine Kopfstütze aus Holz und metallische Armlehnen.
- Die empfindlichen Sensoren, die auf dem metallischen Messkreuz aufgebaut wurden, sind durch eine Metallsäule mit dem Stuhl verbunden.
- Der Computer mit entsprechender Software berechnet die verschiedenen Parameter.

Die Spezifikationen bezüglich die Elektronik sowie die Sicherheitsvorschriften, die den einwandfreien Lauf dieses Gerät gewährleisten sollen, werden in den folgenden Abschnitten beschrieben.

##### 1. Die Empfangssensoren

Das Gerät besitzt vier Empfangssensoren, die die Bewegungen des Kopfes dreidimensional mittels Ultraschall erfassen.



*Abb. 4.2: Ein Teil des Messstuhls mit Abdeckung*

Dieser Ultraschall ist für den Menschen unschädlich. Also besteht kein Anlass zur Sorge um eventuelle Nebenwirkungen, weil keine bestehen bzw. so gut wie null sind.

Diese vier empfänglichen Sensoren sind einzeln in Aluminiumgehäuse eingebaut, die wiederum auf vier Messkreuze (Eisenstangen) montiert sind. Diese vier Messkreuze sind an einem großen zentralen Sendekopf verbunden, der als Abzweigung dient. Das Ganze ist dann an den Rest des Gerätes durch eine Eisensäule in Form eines umgekehrten großen „L“ angehängt, deren horizontaler Teil am Eisenpfosten bzw. am vertikalen Teil der Eisensäulen angelötet ist. Die gelötete Kreuzung heißt Haltewinkel. An jedem Messkreuz ist ein Klebeband unterschiedlicher Farbe angebracht, um die Sensoren in ihren Funktionen von Bewegungsdetektoren zu unterscheiden. Wenn wir uns an den vier Himmelsrichtungen orientieren, ist das Gehäuse des nördlichen Sensors

durch das rote Klebeband bezeichnet, das südliche durch das blaue Klebeband, das westliche durch das schwarze und das östliche durch das gelbe.

Die Empfangssensoren bilden mit den Messkreuzen, die sie abstützen, einen Winkel von ca. 135°. Damit wollen wir klarstellen, dass die empfänglichen Sensoren, die in den kleinen Gehäusen enthalten sind, nicht direkt im Kontakt mit dem Boden stehen.

Die vier Enden des Messkreuzes sind ein bisschen nach unten geneigt, damit die Sensoren die Kopfbewegungen besser empfangen können. Die Sensoren bilden mit dem Messkreuz einen stumpfen Winkel., um die Auswirkungen von Brechung und Reflexion des Ultraschalls zu vermeiden, da sonst die Qualität der erhaltenen Resultate schlechter wäre. Im Abschnitt Sicherheit und Vorsichtsmaßnahmen wird näher darauf eingegangen.

Die Eisensäule endet am Basisteil mit einer dreibeinigen Stütze, die wie ein umgekehrtes großes „V“ aussieht und die Säule verstärken soll. Die gesamte Basis der Eisensäule wird von vier kleinen Füßen gestützt, die selbst von querliegenden Metallstangen gestützt sind. Die zwei Armlehnen liegen auch auf diesen Metallstangen des Basisteils des Gerätes auf. Die Armlehnen sind demontierbar, das heißt, sie können nach Bedarf abgenommen und wieder hingestellt werden, wenn es erforderlich ist.

Auf dem inneren Teil der Eisensäule sind zwei sehr wichtige Dinge zu sehen:

- Am Ende der dreibeinigen Stütze befindet sich in der Mitte eine Art Kopfstütze aus Holz, die von einem weißen Handtuch bedeckt ist, um die Licht- und Ultraschallreflexe zu vermeiden. Dies könnte nämlich die durchgeführten Berechnungen und erhaltenen Resultate verfälschen.
- Die Anzeigenplatte befindet sich im oberen Drittel der Eisensäule in verschiedenen Farben (rot, grün, orange). Jede Farbe spielt bei jeder Manipulation des Gerätes während der Bewegungsaufnahme eine Rolle.

## 2. Stuhl und Armlehnen

Der Stuhl besteht aus zwei verschiedenen Teilen:

Der erste Teil beschreibt den Maßstab in der vertikalen und der zweite in der horizontalen Skala:

- die motorische Stuhlhöhenverstellung (nicht zu verwechseln mit dem Sockel des Gerätes) ist aus einem einzigen Stahlblock gefertigt. Sie ersetzt die Füße und ist die Stütze für den Stuhl. Sie bewegt sich senkrecht mittels eines hydraulischen Kolbens, der im Mechanismus eingebaut ist. Dieses System ist konzipiert worden, um dem Stuhl zu erlauben, sich an die verschiedenen sitzenden Größen der geprüften Personen anzupassen. Diese Stuhlhöhenverstellung wird auf dem Boden beziehungsweise auf dem Teppichboden platziert. Die Höhe, von oben nach unten und umgekehrt, ist sehr flexibel, so dass die geprüfte Person in einer ergonomisch günstigen Stellung sitzen kann. Die vertikale Umstellung des Stuhles ist halbautomatisch und wird mit Hilfe der Computer-Maus betätigt. Die Daten des

Stuhles sind integrierender Teil der Parameter, zwangsläufig zu liefern, um das Menü der Software zu vervollständigen.

Mit der Maus des Computers kann die Bedienungsperson die vertikale Umstellung des Stuhles steuern, um ihn an die sitzende Größe der geprüften Person anzupassen.

- Die Sitzfläche: Dies ist der Teil, der es der Versuchsperson ermöglicht, sich zu setzen. Die Sitzfläche befindet sich direkt über der motorischen Stuhlhöhenverstellung. Sie ist aus einem glatt polierten und fertigen Holzquadrat gefertigt. Sie wird von einer kurzen, ungefähr 5 Zentimeter hohen Unterlage überragt. Diese spielt eine Rolle bei der Einschränkung der Tiefe der hinteren Sitzfläche beim Sitzen und bietet somit eine Referenz des Winkelmaßes.

Die Sitzlehne hat auf der linken und rechten Seite eine in Zentimeter geteilte Skala, um die Tiefe der Sitzfläche im Sitzen messen zu können. Dieser Wert ist obligatorisch und sehr wichtig. Die Sitzlehne ist integrierter Teil des Softwaremenüs, um die anderen Parameter qualitativ berechnen zu können.

Um eine biometrische Messung durchzuführen, wird mit einem Messband von der Kniekehle bis zum Gesäß in Sitzhaltung gemessen. Der ermittelte Wert wird durch drei geteilt; der berechnete Wert wird nun auf der horizontalen Skala des Sitzes eingetragen und schließlich in den Computer eingegeben. Diese Messung ist entscheidend in der Bewertung des erhaltenen Resultates. Der Sitz ist blau lackiert.

- Die Armlehnen: Es sind zwei Armlehnen (linke und rechte) vorhanden. Sie sind aus Eisen, die stützenden Oberflächen sind jedoch aus lackiertem Holz. Diese Armlehnen können aus ihrer Halterung demontiert werden, falls es nötig ist. Sie sind Blau lackiert und wie der Stuhl mit Handtüchern überzogen. Sie sind am Gerätesockel befestigt und können starkem Druck, der von der Versuchsperson je nach seinem Gewicht ausgeübt wird, standhalten. Sie sehen wie kleine Tore aus.



*Abb. 4.3: Der Messstuhl ohne Abdeckung*

Anmerkung: Die motorische Stuhlhöhenverstellung, die Sitzfläche sowie die Armlehnen sind Blau angestrichen, während der gesamten Messdauer sind sie jedoch mit weißen Handtüchern überzogen. Damit sollen Störungen während der Strahlensendung sowie Störungen der Lichtbrechung und -reflexion vermieden werden.

### 3. Der Computer, die Software und Zusätzliches

Der Stuhl ist an den Computer mittels elektrischen Kabeln angeschlossen. Das Gerät ist mit dem Computer steuerbar, das heißt, die Start- und Stop-Knöpfe und Höheneinstellung der Sitzfläche sind vom Computer aus durchzuführen. Die Software spielt eine wichtige Rolle, weil es dem logistischen Teil dieser Untersuchungsmethode entspricht. Die aktuelle angewandte Version ist die 99.0, sie wird jedoch regelmäßig aktualisiert.



Beim Starten der Software wird auf dem Bildschirm ein Gitter gezeichnet, auf dem die Graphik der Bewegung dreidimensional abgebildet wird. Die Zeitperiode (in Sekunden) sowie der Wert der Bewegungsqualität, auch Faktor „Q“ genannt, werden ebenfalls auf dem Bildschirm angegeben.



*Abb. 4.4: Der gesamte Messstuhl einschließlich des Computers sowie Sitzposition des Probanden und Versuchsleiter*

#### **4.4.1 Aufstellung des Gerätes**

Das Gerät ist gegenüber besonderem Lärm wie z.B. Schlüsselklingeln oder Geräuschen von Objekten in der nahen Umgebung sehr empfindlich. Das ist der Grund, weshalb das Tragen eines Helmes während des Tests sowie ein Sicherheitsumkreis obligatorisch wurde.

Das Gerät ist nicht im direkten Kontakt mit dem Boden, sondern mit einem verfeinerten und ausgeglichenen Teppichboden, um einen guten Versuchsablauf zu sichern. Die Decke ist mit einem weißlichen besonderen Stoff verdeckt, um die Reflexion und die Brechung des Ultraschalls zu vermeiden. Der Raum, in dem das Gerät sich befindet, ist in Weiß gestrichen. Eine konstante Raumtemperatur ist erforderlich.

#### **4.4.2 Funktionsweise des Gerätes**

Zu Beginn der Untersuchung ist Strom erforderlich. Der Stuhl durch ein Kabel, das an einem Trafo hängt, an den Strom angeschlossen. Die zweite Steckdose wird vom Computer benutzt. Sobald das Gerät mit Strom versorgt ist, schalten sich die Anzeigeplatten auf dem oberen Teil der Eisensäule ein. Dann schaltet der Versuchsleiter den Computer an und öffnet das Programm „PosMess“. Der Stuhl ist dann betriebsbereit.

#### **4.5 Durchführung der Tests**

Jetzt ist das Gerät betriebsbereit und der Versuchsleiter kann die Versuchsperson vorbereiten.

Er beginnt mit folgenden Angaben:

*Die subjektiven Angaben:*

Der Test fängt immer mit einem kurzen Gespräch mit der Versuchsperson an, um ihr Problem zu definieren und ihr weitere Erklärungen über den Versuchsablauf und die Notwendigkeit des Tests zu geben, ohne sie vorher zu beeinflussen.

- Name und Vorname
- Geburtsort und -datum
- Diagnose
- Beruf
- Praktizierte Sportart
- Geschlecht

*Die sachlichen Angaben:*

Dann kommt der Versuchsleiter zum zweiten Schritt, der darin besteht, die anthropometrischen Daten des Probanden aufzunehmen:

- Bestimmung der körperlichen Masse mit Hilfe einer Waage. Das Gewicht wird in einem Formular eingetragen.
- Die Bestimmung des Kopfumfangs (ohne Helm) hilft bei der Einstellung des Helmes. Außerdem wird dieser Wert später für das Programm gebraucht.
- Die Größe (beim Stehen) wird mit dem Helm und Schuhen gemessen. Könnte dieser Wert die Grafik und den „Q“-Wert beeinflussen?

Nach dieser einleitenden Vorbereitung darf die Versuchsperson auf dem Stuhl Platz nehmen. Der Proband hat bereits den Helm auf, um die Haare zu bedecken, die Störungen bei den Ultraschallwellen verursachen könnten.



*Abb. 4.5: Beispiel der Bewegungsausführung ohne Helm und Abdeckung*

#### **4.6 Die Parameter des Stuhles**

Es ist sehr wichtig diese Parameter zu notieren, ansonsten wird das Programm nicht richtig funktionieren. Hierbei sind die zwei wichtigsten Parameter:

- Die Stuhlhöhe: Sie kann je nach der Größe beim Sitzen der Versuchsperson anhand des Computers eingestellt werden. Als Referenz müssen die Füße flach auf dem Boden sein, und der Unterschenkel muss mit dem Oberschenkel einen rechten Winkel bilden.
- Die Tiefe des Sitzes: Die Einstellung beruht auf der Oberschenkellänge von der Tiefe der Bogenkrümmung bis zum Ende des Hinterbackens in der Sitzposition.

Dieser Wert muss durch drei geteilt werden. Das Drittel dieses Wertes wird dann in der Einstellung der Software eingetragen.

Der Versuchsleiter muss das Vertrauen der Versuchsperson gewinnen, ihr die auszuführenden Bewegungen deutlich erklären sowie die Anweisungen, die befolgt werden sollen. Es werden drei Anweisungen gegeben: Sind Sie bereit? Stehen Sie bitte auf und setzen Sie sich. Aus Wirksamkeitsgründen werden alle Sequenzen gefilmt, dies werden dazu dienen, die Ergebnisse zu bestätigen, zu verfeinern und bei der nächsten Sitzung die falschen Haltungen und Bewegungen der Versuchsperson zu korrigieren.

Die untersuchte Person führt zehn Bewegungen „Aufstehen/Sitzen“ aus, das heißt, Aufstehen und sich wieder Hinsetzen zehnmal hintereinander. Jeder Bewegung entspricht ein bewertetes Ergebnis, das durch den Rechner berechnet und gespeichert wurde. Dieser Wert wird Faktor „Q“ oder Bewegungsqualität genannt. Dieser Faktor wird prozentual dargestellt. Um den endgültigen Wert zu erhalten, errechnet der Prüfer den arithmetische Mittelwert dieser zehn Werte.

Der erhaltende Wert wird als Faktor „Q“ bezeichnet. So können wir zum ersten Mal in der Geschichte der Wissenschaft einen objektiven Wert für die Bewegungsqualität „Aufstehen“ einführen.

Angewandte mathematische Formel:

Die Funktionsweise der Software basiert auf mathematischen und physikalischen Verfahren, um die Ausgabe auswerten zu können und davon das Ergebnis in Prozent auszugeben. Die zwei wichtigen Parameter sind die Geschwindigkeit „v“ und die Rechts-Links Asymmetrie „α“ während des Aufstehens. So können wir behaupten, dass der Faktor „Q“ die Funktion der Veränderung dieser zwei Parameter ist, also  $Q = f(v, \alpha, \dots)$ .

Wir berücksichtigen die Gleichung der Bewegung in Zusammenhang mit diesen zwei Parametern, ohne zu vergessen, dass die Körperbewegungen während des Aufstehens durch die Bewegung des Kopfes ersetzt werden.

So wird der Faktor „Q“ eine quadratische Funktion von „v“ und „α“.

Hier ist das blaue Gerät, dessen empfindliche Stellen mit Handtüchern abgedeckt sind. Hier wird die Lokalisierung sowie die Verkleidung des Bodens (Teppichboden) sichtbar. Wir können einen Teil der Tragsäule mit seinen drei Dioden, die zwei Armlehnen, der Sitz und die Rücklehne sehen.

$$Q = c_0 + c_1 v + c_2 \alpha + c_3 v \alpha + c_4 v^2 + c_5 \alpha^2$$

Q: beschreibt die Qualität der Bewegung

C: ist eine Konstante

V: ist die Geschwindigkeit des Kopfes, die die Geschwindigkeit des Körperschwerpunktes ersetzt.

$\alpha$ : ist die linke/rechte Asymmetrie des Kopfes, die die Asymmetrie des Körpers ersetzt. Konkret betrachtet, stellen die drei Dimensionen die drei Richtungen des Kopfes dar.

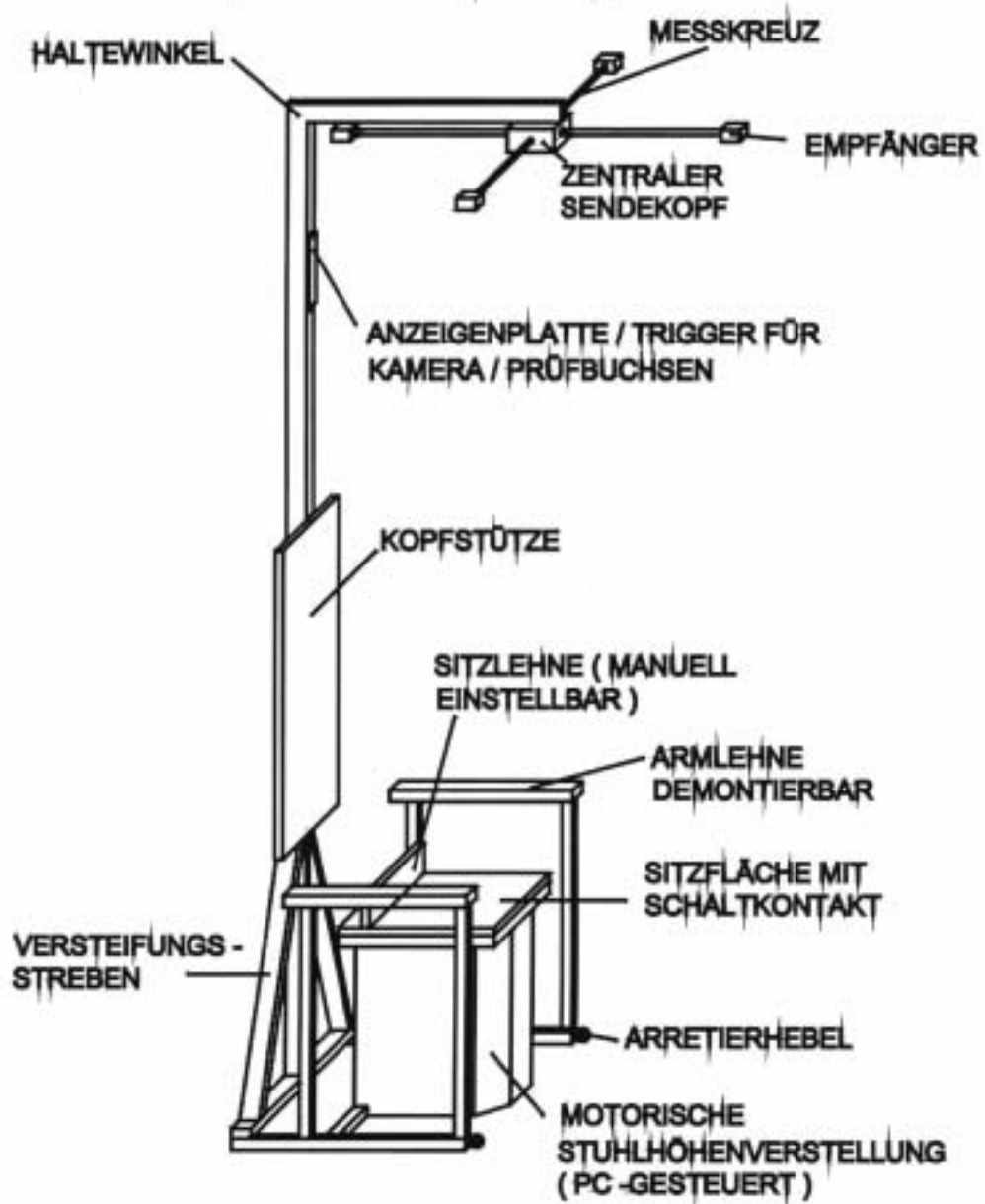
- Richtung X: die Bewegung des Kopfes von hinten nach vorne
  - Richtung Y: die Bewegung des Kopfes von unten nach oben
  - Richtung Z: die Bewegung des Kopfes von links nach rechts bzw. umgekehrt
- Auf dem Computer sind diese verschiedenen Richtungen durch drei Farben dargestellt.

Die folgende Beschreibung wurde von den Konstrukteuren des Stuhles gegeben.

#### **4.6.1 Grundlagen zur Positionsbestimmung mittels Ultraschall**

Da bei der vorgegebenen Problemstellung die Kopfposition erfasst werden soll, ist damit ein hervorragendes Körperteil definiert, welches über eine an der Zimmerdecke befindliche Messeinrichtung geortet werden kann. Bei ausreichender Reflexionsfähigkeit kann über die Laufzeit der Schallimpulse und einem entsprechenden Rechenverfahren bei Verwendung eines zentralen Senders und mindestens drei sich gegenüberliegenden Empfängern die Position relativ genau ermittelt werden.

## 3 D - ULTRASCHALL MESSEINRICHTUNG



UNIVERSITÄT KONSTANZ  
WISSENSCHAFTLICHE WERKSTÄTTEN ELEKTRONIK / ERNE

Abb. 4.6: Aufbau des gesamten PosMess-Stuhles ohne Computer (Wissenschaftliche Werkstätten, Abt. Mechanik der Universität Konstanz, Bruno Erne)

Dabei bilden die Empfänger mit dem Sender jeweils ein Paar, die Laufzeiten sind in geometrischer Hinsicht Teile von Ellipsen. Sender und jeweiliger Empfänger sind hierbei die Brennpunkte.

Aus deren Abstand und der bekannten Signallaufzeit lassen sich dann die Grunddaten von drei Ellipsen berechnen. Zwei gegenüberliegende Empfänger haben dabei Ellipsen mit einem Schnittpunkt mit übereinstimmenden Werten. Dieser Punkt liegt auf einem Kreis mit gegebenem Radius und der ersten Koordinate, die sich mit der Ellipse des dritten Paares schneidet. Daraus ergeben sich dann die beiden anderen Koordinaten. Eigentlich bilden die möglichen Punkte Schalenteile von Ellipsoiden, jedoch ist deren Berechnung m.E. bei dieser Aufgabe zu umfangreich. Besser erscheint mir die schrittweise Annäherung, wobei je nach schnellerer Methode auch ein Vergleich von Speicherwerten in Frage kommt. Ausschlaggebend ist dabei der Versuch, die Ergebnisse in Echtzeit am Bildschirm auszugeben, wobei für eine vorgesehene Messfrequenz von 50 Hz incl. Datenübertragung weniger als 20 ms zur Berechnung und für den Bildschirmaufbau übrig bleiben.

#### **4.6.2 Ergebnisse der ersten Versuchsanordnung**

- 1) Schallsignal zu schwach
- 2) Starkes Direktsignal
- 3) Reflexionen an Stuhl, Boden und Decke

Durch umfangreiche Messreihen konnte für die vorgenannten Schwachstellen eine Lösung gefunden werden.

Zu 1)

Da eine Anordnung mit 5 Sendern mangels leistungsstärkerer Bauteile zur Erzeugung von Fehlstellen im Messbereich infolge von Interferenz führt (nicht durch Interpolation überbrückbar) und eine höhere Versorgungsspannung nicht zur Verfügung steht, wird eine Zusatzschaltung mit Übertrager eingesetzt und der vorhandene Sender (für Dauerbetrieb ausgelegt) im Pulsbetrieb stärker ausgefahren.

Zu 2)

Hier konnte durch Einsatz eines kombinierten Schaumstoffteiles eine fast völlige Dämpfung erreicht werden. Dabei müssen sowohl Form als auch Dichte der Werkstoffe berücksichtigt werden. Derzeit wird ein Grundkörper (120 x 120 x 40 mm) aus schwerem Schaumstoff mit aufgesetztem Leichtschaumstoff im Noppenform (Höhe 20 mm und Noppenabstand 30 mm) mit Mittellochung zum Aufsetzen auf den vorhandenen Sendekopf verwendet.

Versuche mit Schalltrichtern schlugen fehl.

Zu 3)

Eine endgültige Lösung kann erst am Aufstellungsort gefunden werden. Abhilfe schaffen Teppichpolster auf Stuhl und Kopfstütze und ggf. ein Stück Teppichboden.

Vorgegebene Messwerte:

Schallgeschwindigkeit: 335 m/s bei 20 °C

Messtemperatur relativ konstant bei 20 - 25°C

Sendefrequenz : 40 kHz

Entspricht bei 25 µs einer Wellenlänge von 8,3 mm

Aufgrund der Einschwingzeit des Senders und der Empfänger kann noch von einer zusätzlichen Verzögerungszeit von relativ konstanten 100 µs ausgegangen werden. Der Wegzuschlag ist nur bedingt einzurechnen, da dieser Fehler in der vergleichenden Messreihe kaum zur Geltung kommt.

Sender – Empfängerabstand: 50 cm

Höhenversatz Sender – Empfänger: ca. 7,5 mm

Senderhöhe: wird eingegeben

Erfassungsbereich: jeweils 50 cm vom Sender vorn und hinten  
40 cm seitlich

Pulszeit: einstellbar bis max. 500 µs, hängt von den Reflexionen und der Kopfform resp. der Behaarung ab.

Mindestens mögliche Laufzeit: 1,5 ms (direkter Weg)

Theoretisch kürzeste Laufzeit unter Berücksichtigung eines Mindestabstands vom Sender von 40 cm: 3 ms

Bei kurzen Abständen wird der Schallimpuls von verschiedenen Kopfteilen reflektiert, dadurch muss der Kopfdurchmesser ggf. mit berücksichtigt werden.

#### **4.7 Schaltungsbeschreibung**

*Empfänger:*

Ultraschallsensor mit Resonanzfrequenz 40 kHz mit galvanisch entkoppelter zweistufiger OP – Verstärkerschaltung. Wegen der selektiven Empfindlichkeit des Schallempfängers kann auf eine Filterschaltung verzichtet werden. Wegen der notwendigen hohen Verstärkung muss der erste OPV eine relativ große Bandbreite aufweisen.

Anschließend Einweggleichrichtung und Glättung mit nachgeschaltetem Komparator mit durch Potentiometer einstellbarer Schwelle. Dadurch können Toleranzen der Sensoren ausgeglichen werden und die Anlage auf unterschiedliche Umgebungsbedingungen angepasst werden. Am Ausgang steht dann hinter der Sperrdiode ein positives Signal zu Verfügung, das bei Auftreten eines 40 kHz Schallimpulses auf 0V geht.



### *Sender:*

Die Schaltung ist in mehrere Funktionen aufgeteilt:

#### 1. Spannungsversorgung:

Spannungsregler zur Generierung einer konstanten Versorgung von +/- 12 V für Empfänger und Sender.

+5 V für die Prozessoren wird direkt vom Tischnetzteil übernommen. Zwischenspeicherkondensatoren übernehmen die Kurzzeitversorgung des impulsartig arbeitenden Senders.

#### 2. Empfangsignalaufbereitung:

Für jeden Empfänger steht ein Prozessor zur Verfügung. Deren Register werden über ein Signal bei Pulsbeginn zurückgesetzt und zählen dann quarzgesteuert hoch, bis vom jeweiligen Empfänger das Stoppsignal kommt. Wegen möglicher Störungen werden Impulse, die vor der kürzestmöglichen Zeit auftreten, nicht gewertet. Die Einstellung hierzu erfolgt über den PC.

#### 3. Datenverkehr mit PC und Peripherie:

Mikroprozessor AT89C2051 mit Schnittstellenbaustein MAX 232 für die zeitlichen Abläufe. Dabei werden dem Prozessor vom PC die Sendeimpulslänge und Wiederholfrequenz übermittelt sowie der Startimpuls gegeben. Der Prozessor steuert dann entsprechend die Senderschaltung an und gibt die Empfängerprozessoren zur Datenübermittlung nacheinander frei. Außerdem erfasst und überträgt er den Kontaktzustand im Messstuhlaufbau.

#### 4. Handbetrieb:

Für Messzwecke kann der Sender unabhängig von PC und Prozessor betrieben werden. Dazu dient ein NE 555 als separater Impulserzeuger mit fest eingestellter Pulsfolge und Dauer.

#### 5. Sender:

Die Sendefrequenz wird durch einen instabilen Multivibrator erzeugt. Dieser wird über Platinenstecker wählbar vom Impulserzeuger oder Prozessor aktiviert. Das Signal mit 50 % Pulsdauer wird über Inverter auf eine Gegentaktbrückenschaltung gegeben. Daran ist zur notwendigen Spannungsanpassung (Lösungen mit mehreren Ultraschallsendern misslingen) ein Überträger angeschlossen, der seinerseits einen Ultraschallsender versorgt.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Statistische Auswertung

Die mit Hilfe von Messgeräten und der Software „PosMess“ durchgeführten Untersuchungen betreffen zwei Versuchsgruppen, deren Probanden per Zufall ausgewählt wurden. In der ersten Gruppe sind die Patienten, die vor und nach einer bestimmten Zeit ihrer funktionellen Rehabilitation getestet wurden. Diese Patienten wurden während ihrer Genesung Tests unterworfen und dann mit einer Referenzgruppe verglichen, die physisch gesund war. Zwischen dem ersten und dem zweiten Test lag eine ungefähre Zeitspanne von 3 Wochen. Während dieser Zeitspanne mussten sich die Patienten einer funktionellen Behandlung zur Rehabilitierung ihrer Genesung unterziehen. Die halbseitig gelähmten Patienten wurden zweimal untersucht, bevor festgestellt werden konnte, ob eine Verbesserung bei der Fortbewegung, beim Beherrschen des motorischen Gleichgewichts und der Körperschwerkraft aufgetreten ist. In dieser Untersuchung geht es bei den Patienten darum, zu untersuchen, inwiefern sie die Anweisungen zur Bewegung verstehen und ausführen können. Wir wissen, dass diese Patienten an verschiedenen Störungen leiden, v.a. an Beeinträchtigung der Motilität und Motorik an der muskulösen Koordination. Es sollte unter keinen Umständen die Effizienz der Behandlung getestet werden oder krankengymnastisches Können untersucht werden. Vielmehr standen die Leistungen der Patienten selber im Vordergrund. Im Laufe der funktionellen Rehabilitation stand der Patient im Mittelpunkt auf dem Weg seiner eigenen Autonomie und seiner sozialen Rehabilitation. Aus den erlangten Ergebnissen können wir schlussfolgern, dass es um die Qualität der Leistungen, die Schnelligkeit bei der Ausführung, die Motilität und die Gelenkmobilität, die Kapazität der Patienten, sich vom Stuhl zu erheben und gegen Störungen anzugehen geht. Es ist v.a. die Willensstärke, von welcher die Heilung und Wiederherstellung des kranken Patienten abhängt.

Bei den Ergebnissen beschreiben wir zwei große Versuchsgruppen, die ausgesucht und Tests mit Messgeräten und der Software „PosMess“ unterzogen wurden. Es handelt sich um:

1. Patienten: halbseitig Gelähmte unterschiedlichen Alters und Geschlechts. Diese Gruppe ist wiederum unterteilt in:
  - Patienten „v“ (vor der Therapie)
  - Patienten „n“ (nach der Therapie)
2. Gesunde („g“): Versuchspersonen, die physisch gesund sind und allen sozialen Schichten und Berufsgruppen angehören. Sie praktizieren teilweise Sport.

### 5.2 1. Ergebnis: Test innerhalb den Untergruppen der Patienten

Wie bereits erwähnt wurde, sind die Patienten in zwei Untergruppen aufgeteilt, die wie folgt beschrieben werden können:

„v“ vor der Therapie: Dies bezieht sich auf den Beginn des Tests. Während der medizinischen Behandlung des Patienten im Krankenhaus wird er dazu angehalten, verschiedene vorausgehende Tests zu machen, ohne dass zu viele Risiken bezüglich Schwindelanfall und Sturz gegeben sind. Es könnte ein einzelner Test vorausgehen, um seine physische Belastbarkeit und seine qualitative Durchführung zu messen.

„n“ nachher: Dies bedeutet, dass nach einem bestimmten Zeitintervall (ungefähr 3 Wochen) sich der Patient einem zweiten Test unterziehen muss um zu sehen, ob eine Verbesserung oder Verschlechterung eingetreten ist, ob die Entwicklung von Bedeutung ist oder nicht. Dieser Test dient als Kontrolle dieses Versuchs.

Die Versuchspersonen sind statistisch gesehen abhängig, da die Untergruppe „n“ von der Untergruppe „v“ abhängt und weil die Werte und Verteilung weitgehend miteinander verbunden sind. Die statistische Beziehung (der angewandte Test bezieht sich nur auf statistische Mittel) ist einseitig, denn es handelt sich lediglich darum herauszufinden, ob eine Verbesserung eintritt oder nicht. Falls es zu einer Verbesserung kommt, so kann dies nur einen evolutiven oder positiven Sinn besitzen.

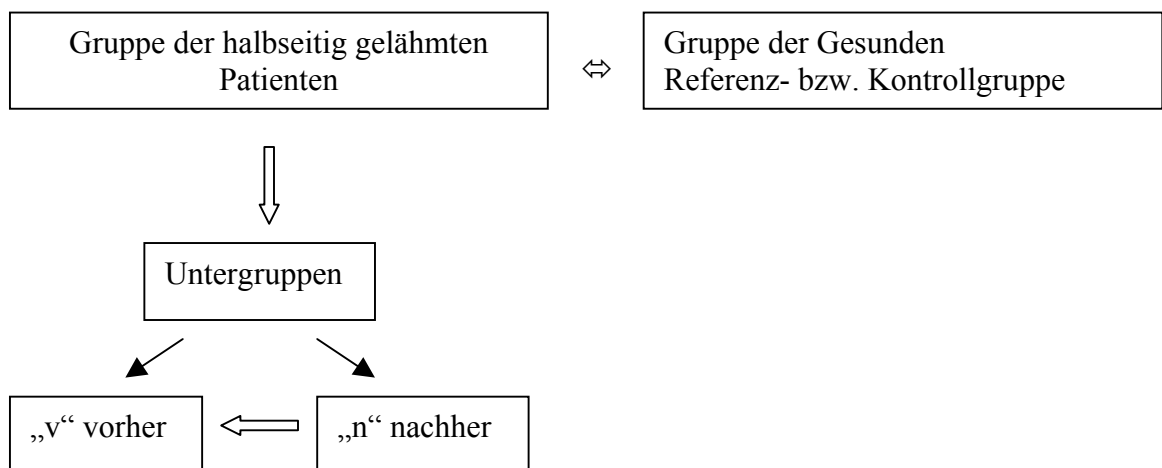


Abb. 5.1: Zusammensetzung der Stichproben

Aus dem oben dargestellten Schema wird ersichtlich, wie sich die Beziehung zwischen den Versuchsgruppen bei diesem Versuch darstellt. Die beiden Untergruppen wurden untereinander getestet  $[n \rightarrow v]$ , dann wurde jede Untergruppe mit der Kontrollgruppe getestet  $[g \rightarrow v]$  und  $[g \rightarrow n]$ .

### 5.3 2. Ergebnis: Test innerhalb der Patienten und der Kontrollgruppe

Die Patienten wurden dann mit der Referenzgruppe, d.h. mit den Gesunden verglichen, um den Unterschied zwischen beiden Versuchsgruppen herauszuarbeiten. Anschließend sollten dann Schlüsse bezüglich der Grundgesamtheit herausgearbeitet werden.

Tatsächlich bestehen die Patienten aus zwei Untergruppen, nämlich „v“ und „n“, die jeweils einzeln mit der Referenzgruppe „g“, den Gesunden, untersucht wurden.

Der angewandte Test war ein einmaliger und unabhängiger Test. Es sollte hier die beste Gruppe, d.h. die mit dem besten Q - Wert im Vergleich zu den anderen herausgefunden werden.

Der Test wurde zweimal per Zufallsprinzip durchgeführt. Die Gesunden und die Patienten wussten nicht, dass mit ihnen ein Testversuch durchgeführt wurde. Die Gruppen wussten nicht, dass sie mit irgendeiner Parallelgruppe verglichen wurden. Die Durchführung folgte Regeln, um falsche Ergebnisse zu vermeiden. „p“ repräsentiert die Patienten und „g“ die Gruppe der Gesunden.

Nun wurde die Beziehung zwischen den unterschiedlichen Variablen der beiden Hauptgruppen herausgearbeitet: Die Hauptparameter wie Alter, Geschlecht und die biometrischen und biomechanischen Parameter wie Schnelligkeit, Größe, Körpermasse (Körpergewicht) wurden gemessen und anschließend miteinander verglichen. Diese sind wichtig, um gegenseitige Einflüsse zu untersuchen, eine Annäherung und eine Abhängigkeit oder Unabhängigkeit untereinander.

Jede Versuchsperson hat 10mal dieselbe Bewegung durchgeführt: Vom Sitzen in den Stand. Wir haben 10 Faktoren „Q“ bestimmt, d.h. für jede Bewegung einen, und wir haben den arithmetischen Mittelwert dieser 10 individuellen Q-Faktoren herausgearbeitet, um einen einzigen Q-Wert pro Person herauszuarbeiten. Dies erfolgte auch für die anderen Variablen. Unter den verschiedenen statistischen angewandten Tests haben einige unsere besondere Aufmerksamkeit erlangt. Der robuste t-Test, oder t-Student Test genannt, gilt als der effizienteste auf diesem Gebiet.

Die Anzahl der Versuchspersonen innerhalb der 2 Gruppen waren 30 Individuen: N = 30 Patienten (vorher „v“ und nachher „n“) sowie N = 30 Gesunde (Gesunde „g“). Die erzielten Ergebnisse zeigen uns die Unterschiede zwischen den beiden Gruppen und die Effizienz der angewandten Methode gemäß den kalkulierten Gegebenheiten und die Arbeit mit „PosMess“.

Die Resultate beweisen, was wir schon vermuteten. Die Resultate bestätigen die Effizienz des angewandten Materials und konkretisieren die Kluft zwischen den halbseitig gelähmten Patienten und den Gesunden. Es wurde festgestellt, dass die Personen mit Schlaganfall als Konsequenz halbseitige Lähmungserscheinungen aufweisen und dass teilweise andere motorische Störungen auftreten können. Die Rehabilitation versucht diesem entgegenzuwirken und die Kluft zwischen kranken Patienten und Gesunden zu verringern.

Der Test diente dazu, die Durchführung des Faktors Q während der Bewegung des sich Erhebens zu messen. Künftig könnte er auch dazu dienen, die Effizienz der Behandlung beim Patienten zu beurteilen.

#### ***5.4 Die Tests bei den halbseitig gelähmten Patienten***

Dieser Test wurde unter den nach dem Zufallsprinzip ausgewählten, halbseitig gelähmten Patienten verschiedener Herkunft und aus verschiedenen Schichten ohne Unterscheidung des Geschlechts durchgeführt. Ihr Alter lag zwischen 36 und 74 Jahren. Die Personen wurden in den Kliniken Schmieder in Allensbach ausgesucht. Die Anzahl der Stichprobe betrug 30.

Es waren 6 Frauen und 24 Männer. Dies bestätigt, dass das männliche Geschlecht vermehrt dem Risikofaktor Schlaganfall ausgesetzt ist. Die halbseitig gelähmten Patienten wurden zweimal in einem Zeitraum von drei Wochen getestet. Der erste Test wurde aus Sicht der Physiotherapie in einem ausschlaggebenden Moment durchgeführt. Der Physiotherapeut war der Auffassung, dass der Patient dazu fähig war, sich aufrecht ohne andere verhängnisvolle sekundäre Wirkungen aufzustellen. Der zweite Test fand drei Wochen später statt. Während dieser Zeitspanne unterlag der Patient intensiv zweckmäßiger Rehabilitation (funktioneller Rehabilitierung). Diese zwei Perioden sind als „vorher“ und „nachher“ gekennzeichnet worden. Innerhalb von drei Wochen während der Behandlung und intensiven Krankengymnastik wurde weniger die zweckmäßige Rehabilitation als die mögliche Verbesserung gesehen.

## Einseitige Analyse von Q Mittel [%] nach der Zeit

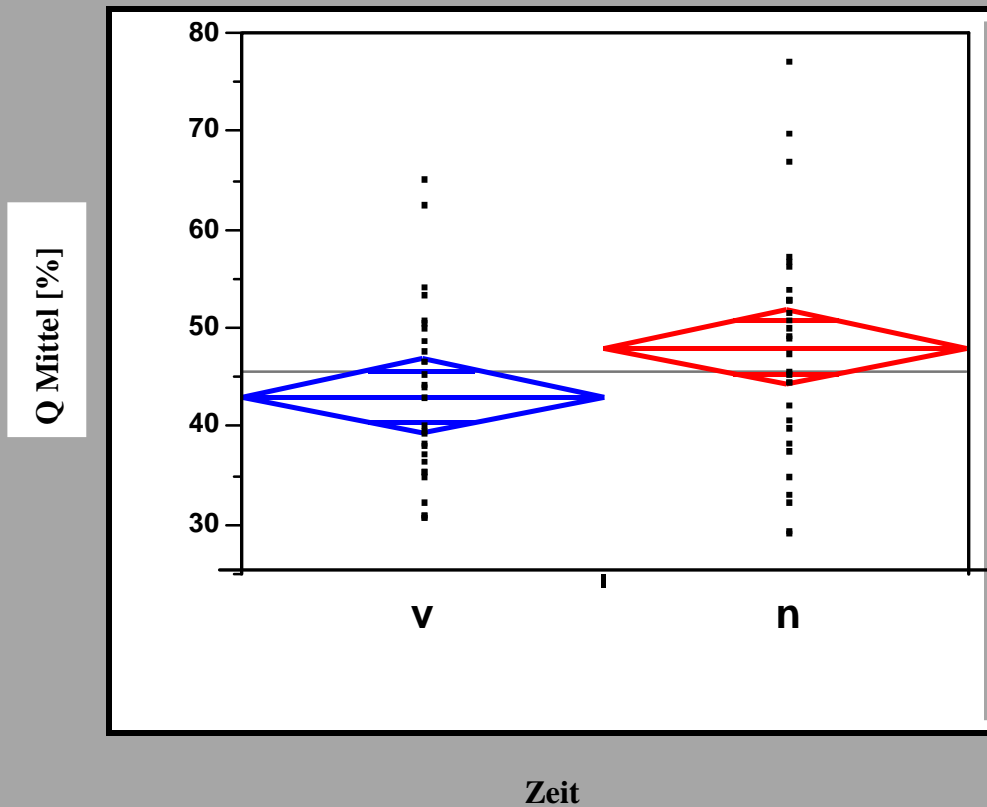


Abb. 5.2: Einseitige Analyse von Q Mittel [%] nach der Zeit bei den Patienten

Es konnte ein Stillstand oder ein Rückschritt bei der Rehabilitation abgeschätzt werden. Dies kann zu einer zweckmäßigen Unabhängigkeit von einem halbseitig gelähmten Patienten beisteuern. Der erste Test wurde gemacht, um einen Kontakt mit dem Patienten herzustellen, der zweite Test diente als Kontrolltest.

Tab. 5.1: Mittelwerte und Standardabweichungen der Patienten vor der Therapie

Level	Stichprobe ngröße	Mittel- werte	Std Abw	Stdfehler der Mittelwerte.	Unter- grenze 95%	Ober- grenze 95%
v	30	43.1800	9.0957	1.6606	39.784	46.576
n	30	48.153	11.403	2.0819	43.895	52.411

Die Patienten waren schon fähig aufzustehen und selbst zu gehen. Einige liefen ohne äußere Hilfe während andere Hilfen wie Gehstock, Rollstuhl etc... benötigten.

Die Absicht war, ihre Leistung während der Bewegungsausführung zu messen und zu steigern, d.h. die Qualität der ausgeführten Bewegung zu quantifizieren und sie auf einer objektiven mathematischen Leiter zu klassifizieren, ihren Fortschritt einzuschätzen, welcher von einer zweckmäßigen Einstellung in einem bestimmten Zeitraum realisiert wird, und daraus dann Schlüsse zu ziehen. Schließlich werden die Resultate untersucht um zu sehen, ob es Verbesserungen gibt oder nicht.

Nach der von uns angewandten Methode simuliert der Kopf die Bewegungen des Körpers, d.h. die Kopfbewegung simuliert die Umstellung des Körperschwerpunktes. Die Koordination und die Bewegung des Kopfes werden durch das Gerät und mittels der Software interpretiert. Die Qualität der Bewegung bezieht sich auf den Faktor "Q", der auf dem Monitor am Ende jeder ausgeführten Bewegung erscheint. Diese Begriffe sind schon in den vorhergehenden Kapiteln erklärt worden.

Jeder Patient musste 10 Bewegungen ausführen: sich insgesamt 10 Mal erheben und setzen. Wir hatten von "Q" 10 verschlüsselte und verschiedene Werte erhalten. Dasselbe Ergebnis resultierte bei anderen Parametern mit „Q“: z.B. die Geschwindigkeit bei der Ausführung "V", das seitliche Gleichgewicht oder die seitliche Waage, linke und rechte Asymmetrie. Während der Ausführung, genannt Alpha " $\alpha$ ", hatten auch weitere Bewegungen einen verschlüsselten Wert. Zehn ausgeführte Bewegungen entsprachen zehn verschiedenen Werten von Q und V (und diese ähnelten sich keineswegs, nur die biometrischen Körpermaße waren dieselben).

Am Ende der Versuche errechneten wir die durchschnittliche Arithmetik (Mittelwert) der 10 "Q's" von jedem Patienten. Jeder Qualitätsfaktor, der sich aus Durchschnittswerten ergab, stellte den wahren Leistungswert dar, also den quantifizierbaren numerischen Wert auf einer Skala in Prozent. Dies wurde bei allen 30 Patienten nacheinander durchgeführt. Derselbe Vorgang wurde beim zweiten Test durchgeführt, d.h. der Test, der nach der Therapie angewandt worden ist. Dieser Test diente als Kontrolle, um den Prozentsatz der Verbesserung oder des Rückschritts der Funktionalität des Patienten abzuschätzen.

#### Statistische Interpretation:

Für den Vergleich der Durchschnittswerte wurde der Student t-Test für verbundene Gruppen verwendet. Die Voraussetzungen zur Anwendung dieses Tests waren erfüllt. Die kritische Region wurde einseitig gewählt, da eine Differenz zwischen den zwei zu testenden Mustergruppen nur im Sinne der Verbesserung oder der positiven Evolution der zweckmäßigen Motorik zu vermuten ist. Mit anderen Worten, die Untergruppe "n" erbringt die bessere Leistung als die Untergruppe "v".

#### **5.4.1 Vergleichstest der Untergruppe nachher „n“ mit der Untergruppe vorher „v“**

Die Hypothesen werden wie folgt aufgestellt:

1. Nullhypothese  $\rightarrow H_0: n = v$ : keine Verbesserung, die Durchführungen bei beiden Gruppen sind gleich.
2. Alternativhypothese  $\rightarrow H_1: n > v$ : Die Messungen bei der Untergruppe „n“ sollten eine Verbesserung gegenüber der Untergruppe „v“ erkennen lassen.

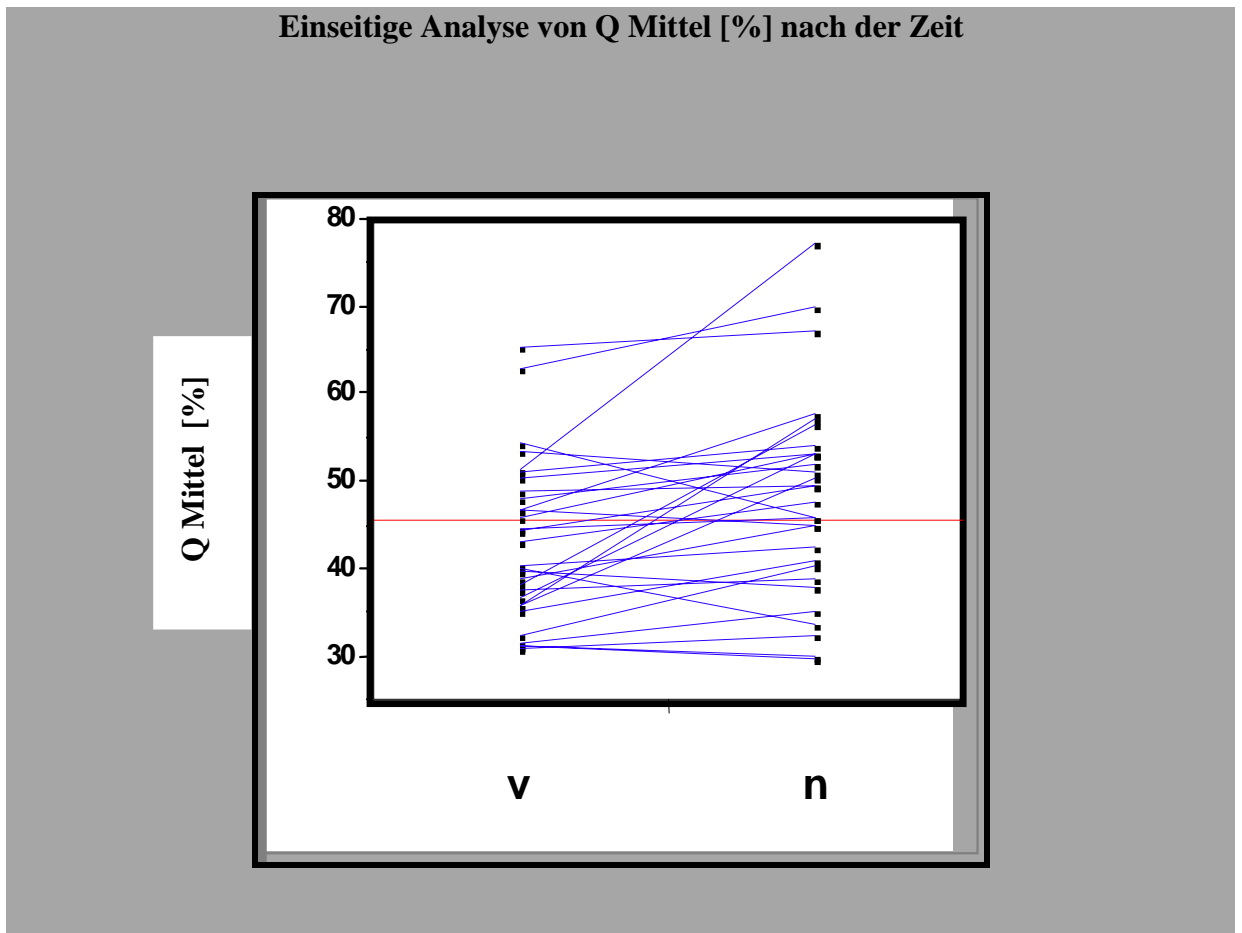


Abb. 5.3: Verbesserung von Q Mittel [%] nach der Zeit bei den Patienten

Interpretation:

Die Patienten wurden vor und nach der Therapie gemessen. Hier ist die Verbesserung nach der Zeit dargestellt.

Zur Veranschaulichung dient folgende Tabelle:



Tab. 5.2: Statistische Änderungen der Werte bei den Patienten vor und nach der Therapie

Untergruppe	Anzahl der Stichproben	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	Konfidenzintervall	
					Größer	Kleiner
v	30	43,18	9,096	1,661	39,78 %	46,58 %
n	30	48.143	11,40	2,08	43,9 %	52,4 %

Ergebnis:

Q-Mittel „n“: 48,153

Q-Mittel „v“: 43,18

Differenz der Mittelwerte: 4,97

Standardfehler: 1,45

Konfidenzintervall:

- 95%-Konfidenz-Obergrenze: 7,94

- 95%-Konfidenz-Untergrenze: 2,01

Stichprobengröße: 30

Signifikanzniveau:  $t(29)=3,49^{***}$ ,  $p=0,0009$ . Das Ergebnis ist hoch signifikant.

Testergebnisse:

Wir verwerfen die Nullhypothese zu Gunsten der Alternativhypothese, d.h. die Bewegungsqualitätsleistungen sind nachher besser als vorher.

All dies verlangt eine gute und regelmäßige Teilnahme an den Übungen und eine gute Motivation des Patienten sowie auch eine gute Erfahrung des Therapeuten.

Daher existiert ein großer Unterschied zwischen den Bewegungen der halbseitig gelähmten Patienten und den Gesunden.

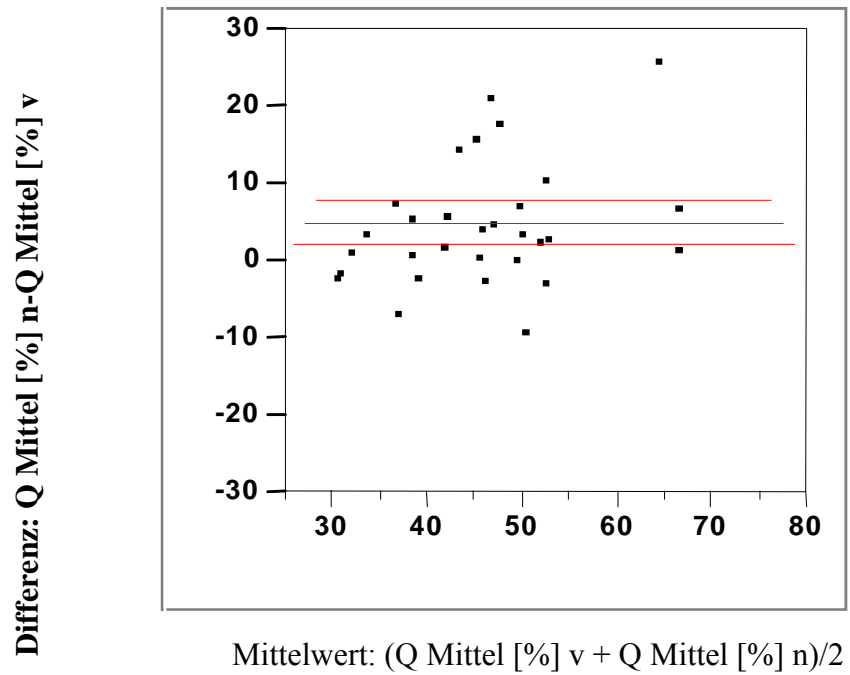


Abb. 5.4: Differenz Q Mittel [%] n - Q Mittel [%] v bei den Patienten

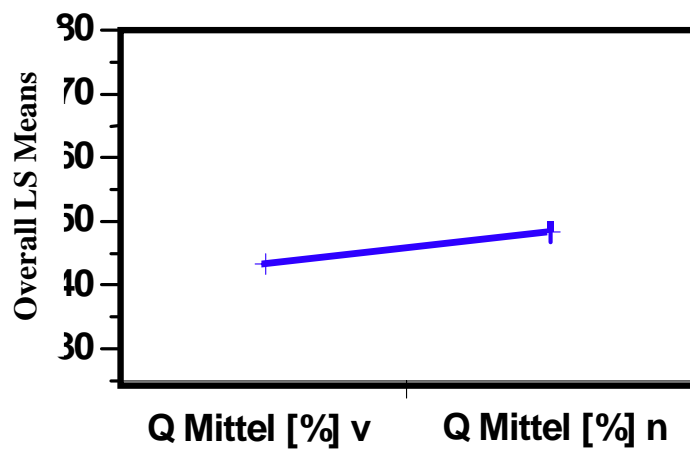


Abb. 5.5: Q Mittel Vergleich bei den Patienten vor und nach der Therapie

Hier sehen wir das Niveau der Verbesserung aller Patienten im Intervall von 3 Wochen.

### 5.4.2 Korrelation zwischen den unterschiedlichen Parametern sowie des Faktors Q

In diesem Test wird versucht, die Beziehung zwischen unterschiedlichen Parametern herauszufinden, da diese helfen, die Verbesserung des Q-Wertes zu beurteilen. Der verbesserte Q-Wert ist einfach nur der Unterschied zwischen Q „n“ und Q „v“. Wir haben ihn mit anderen Parametern verglichen, um herauszufinden, dass diese Parameter sich gegenseitig beeinflussen.

Ein solcher Test wird mit Ergebnissen anhand folgender Tabelle veranschaulicht:

Tab. 5.3: Veränderungen der wichtigen Parameter bei den Patienten

Variable	Variable	Korrelation	N	Signifikanz
Höhe (cm)	Q-Verbesserung	0,0861	30	Nicht signifikant, kein Zusammenhang
Masse (kg)	Q-Verbesserung	0,051	30	Nicht signifikant, kein Zusammenhang
Alter (Jahr)	Q-Verbesserung	-0,0545	30	Nicht signifikant, kein Zusammenhang
Alter (Jahr)	Masse (kg)	0,023	30	Nicht signifikant, kein Zusammenhang
Alter (Jahr)	Höhe (cm)	-0,25	30	Nicht signifikant, kein Zusammenhang
Masse (kg)	Höhe (cm)	0,55	30	Sehr hoch signifikant bei: 0,0021*** Mittlerer Zusammenhang (korreliert)

#### Ergebnis:

Die Masse korreliert mit der Größe, während die anderen Parameter unkorreliert sind.

#### Schlussfolgerung:

##### *Alter in Bezug zu Q(%)*

Es besteht kein Zusammenhang zwischen dem Alter und dem Faktor Q. Daher hängt die Durchführung der Bewegung nicht vom Alter eines Individuums ab. Dies gilt für den gesamten durchgeführten Test. Die Ergebnisse beziehen sich auf die Patienten und auch auf Gesunde.

##### *Masse (kg) in Bezug zu Q(%)*

Es besteht kein Zusammenhang zwischen der Masse und dem Faktor Q. Die Masse ist ein Parameter, der keinen Einfluss auf den Faktor Q hat. Die Qualität der ausgeführten Bewegung hängt nicht vom leichten oder schweren Körpergewicht eines Individuums ab.

##### *Größe (cm) in Bezug zu Q(%)*

Es besteht zunächst kein Zusammenhang zwischen der Größe und dem Faktor Q. Ob der Proband klein oder groß ist, hat keinen Einfluss auf die Bewegung. Es besteht keinerlei Beziehung.

*Schlussfolgerung auf die Beziehung mit Q*

Was den Faktor Q betrifft, so kann festgehalten werden, dass es zwischen den drei Parametern keinen Zusammenhang gibt. Alle Tests zeichnen sich durch einen Mangel an Beziehung und gegenseitiger Beeinflussung bezüglich dem Faktor Q aus.

**5.4.2.1 Test der durchschnittlichen Veränderung im V-Mittel**

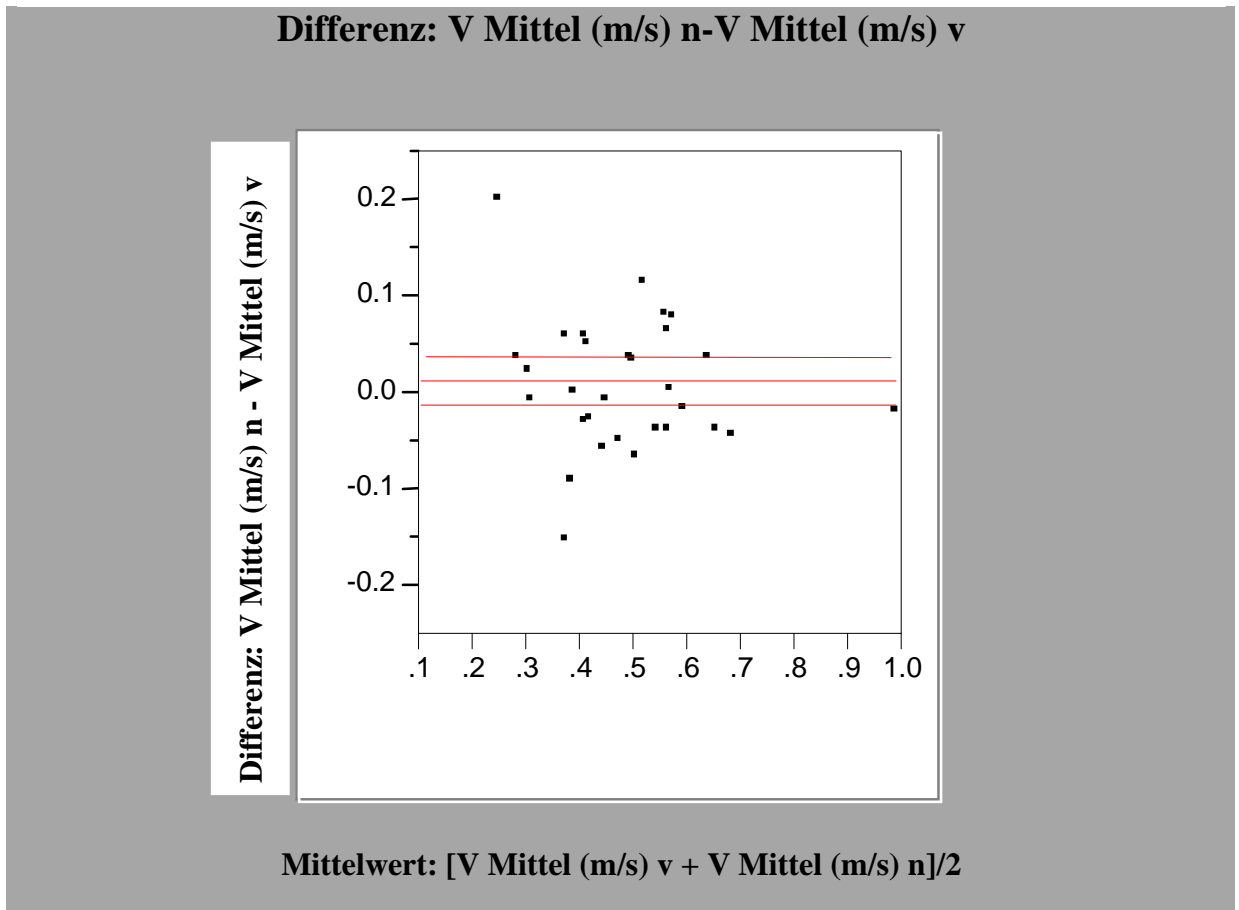


Abb. 5.6: Differenz V Mittel (m/s) n - V Mittel (m/s) v bei den Patienten

Ergebnis:

Tab. 5.4: Ergebnisse V Mittel bei den Patienten vor und nach der Therapie

<b>V Mittel (m/s) n</b>	0.48723	t-Ratio	1.015555
<b>V Mittel (m/s) v</b>	0.47464	DF	29
<b>Mean Difference</b>	0.0126		
<b>Standardfehler</b>	0.0124	Prob > t	0.1591
<b>Upper 95%</b>	0.03797		
<b>Lower 95%</b>	-0.0128		
<b>N</b>	30		
<b>Korrelation</b>	0.90071		

Interpretation:

Es kann keine signifikante durchschnittliche Veränderung festgestellt werden (p=0.1591).

Um die Ergebnisse zu verdeutlichen und um sie genauer beschreiben zu können, mussten die Beziehungen, die zwischen den unterschiedlichen Parametern bestehen, untersucht werden, um somit eine eventuelle mögliche gegenseitige Beeinflussung zu erkennen. Daher konnten die Ergebnisse dann als überzeugend bezeichnet werden.

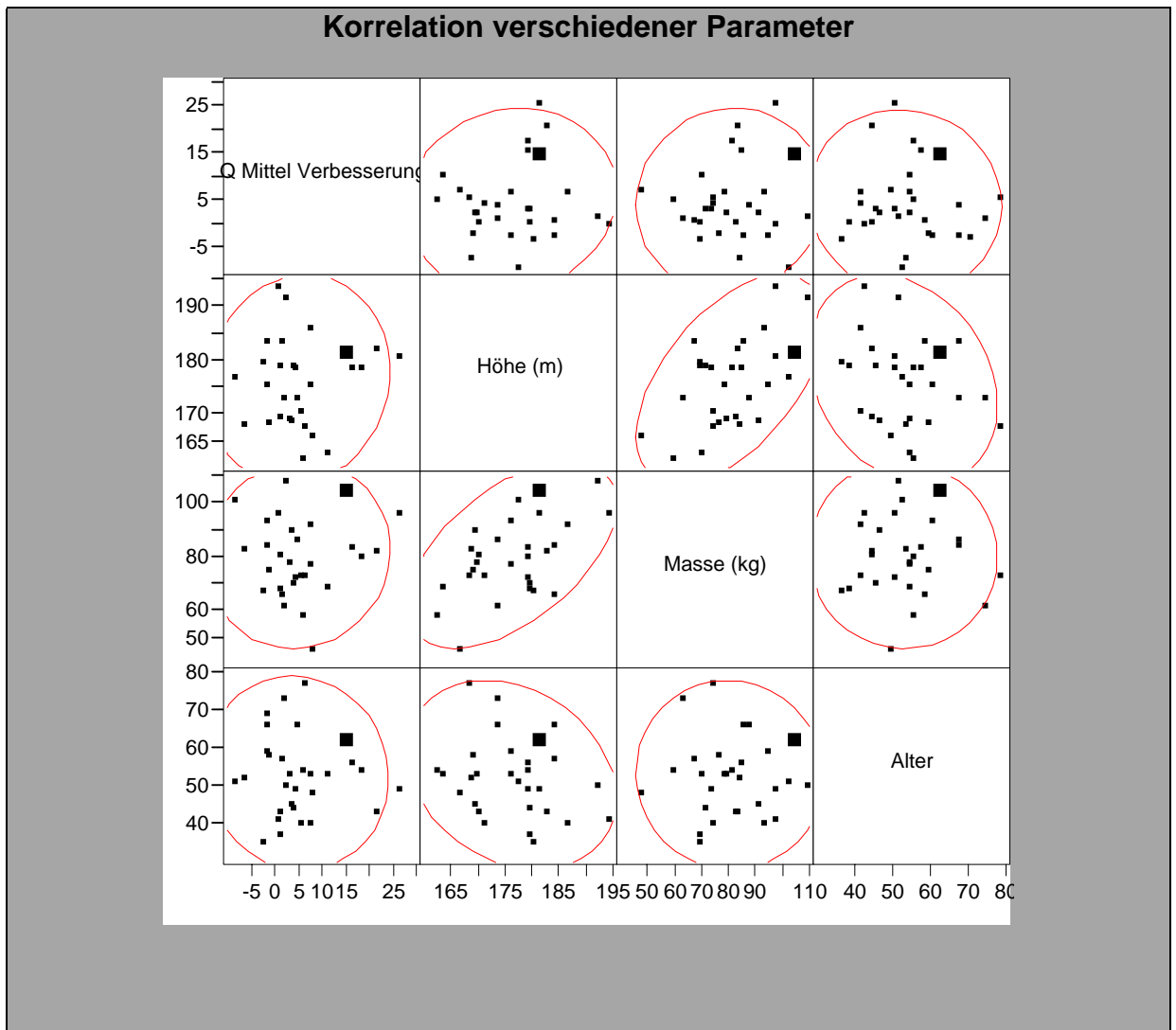


Abb. 5.7: Korrelation verschiedener Parameter

Schlussfolgerung:

*Alter in Bezug zur Masse (kg)*

Dieser Test wurde bei 30 Versuchspersonen (26 Männer und 6 Frauen) durchgeführt. Es wurde keine Beziehung zwischen diesen beiden Parametern herausgefunden. Der Test ist daher unbedeutend.

*Alter in Bezug zur Größe (cm)*

Es besteht keine Beziehung zwischen den beiden Parametern. Die untersuchte Beziehung ist daher unbedeutend.

*Masse (kg) in Bezug zur Größe (cm)*

Nach Abschluss dieses Tests konnte herausgefunden werden, dass eine große Beziehung zwischen den beiden Parametern besteht. Sie beeinflussen sich gegenseitig,

und dies wurde auch von anderen internationalen Forschern bestätigt. Der Beziehungsfaktor beträgt  $r = 0,55$ , und der Test ist von großer Bedeutung. Für eine Versuchsgruppe von  $N = 30$  wird die Nullhypothese mit einem Risikofaktor von  $0,0021$  abgelehnt.

#### 5.4.3 Test des Geschlechts in Beziehung zum Faktor Q

In diesem Test wurde die Beziehung des Geschlechts (männlich oder weiblich) in Bezug zum Faktor Q untersucht. Die Anzahl der Versuchspersonen beträgt  $N=30$  (24 Männer und 6 Frauen). Es wurden verschiedene Tests durchgeführt, aber alle erwiesen sich als nicht signifikant. Somit gibt es keinen Zusammenhang zwischen Geschlecht und Faktor Q.

#### 5.4.4 Test zur Einschätzung der Verbesserung im Vergleich zum Faktor Q per Geschlecht

Dieser Test ist ähnlich wie der vorausgegangene. Der Unterschied besteht darin, zu untersuchen, ob sich die Bewegungsqualität der Männer von der Frauen unterscheidet. Obwohl die Ergebnisse sehr genau überprüft wurden, konnten keine signifikanten Ergebnisse festgestellt werden, d.h. es besteht keine Beziehung zwischen dem o.g. Test und dem Faktor Q  $\rightarrow$  [Q „v“ und Q „n“] pro Geschlecht.

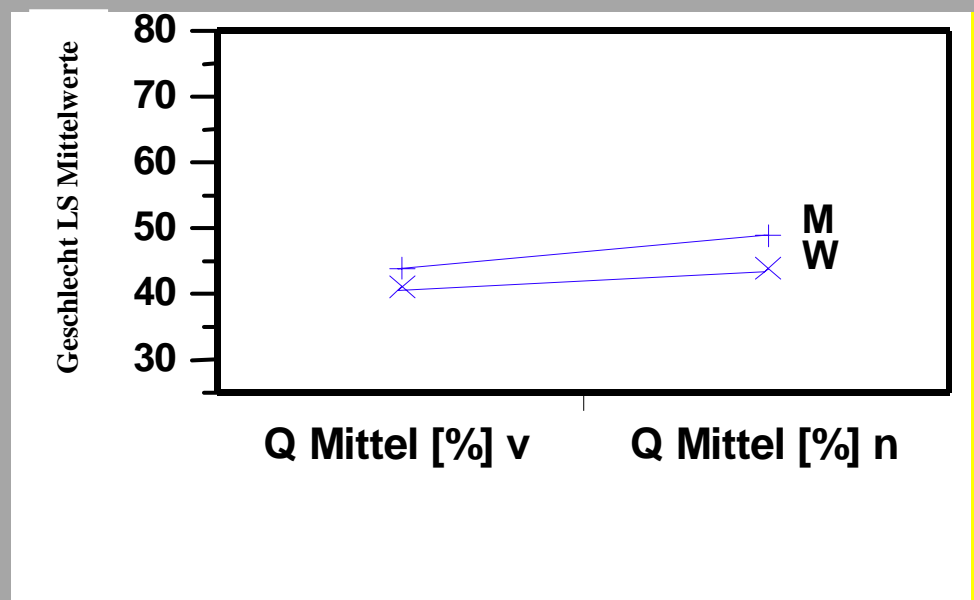


Abb. 5.8: Verbesserung Q Mittel nach Geschlecht

## Einseitige Analyse von Q Mittel - Verbesserung nach Geschlecht

### Q Mittel Verbesserung

### Vergleich der Verbesserung der Patienten nach Geschlecht

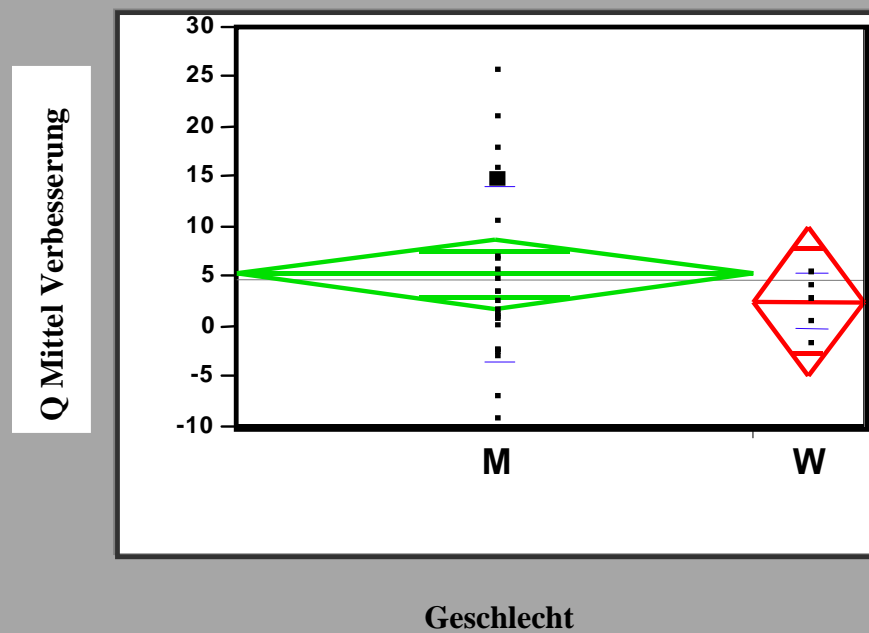


Abb. 5.9: Signifikanz der Verbesserungen aller Patienten nach Geschlecht

Es gibt keinen Unterschied zwischen Frauen und Männern bei Q Mittel Verbesserung.



## *Verteilungen der Q Mittel Verbesserung Q Mittel Verbesserung*

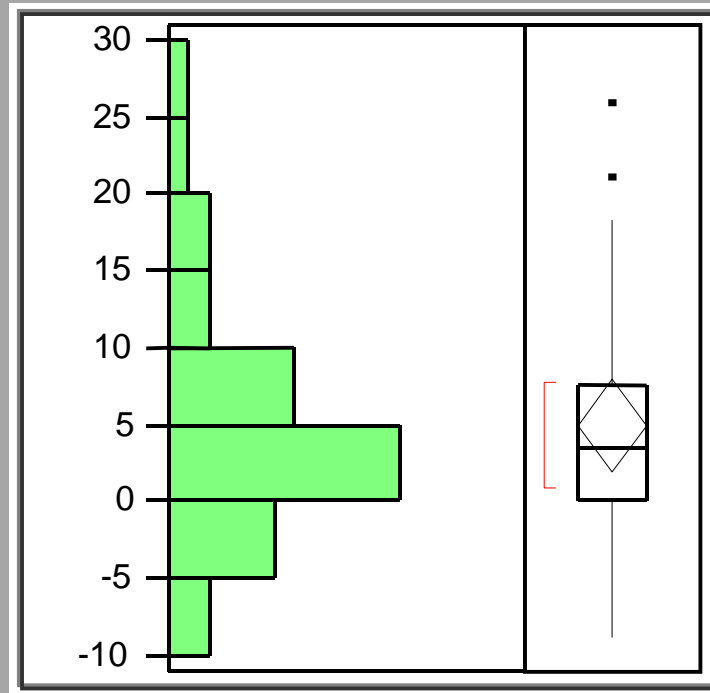


Abb. 5.10: Verteilungen der Verbesserung der Patienten

### **5.5 Die Tests bei den Gesunden**

Nach der Durchführung der Tests in den Perioden vorher und nachher wurde ein dritter Test durchgeführt, welcher sich nur auf die gesunden Personen bezog. Die vorausgegangenen Ergebnisse sollten mit dieser Gruppe verglichen werden. Diese Versuchsreihe ist wichtig, um gesunde von kranken Patienten auseinanderhalten zu können. Ein anderes Ziel war es, die Effizienz von „PosMess“ zu überprüfen.

Zwei weitere Tests wurden durchgeführt, um die Kontrollgruppe „g“ bez. um die Versuchsgruppe der gesunden Personen mit den Patienten zu vergleichen. Jede Untergruppe der Patienten sollte individuell mit den gesunden Personen oder der Kontrollgruppe verglichen werden. Die Gruppe „g“ wurde zu Beginn mit der Untergruppe „v“ verglichen. Dies bezog sich auf Behandlung der Rehabilitation. Hier wurden v.a. der Unterschied von kranken und gesunden Personen untersucht, die verschiedenen sozialen Schichten, die verschiedenen Berufe und verschiedene

Sporttypen sowie keine aktiven Sportler. Diese Kriterien wurden ausgesucht, um mögliche falsche Ergebnisse zu vermeiden und um dem Zufallsprinzip zu entgehen.

Die Gruppe „g“ der gesunden Personen wurde mit der gleichen Gruppe verglichen, aber erst in einer zweiten Versuchsreihe, d.h. nach einer der Rehabilitationsphasen „nachher“.

Die Patienten waren aber nicht geheilt, vielmehr befanden sie sich in der Rehabilitationsphase, sprich nach ca. 3 Wochen nach dem ersten Versuch.

Wiederum sollte die Tiefe der Kluft zwischen gesunden und kranken Personen herausgearbeitet werden und zwar nach einer leichten Verbesserung ihrer physischen Aktivitäten.

Es wurden zwei unabhängige Versuchsgruppen untersucht. Der wichtigste Test in dieser Reihe ist immer der t-Test.

### **5.5.1 Vergleichstest der Gruppe „g“ mit der Untergruppe „v“**

Die beiden Versuchsgruppen mit der Größe  $N = 30$  sind voneinander unabhängig. Es soll hier der Faktor  $Q$  von  $g$  untersucht werden und von „v“. Daher lassen sich die Hypothesen wie folgt präsentieren:

Nullhypothese:  $H_0 \rightarrow v = g$ : Es besteht kein Unterschied bei der Ausführung der Untergruppe „v“ und der „g“-Gruppe. Dies bedeutet, dass die Bewegungsqualität der beiden Gruppen gleich ist.

Alternativhypothese:  $H_1 \rightarrow v \neq g$ : Es besteht ein signifikanter Unterschied zwischen der Untergruppe „v“ und der Gruppe „g“. Dies bedeutet:

- Entweder ist die Qualität der Bewegung der Patienten der der gesunden Probanden überlegen
- oder die Bewegungsqualität der gesunden Personen ist der der Patienten überlegen.

Natürlich ist auf den ersten Blick davon auszugehen, dass die Ergebnisse der gesunden Personen der der Patienten überlegen sind. Dennoch muss trotz den Naturgesetzen darauf verwiesen werden, dass auch andere Fälle auftreten können.

Alle allgemeinen Bedingungen bei der Testauswahl wurden beobachtet, und der t-Test erscheint als wichtigster unter allen anderen bekannten Tests in diesem Bereich.

#### Ergebnisse:

Stichprobengröße „v“:  $N = 30$

Stichprobengröße „g“:  $N = 30$

Mittelwert „v“: 43,18

Mittelwert „g“: 60,63  
Differenz der Mittelwerte: 17,45

Standardfehler „v“: 1,5059  
Standardfehler „g“: 1,5059

Standardabweichung „v“: 9,096  
Standardabweichung „g“: 7,303

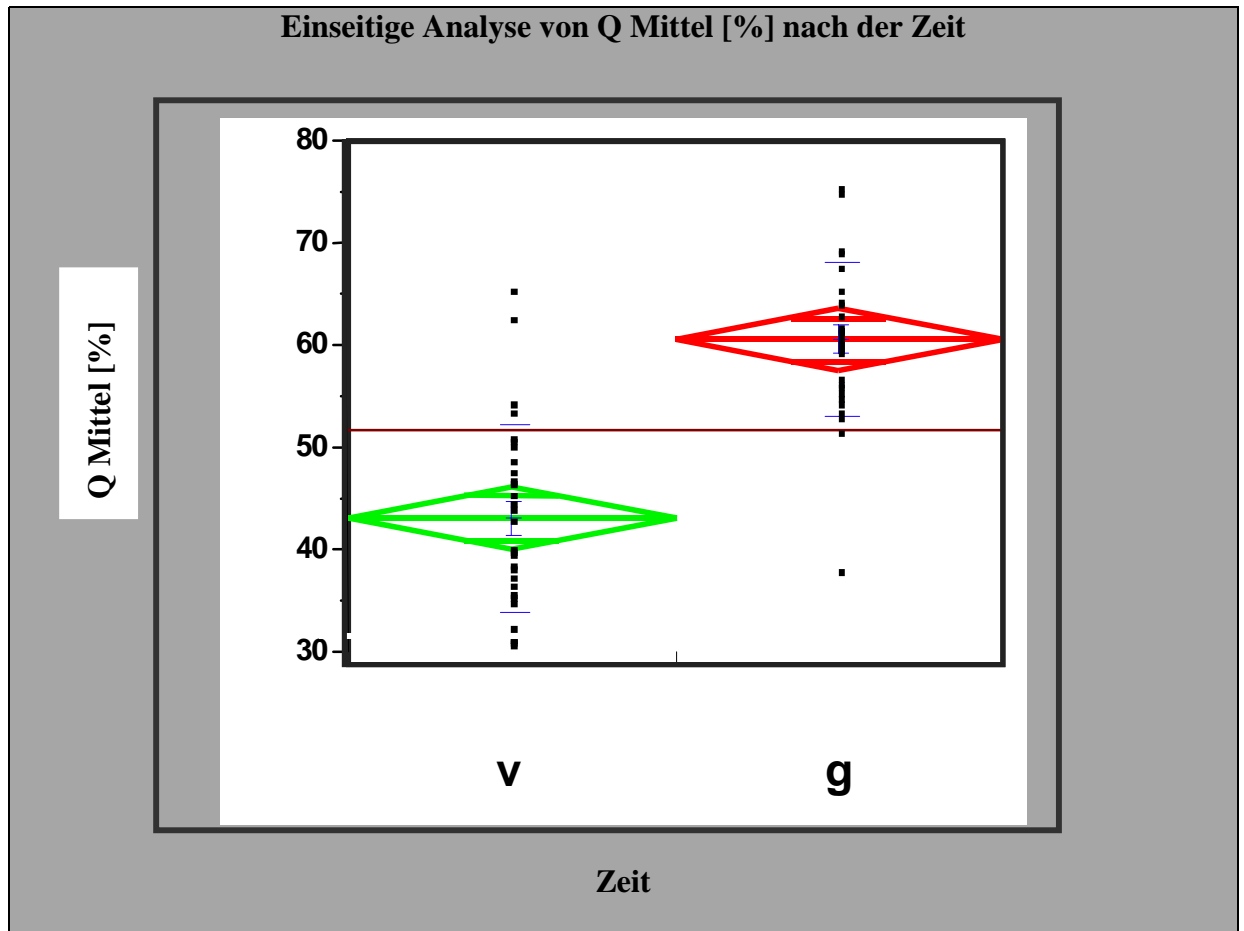


Abb. 5.11: Q Mittel von Patienten vor der Therapie im Vergleich mit Gesunden. Einseitige Analyse von Q Mittel [%] nach der Zeit

**v:** Patienten vor der Therapie  
**g:** Gesunde (diese Gruppe wurde einmal gemessen)  
**Zeit:** Zeitabschnitt der Messung  
**Q Mittel:** Mittelwert der Bewegungsqualität nach 10 Versuchen

Freiheitsgrad: 58

Konfidenzintervall „v“  
- 95%-Konfidenz-Untergrenze 39,78

- 95%-Konfidenz-Obergrenze 46,58
- Konfidenzintervall „g“
- 95%-Konfidenz-Obergrenze 57,9
- 95%-Konfidenz-Untergrenze 63,4

$T(58) = 8,1922^{***}$  ,  $P = 0,0001 >$  kritischer Wert mit hoher Bedeutung

#### Schlussfolgerung:

Nach Abschluss der durchgeführten Tests akzeptieren wir die Nullhypothese nicht mit einem Risikofaktor von 0,0001. Die Gruppe der Gesunden ist der der Untergruppe von Patienten vorher überlegen. Dies bedeutet, dass die Qualität der Bewegungen der Gesunden der der Patienten im ersten Durchgang überlegen ist.

Der durchgeführte Test ist von hoher Bedeutung, d.h. es besteht ein großer Unterschied zwischen den Bewegungen wie sich Erheben: Hier ist die Gruppe „g“ die bessere. Diese Tests bestätigen auch den Einsatz von PosMess.

#### **5.5.2 Vergleichstest der Gruppe „g“ mit der Untergruppe „n“:**

Es wurden dieselben Bedingungen wie beim t-Test angewandt. Der einzige Unterschied besteht darin, dass dieses Mal die gesunden Leute „g“ mit der Untergruppe der Patienten „n“ verglichen werden. Die Patienten wurden ein zweites Mal untersucht, um eine mögliche Verbesserung ihrer Bewegung herauszufinden und um diese mit dem vorausgehenden Test zu vergleichen.

Das Ziel ist dasselbe wie im vorhergehenden Test: Es soll die Tiefe der Kluft bei beiden Gruppen herausgefunden werden. Dann sollen die erhaltenen Resultate mit dem ersten Test „v“ und „g“, dann mit „n“ und „g“ verglichen werden, um dann den ersten Test zwischen „v“ und „n“ bestätigen zu können

Die Größe der Versuchspersonen bezieht sich auf  $N = 30$ .

Die Hypothesen lauten wie folgt:

Nullhypothese:  $H_0: n = g$ : Die Durchführung der Patienten der Untergruppen „n“ bei der Periode nachher ist gleich wie bei den gesunden Probanden, d.h. es gibt keine signifikanten Unterschiede bei den beiden Versuchsgruppen

Alternativhypothese:  $H_1: n \neq g$ : Die Durchführung der Patienten der Untergruppe „n“ weicht von der Gesunden ab. Entweder sind die gesunden Personen den Patienten überlegen oder andersherum.

#### Ergebnisse:

Stichprobengröße „n“:  $N = 30$

Stichprobengröße „g“:  $N = 30$

Mittelwert „n“: 48,15

Mittelwert „g“: 60,63

Differenz der Mittelwerte: 12,48

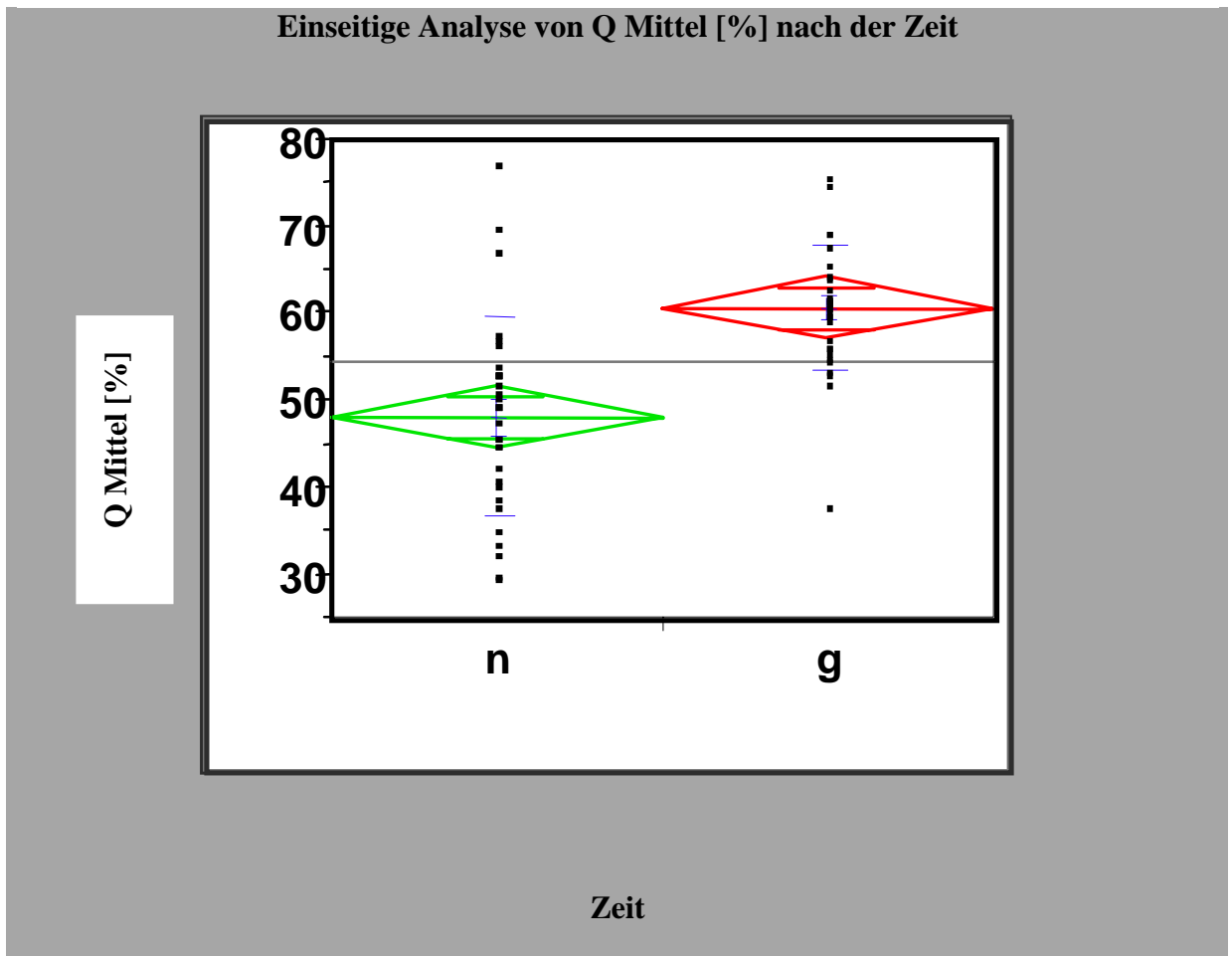


Abb. 5.12: Einseitige Analyse von Q Mittel [%] nach der Zeit bei den Gesunden und Patienten nach der Therapie

Standardfehler „n“: 1,7482

Standardfehler „g“: 1,7482

Standardabweichung „n“: 11,403

Standardabweichung „g“: 7,303

Freiheitsgrad: 58

Konfidenzintervall „n“

- 95%-Konfidenz-Untergrenze 43,89

- 95%-Konfidenz-Obergrenze 52,43

Konfidenzintervall „g“

- 95%-Konfidenz-Untergrenze 57,9

- 95%-Konfidenz-Obergrenze 63,4

$T(58) = 5,045^{***}$ ,  $p = 0,0001 >$  kritischer Wert mit hoher Signifikanz

### Schlussfolgerung:

Nach Abschluss dieses Tests können wir schlussfolgern, dass die Gruppe der gesunden Personen „g“ der Untergruppe „n“ in der Periode nachher überlegen ist. Anders gesagt ist die Qualität der Bewegung der gesunden Personen der Personen der Periode nachher überlegen. Dies bestätigt, dass die halbseitig gelähmten Patienten an einer Störung der Motorik und der muskulären Koordination leiden. Während der Behandlung verbessert sich die funktionelle Bewegung, und die Aktivitäten im Alltag können verbessert werden. Die Bewegungsqualität, das Messgerät, die Rehabilitation und die Messverfahren werden im nächsten Kapitel näher untersucht.

## 6 Diskussion

Die Untersuchungen bei der funktionellen Rehabilitation stellen oft eine Anzahl von Problemen dar, deren Fragen durch objektive und subjektive Antworten nuanciert werden müssen. Die Erfahrung verlangt nach Konkretem, nach Beweisbarem und nach Objektivem, da hauptsächlich subjektive Ergebnisse vorliegen. Diese sind natürlich auch unerlässlich für die Diagnostik und die Behandlung der Heilung und funktionellen Wiederherstellung der Patienten. Die Medizin ist keine exakte Wissenschaft, da die Objektivität immer mit Subjektivität verbunden ist. Das Konkrete verlangt das Abstrakte, die Physik und die Chemie fordern die Psychologie und die angewandte Methodik. Das Materielle verlangt die menschliche Teilnahme, d.h. das Denken, die Ideen und Konzeption. Es wird immer das Mittel auf dem Weg zum Ergebnis verlangt. Nur durch logische Unterstützung kann ein Ziel erreicht werden.

Bei der funktionellen Rehabilitation wird der Mensch als Ganzes betrachtet, als Hauptdarsteller seines eigenen Schicksals, dessen Persönlichkeit den Patienten auf dem Weg der Genesung beeinflusst. Der Erfolg einer Behandlung hängt von dem psychologischen Zustand ab, von dem Willen und der Motivation des Patienten, die Physiotherapie durchzuführen und von der Umwelt, der Technik, der benutzen materiellen Mittel um ans Ziel zu gelangen.

Wir haben während der Versuche in den Kliniken Schmieder in Allensbach festgestellt, dass die Persönlichkeit des Patienten ein Hauptelement bei der funktionellen Wiederherstellung ist. Bei einigen halbseitig gelähmten Patienten, bei Hirnschädigungen und in der Phase des Komas wurden Schäden in der Persönlichkeit festgestellt. Diese Patienten sind oft gegenüber der durchgeführten Behandlung und dem Schema der Rehabilitation, der Umwelt und der Umgebung sowie gegenüber anderen Manipulationen jeglicher Art desinteressiert. Dies betrifft auch unsere Versuche und Tests.

Die Depression ist ein Teil davon. Sie ist ein wichtiger Punkt, der bei dieser Reihe untersucht werden muss. Ein deprimierter Patient nimmt seine Umwelt nicht wahr. Der Schlaganfall verursacht einen brutalen Schock bei jedem Individuum. Ein Patient, der früher sehr aktiv und für seine eigene Motorik verantwortlich war, sieht sich plötzlich in einen Schockzustand versetzt, er kann sich nicht mehr bewegen und fühlt sich, als wäre das Leben plötzlich vor ihm verschlossen. Er ist nicht mehr Herr seines Schicksals, er muss alles in seinem Leben wieder lernen, wie es Kinder tun. Dabei werden persönliche Eigenschaften miteingebracht. Sein Tagesablauf wird von anderen Personen bestimmt. Sein Tagesablauf wird von anderen Dingen bestimmt, die nicht mit seinem Willen übereinstimmen sei es die Physiotherapie, die Ergotherapie, die Psychotherapie, die Logopädie im Falle des Sprachverlustes, das Wiedererlernen von Anstrengung und physischen Aktivitäten und anderen verschiedenen Gesten des Alltags, die in der Umwelt von Bedeutung sind. Die Krankheit hat motorische und funktionelle Störungen hervorgerufen und diese verursachen beim Patienten oft Depressionen. Die Depression resultiert aus einer schlechten Prognose in der folgenden Behandlung. Die Depression beeinflusst auf negative Art und Weise das Verhalten des Individuums.

Es ist auch wichtig, den Fortschritt der Therapie (Funktionalität und Mängel) mit Wertsystemen zu dokumentieren, um Mängel aufzudecken und eventuell den Therapieplan zu ändern und weitere Erkenntnisse bei der Wiederherstellung hinzuzunehmen (BEER 2000, 350). Wichtig ist schließlich auch eine möglichst umfassende Dokumentation des Rehabilitationsverlaufs mittels geeigneter Assessmentsysteme (Funktionseinschränkung, Behinderung, Handicap), um die noch bestehenden Defizite zu erfassen und gegebenenfalls den Behandlungsplan zu adaptieren sowie Erkenntnisse zur Effizienz der durchgeführten Rehabilitationsbehandlung zu erhalten. Wir haben dieses Zitat nochmals wiederholt, um zu zeigen wie wichtig es ist, Mängel bei einem halbseitig Gelähmten zu messen und alle modernen Mittel zur Evaluation hinzuzuziehen, die für die funktionelle Autonomie des Patienten mit PosMess wichtig sind. So kann dann auch die Qualität der Bewegung (Aufstehen) bewertet werden.

### ***6.1 Argumente bezüglich dem Qualitätsfaktor der Fortbewegung Q***

Wir haben bereits die Störelemente von PosMess und dem Qualitätsfaktor der Fortbewegung Q herausgestellt. Diese Tatsachen sind objektiv. Daneben existieren auch subjektive Faktoren, die den Faktor Q positiv oder negativ verfälschen oder beeinflussen können:

- Die Depression des Patienten: Diese wurde während den Experimenten festgestellt und mehrfach betont. In diesen Fällen handelt es sich um schlechte Ergebnisse.
- Schlechte Maßnahmen: dieser Punkt stimmt mit den Kritiken, die wir bereits beim Betrachten von PosMess angesprochen haben, überein. Wenn ein Fehler bei den biometrischen und anthropometrischen Messungen auftritt, verursacht dies am Ende einen falschen Q-Faktor. Die Maßnahmen werden manuell vorgenommen, was die Fehlerzahl nochmals anheben kann.

-  
Die Länge der Lehnenposition ruft einige Fragen hervor, die natürlich Antworten verlangen. Wir nehmen hier die Frage von Herrn Wunsch, eines Physiotherapeuten der Kliniken Schmieder in Allensbach, wieder auf.

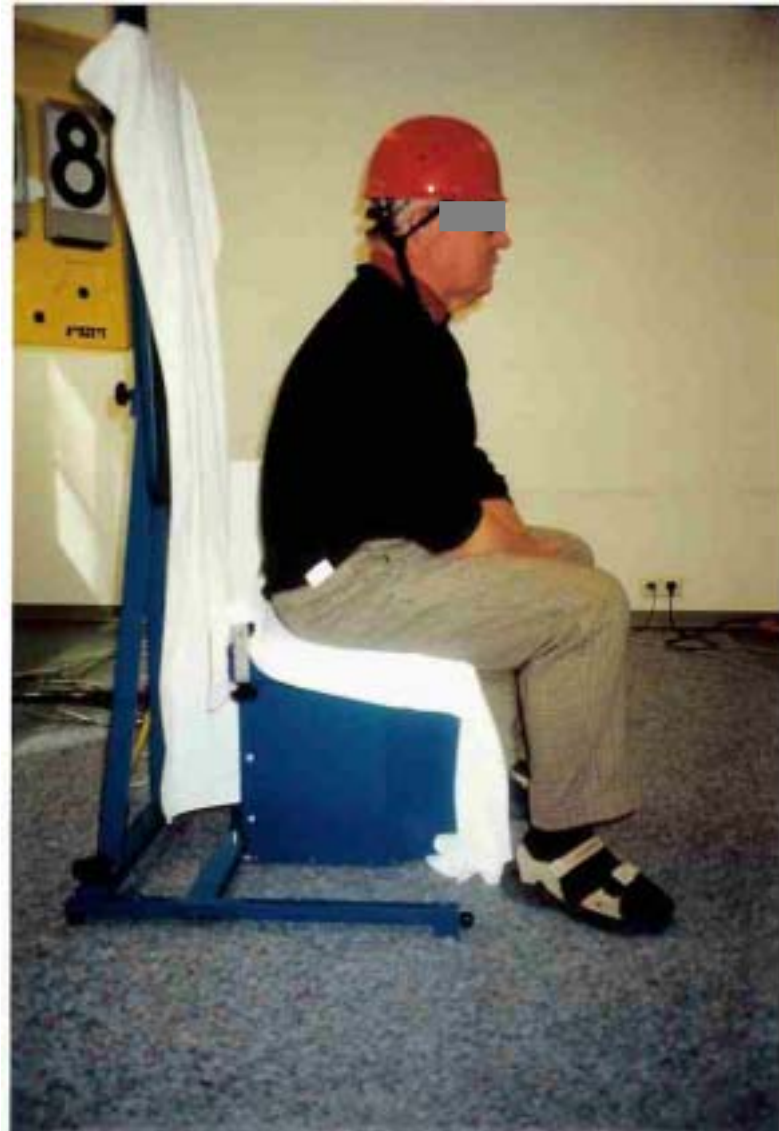
Die Länge der Lehnenposition beim Sitzen bis zum Erheben erfolgt manuell über Mausclick via PC. Unter Sitzlänge ist Folgendes zu verstehen (BETZ u.a. 1998, 1871)

- hintere Sitzhaltung (sehr bequem)/hintere Sitzposition
- mittlere Sitzhaltung (Arbeitshaltung)/mittlere Sitzposition
- vordere Sitzhaltung (Vorbereitung zum Aufstehen)/vordere Sitzposition





*Abb. 6.1: Sitzende Position einer Patientin. Alter Maßstab der Lehnenposition*



*Abb. 6.2: Die zuerst angewandte Lehnposition eines Patienten.*

Die Sitzhöhe des Patienten wird individuell eingestellt, wobei die Hydraulik des Stuhles per Mausklick gesteuert wird. Per Augenmaß beurteilt der Untersuchende, wann die 90° Kniegelenkstellung erreicht sind. Da der Patient mit Kleidung gemessen wird, sind hier Ungenauigkeiten möglich.

Während dieses Prozesses des Erhebens vom Stuhl stehen beide Füße des Patienten auf dem Boden. Die Messungen werden manuell vorgenommen und sind vielen Mängeln unterworfen. Der erhaltene Wert wird mit Hilfe eines Meterbandes gedrittelt. Diese Messung wurde zunächst von den Knien bis zum Po vorgenommen. Die Messung wurde verändert, da ständige Bemerkungen von Herrn Wunsch dazugekommen sind. Aber Zweifel bestehen immer bezüglich der Messung, da ein subjektives Ermessen des Untersuchenden besteht.

Alles ist ungenau. Es ist z.B. nicht bekannt, weshalb der Durchführende diese Messung an bestimmten Stellen durchführen muss, d.h. mit bestimmtem Anfang und Ende und nicht anders. Dieser Versuch unterliegt keiner anatomischen Basis und medizinischen Theorie. So werden z.B. die Hände bei den Messungen vernachlässigt. Diese können bei zu großer Länge das Erheben des Patienten erschweren. Z.B. kann sich ein Patient nur umständlich erheben und braucht unterschiedlich viel Zeit dafür. Dies ist beispielsweise der Fall, wenn es sich um einen halbseitig gelähmten Patienten handelt. Kann daher die Messung so erfolgen? Des Weiteren müssen die Versuche geschlechtsspezifisch untersucht werden. Das Volumen muss berücksichtigt werden. So unterscheiden sich z.B. die Oberschenkelknochen beim männlichen und weiblichen Geschlecht. Berechnungen vom äußeren Gelenkkopf (lateraler Kniegelenkspalt) bis zum Trochanter Major müssen geteilt werden (das ist nur ein Vorschlag). Eine gute Geometrie kann dann erhalten werden, wenn die Füße auf dem Boden bleiben. Diese Position erlaubt es den Patienten, nach Anweisung aufzustehen und in eine freitragende Position oder einen Überhang zu gelangen.

Alles muss klar definiert werden. Die Länge des Arms muss berechnet werden, und es muss überprüft werden, ob die Füße auf dem Boden stehen oder nicht. Diese Punkte müssen diskutiert werden.

Einige Messungen erhöhen die Fehlerzahl und beeinflussen die Qualität der Bewegung. Beispielsweise tragen alle Testpersonen einen Helm und Schuhe. Deshalb handelt es sich nicht um die eigentliche Körpergröße. Ein 167 cm großer Mensch ist plötzlich 173 cm groß, weil Schuhe und Helm die Größe mit beeinflussen. Diese Differenz wird mit Alpha bezeichnet. Das laterale Gleichgewicht wird mit dem eigentlichen Gleichgewicht bei der Bewegung später besprochen.

## **6.2 Die Bewegungsausführung**

Dieser Punkt ist sehr wichtig, denn die Art der Bewegungsausführung kann das erhaltene Resultat beeinflussen. Es ist vor allem dann von Interesse, wenn die Motorik und die muskuläre Koordination gestört sind. Bei den Untersuchungen in der Klinik Schmieder konnten wir feststellen, dass dieses Phänomen den Qualitätsfaktor stark beeinflusst. Der benutzte Apparat zeichnet die Kopfbewegungen auf und kennzeichnet gleichzeitig die Körperbewegungen. So werden manchmal falsche Bewegungsabläufe gekennzeichnet und ergeben falsche Q-Werte. So wurde z.B. folgende Falschmeldung während der Untersuchung festgestellt: einige halbseitig gelähmten Patienten haben eine schmerzlindernde oder -stillende Stellung eingenommen. Dies beeinflusst natürlich den Q-Wert fälschlich, da er besser ausfällt als bei Personen, die diese Stellung nicht einzunehmen versuchen. So kann in diesem Fall der Q-Wert annähernd mit dem von Gesunden verglichen werden. Unglaublich aber wahr. Ein Fehler des Systems? Ein Durchführungsfehler? Manipulation bei der Durchführung des Versuchs? Apparatfehler? Prozedurfehler? Intelligenz der Maschine? Fragen bleiben offen. Subjektiv betrachtet sind Patienten nicht weniger valide als Gesunde. So können bei den Auswertungen sogar Werte herauskommen, bei welchen die kranken Patienten gesünder sind als die Gesunden. Dies ist wieder ein Beweis dafür, dass bei Untersuchungen

subjektive und objektive Resultate mitberücksichtigt werden müssen. Die Durchführungsergebnisse wurden aufgezeichnet, um die Bewegungen zu veranschaulichen. Der Faktor Q, der nach jedem Versuch erlangt wurde, ist eine reelle Zahl, welche in Prozent angegeben wird. Dies ist ein mathematischer Wert, da er auf einer mathematisch konkreten und definierten Skala veranschaulicht werden kann.

Beispiel:

65 %, 72,5 % > Werte von Q während einem Versuch. Wird eine Skala von 0-100 % angelegt, können beide Werte genau situiert werden. Die Zahlen sind reell. Während diesem Versuch musste jede Person, wie bereits erwähnt, 10 mal dieselbe Bewegung ausführen. Und nach jeder Bewegung wurde ein Q-Wert herausgefunden. Im allgemeinen ähneln sich diese Werte nicht. Dies kann folgendermaßen erklärt werden: Jede Bewegung wird von Individuen anders ausgeführt, und die Art und Weise der Ausführung ist auch nicht dieselbe. In einem anderen Kapitel wurde bereits erklärt, dass die biomechanischen Parameter wie Schnelligkeit und laterales Gleichgewicht (Alpha, körperliches laterales Gleichgewicht oder Asymmetrie) bei jeder ausgeführten Bewegung variieren. Diese Variationen der Parameter bei der Versuchsdurchführung zeigen uns, dass die Asymmetrie bei der Realisierung einer Bewegung eine große Rolle spielen. Dies wurde mit der Schnelligkeit und der lateralen Asymmetrie in Verbindung gebracht. Dabei wurde Folgendes herausgefunden:

Wenn Alpha klein und die ausgeführte Schnelligkeit hoch ist, ist der Q-Wert besser, d.h., wenn das laterale Gleichgewicht (Asymmetrie) klein ist und die Ausführung der Geschwindigkeit, das Erheben, groß ist, dann ist der Q-Wert auch besser. Wenn aber Alpha groß ist und die ausführende Geschwindigkeit klein, dann ist der Q-Wert weniger bedeutend.



*Abb. 6.3: Bodenbelag sowie Beginn der Aufstehbewegung*

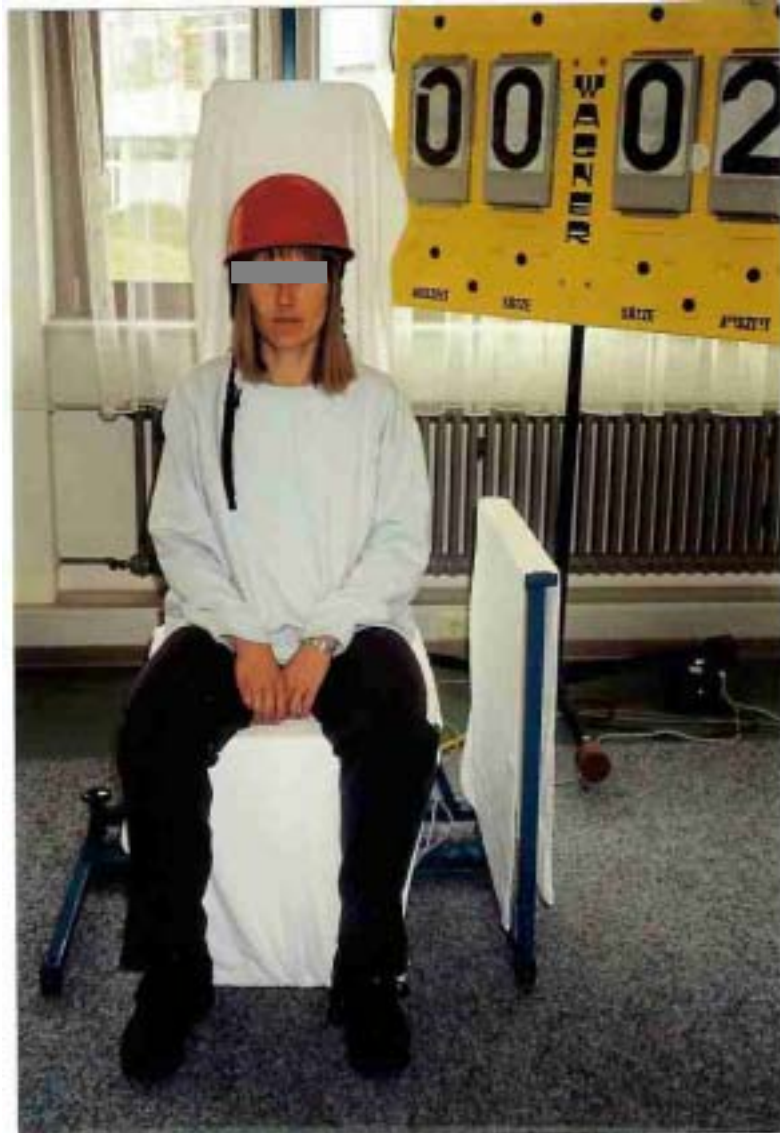
Hier taucht jedoch ein Problem auf, auf welches wir näher eingehen müssen: Wir haben bei den Versuchspersonen 10 Werte „v“ mit Alpha verglichen. Vor und nach der Therapie, Patienten und Gesunde. Einige halbseitig gelähmte Patienten im Stadium der Wiederherstellung weisen ähnliche Werte wie die Gesunden auf und neigen dazu, deren Werte sogar zu übersteigen. Dazu dient eine Tabelle zur Veranschaulichung. Einige Patienten weisen Werte auf, die das Normale übersteigen, d.h. sie haben einen guten Q-Wert, und die Bewegungsqualität dieser Patienten war höher als bei den Gesunden. Dies hat uns wirklich erstaunt. Wie kann ein halbseitig gelähmter Patient, der an motorischen Störungen leidet, dessen neuromuskuläre Koordination gestört ist, ähnliche Werte wie ein Gesunder aufweisen? Eine erstaunliche Sache. Dieses Phänomen bleibt ohne Antwort. Ist dies ein besonderer Fall? Vielleicht ein Phänomen, das nur bei Bewegung auftaucht? Ist dies ein Phänomen, das nur bei Patienten auftaucht? Ist es ein Messfehler oder ein Fehler der Maschine? Ist es ein Fehler im Kopf des Patienten bei der Bewegung? Vielleicht fällt das Stadium der Paralyse zu Gunsten des Patienten aus,

denn die Maschine kann zwischen einem halbseitig gelähmten Patienten und Gesunden unterscheiden. Einige Patienten standen wie Roboter auf und ihr Q-Wert war trotzdem besser. Spielt die Spastizität eine besondere Rolle bei der Qualität der Bewegung? Dies muss diskutiert werden. Wir wissen, dass der Apparat noch in einer Testphase ist. Alle Kritik und alle Feststellungen dienen als Basis, Fehler zu beseitigen.

Zweiter Punkt:

Das Tragen eines Helms ist verpflichtend für die Versuchspersonen bei der Durchführung der Bewegung. Dies ist wichtig, weil sonst die Haare als Störfaktoren bei der Registratur der Bewegungen auf einem Apparat auftauchen. Dies führt zu Fehlern bei den Messwerten. So tauchten Fehler bei den V- und Alpha-Werten auf. Glücklicherweise wurden 10 Versuche untersucht, und daraus dann ein Durchschnittswert ermittelt. So wurde ein mehr oder weniger glaubwürdiger Faktor herausgefunden. Vielleicht liegt dies an der schlechten Qualität des Helmes? Der Helm gehört normalerweise nicht zum Kopf. Trotz allem unterstützen wir die Qualität des Apparates und plädieren für den zukünftigen Gebrauch. Die Bewegungen der Gesunden sind weitaus besser als diejenigen der halbseitig gelähmten Patienten. Dies wurde unter 30 Versuchspersonen herausgefunden. Die Spezialfälle werden später besprochen.

Die Basis des Fußabstands beeinflusst ebenfalls den Faktor Q. In stehendem Zustand sucht jede Person nach dem besten Zustand. Dabei gibt es Unterschiede bezüglich des Gewichtes, der Größe...



*Abb. 6.4: Fußabstand bei einer Patientin vor der Abmessung*

Die Atmung darf nicht außer Acht gelassen werden. Sie kann eine entscheidende Rolle spielen. Sie muss bei den Individuen berücksichtigt werden. Auch muss die Höhe des Stuhls vor Beginn der Versuchsreihe berücksichtigt werden. Auch die Schuhe spielen eine entscheidende Rolle. Diese können zu Falschmessungen führen und den Q-Wert beeinflussen. Dies trifft auch auf das laterale Gleichgewicht zu, das positiv oder negativ beeinflusst werden kann und das laterale Gleichgewicht eines Individuums beeinflussen kann. Diese Anmerkung ist pertinent aber konstruktiv.

### ***6.3 Der Gesichtspunkt Apparat***

Wir wissen, dass das vom Menschen Geschaffene nicht immer perfekt ist und dass etwas neu Erfundenes trotz einiger technischer Mängel wissenschaftlich dem Reellen und der Wahrheit angenähert werden muss. In den vorangegangenen Kapiteln haben wir

herausgestellt, dass die Konzeption eines solchen Apparates die Zusammenarbeit eines interdisziplinären Gesundheitsteams benötigt, in das sich jeder einbringt. Dies ist zunächst wichtig, um die Wissenschaft zu fördern. Einige Punkte wurden in diesem Paragraphen als Faktor Q bezeichnet und sind auch in der vorliegenden Diskussion gültig. Dieser Apparat ist einzigartig befindet sich noch in einer Testphase.

Die erhaltenen Resultate sind gültig und sehr bedeutend, aber ein Problem muss noch diskutiert werden. Wir glauben, dass die Erkenntnisse, die dieser Apparat bei der Messung der Bewegungsqualität aufwirft, unilateral sind. Langzeitergebnisse müssen noch abgewartet werden, um zu wissen, ob dieser Apparat künftig eingesetzt werden kann oder nicht. Unsere vorliegenden Ergebnisse sind jedoch positiv und erfolgreich zu bewerten. Die Konsequenz ist ohne Widerspruch unilateral. Es kann davon ausgegangen werden, dass die erhaltenen Resultate bewiesen und mathematisch belegt sind, und dass der Faktor Q wirklich das präsentiert, was wir von der Bewegungsqualität des menschlichen Körpers erwarten. Dies gilt auch für die Bewegung des Aufrichtens und die Bewegungsrichtungen. Sind die beobachteten Werte reell und belegt, oder präsentieren sie nur die wirklich erwarteten Ergebnisse? Beantworten sie unsere Vermutungen gegenüber den universellen Normen? Ist das Funktionieren des Apparates unanfechtbar? Jegliche Hypothese muss vorsichtig behandelt werden, bis die Ergebnisse eindeutig belegt werden können. Eine Person misst z.B. ihre Körpermasse und stellt sich gerade auf die Waage. Sie wiegt 69 kg. Ist dieser erhaltene Wert reell, und ist die Ziffer objektiv? Kann dem Apparat getraut werden? Dies sind die Fragen, die sich ein Wissenschaftler stellt. Die Wissenschaft kann diese Hypothesen nur mit geeigneten Beweisen belegen.

Der Apparat PosMess zeichnet Kopfbewegungen auf, indem Körperbewegungen simuliert werden (im Moment des sich Erhebens und Sitzens): Es wird vermutet, dass das Aufzeichnen mit diesem Apparat die Kopfbewegungen mit den Körperbewegungen vergleicht und dass es sich um einfache Bewegungen in diesem Bereich handelt. Ist die Konzeption eines solchen Apparates richtig oder handelt es sich nur um Hypothesen? Simulieren alle diese Bewegungen des Kopfes wirklich den Rest des Körpers während dieser spezifischen Ausführung des sich Erhebens? Es handelt sich hierbei sicherlich um eine Neuerung im Bereich der Wissenschaft, im Bereich der Forschung und universellen Medizin. Erst weitere Untersuchungen und Forschungen können die Arbeit mit PosMess bestätigen. Im täglichen Leben führen wir diese Art von Bewegung mehrere Male aus, und sie ist daher automatisiert und unbewusst geworden. Aber in der biomechanischen Analyse ist die Bewegung des sich Erhebens eine aktive Bewegung. Mehrere Artikulationen werden mobilisiert und sensibilisieren mehrere verschiedene Muskeln, bevor der Mensch sich in den Stand erheben kann. Alle Körpersegmente während der Bewegung tragen zum aktiven Prozess bei. Hier forschen wir im Bereich der globalen Bewegung des menschlichen Körpers während des sich Erhebens und analysieren nicht jedes Körpersegment. Wenn wir annehmen würden, dass jede Kopfbewegung den Rest des Körpers simulieren würde, würde es sich um eine synthetische oder globale Bewegung handeln. Dies muss an dieser Stelle betont werden.



In diesem Paragraphen wollen wir betonen, dass die konstitutiven Elemente des Apparates und seiner Komponenten wichtig sind. Diese nehmen einen wichtigen Platz in den Untersuchungen ein. Die Rückenlehne am Stuhl spielt eine weniger bedeutende Rolle, wenn sie mit den sitzenden Personen verglichen wird, die entspannte Muskeln aufweisen. Das Sitzen als Ausgangsposition ist wichtig, denn es bereitet die Bewegung vor. Das Modell unterbreitet Folgendes:

- Die Füße stehen auf dem Boden
- Die Wirbelsäule ist gerade und berührt das Messgerät
- Die Knie sind im 90°-Winkel
- Der Kopf ist die Verlängerung der Wirbelsäule und schaut in Richtung der Kamera gemäß den Empfehlungen des Frankfurter Plans.

Wir müssen also einige technische und anatomische Fragen berücksichtigen, z.B. die 90° angezogenen Knie und die auf den Boden gestellten Füße. Diese Geometrie muss eingehalten werden. So entsteht eine Einheit, und die Geometrie zwischen den Körpersegmenten und Knochen kann beobachtet werden. Dies wurde bereits in den vorangegangenen Kapiteln besprochen. Die Rückenlehne hilft, eine gute Rückenposition einzunehmen, und die entspannten Muskeln vermeiden Müdigkeit. Der Apparat PosMess wird unter ergonomischen und biometrischen Normen eingesetzt. Wenn die Testperson sitzt, formen die Hüften einen Stumpfwinkel von mehr als 120°. Diese geometrische Form gleicht einem ungleichseitigen Dreieck. Diese Position wird von den Versuchspersonen nicht gemocht.

Die Stuhlhöhe beträgt 42 cm und ist für die Versuchspersonen oft unbequem. Die Füße auf dem Boden fordern Konzentration. Wir haben folgende Dinge dazu festgestellt:

Wenn die Füße auf dem Boden stehen, gibt es zwei offensichtliche Positionen:

Bei 90° sind die Personen nach vorn gelehnt. Q zeichnet diese Bewegung unter einem anderen Wert auf.

Manchmal lehnen sich die Personen ein wenig nach hinten, und der Q-Wert weicht dann auch ab.

Werden diese beiden erhaltenen Werte verglichen, zeigt sich, dass die Faktoren bei der Bewegungsqualität unterschiedlich ausgewertet werden.

Die erhaltenen Resultate sind sehr bedeutend, und diese Neuerung zeigt uns, dass die Wissenschaft erneuert werden kann und dass noch viele Probleme gelöst werden müssen, um die Diagnostik und die Entscheidung bis zur Therapie und die Folgen bei den halbseitig gelähmten Patienten und bei anderen Patienten, die an neuromotorischen Fehlern leiden, genau erfassen zu können. Dies spricht ein weites Feld der Medizin und der Sportwelt an. Aber eine weitere Untersuchung und weitere Forschungen in diesem Gebiet sind unerlässlich.

#### **6.4 Der Gesichtspunkt der Rehabilitation**

Die Wissenschaft kennt keine Grenzen, sie ist in ständiger Entwicklung. Der Heilungsprozess weist überraschende Seiten auf. Die Wissenschaft bringt viele

Neuerungen und Verbesserungen bezüglich der Rehabilitation hervor, da derzeit die Bewegungsqualität der Patienten gemessen werden und sie mit einer Werteskala bewertet werden kann. Die erhaltenen Werte können mit den vorangegangenen verglichen und es kann eine eventuelle Verbesserung festgestellt werden. Dieser Apparat erscheint uns in jeder Phase der Diagnostik nützlich oder nicht. Er erscheint uns nützlich für den Heilungsprozess, als Orientierungshilfe in diesem Prozess und auch für die künftige Behandlung der Patienten. Im Moment ist sein Wirkungsfeld auf die Bewegung des Aufstehens und Hinsetzen der Patienten beschränkt. Dies ist ein Anfang, und dies ist nicht wenig. Das Resultat wurde bestätigt, und die Konsequenzen sind erstaunlich. Sicherlich werden auch andere Wissenschaftler diese Bewegungsanalyse untersuchen und wir glauben, dass die Ziele erreicht werden. Die erhaltenen Werte erlauben uns, die physische Kapazität jedes untersuchten Individuums zu schätzen, sowie die Motorik und die funktionelle Autonomie der Aktivitäten im täglichen Leben, wo das Aufstehen in einer empirischen Studie untersucht wurde und mit subjektiven Methoden im Heilungsprozess unterstützt wurde. Die neue Methode mit dem Gebrauch von PosMess wird die Diagnostik, die medizinischen Beschlüsse und auch die Behandlungsweisen der Therapeuten umwälzen. Z.B. wird ein Patient, der sein Gleichgewicht sucht, sein Gewicht direkt wissen wollen. Wie viel wiege ich? Die Antwort wird direkt sein, z.B. 83 kg, denn die Zahl ist mathematisch korrekt. Ein Patient will sein Resultat kennen, um seine Situation zu verbessern und um den Heilungsprozess zu beschleunigen. Ein Diabetiker, der den Blutzuckerspiegel im Blut mit Hilfe eines Apparates misst, will wissen, wie viel mg/l Zucker sein Organismus besitzt. Sobald das Resultat negativ ausfällt, muss er Vorsichtsmaßnahmen ergreifen und lehnt automatisch zuckerreiche Getränke und Kost ab. Die Reaktion ist oft direkt und unerwartet, da er die Heilung will. Dies macht auch PosMess so. Ein Patient, der eine Bewegung ausführt, sucht direkt nach dem Erhalt seines Beweglichkeitsquotienten. Dann will er versuchen, seine funktionelle Heilung zu verbessern, um den Prozentsatz der Bewegungsqualität zu steigern. Er will seinen Rang und seine Kapazitäten trainieren und verbessern, an therapeutischen Übungen teilnehmen, um eine gute körperliche Verfassung zu erlangen. Offensichtlich wollten wir während unserer Versuche nicht die Wertungen der Patienten unterstützen, denn der Test oder Versuch war willkürlich und die Ergebnisse sollten nicht irreführend sein. Wenn die Schätzung des Apparates sich als richtig erweist, d.h. wenn die erhaltenen Werte der Bewegungsqualität richtig sind, dann ist dies ein wichtiger Schritt in der Erforschung der Bewegungsqualität. Es ist immer schwer und manchmal unmöglich, die physischen und motorischen Kapazitäten eines Individuums mit Präzision hervorzusagen, sogar wenn man die besten Mittel besitzt, welche nach objektiven und empirischen Untersuchungen als wertvoll erscheinen. Der Muskeltest, welcher in der Physiotherapie realisiert wurde, hat Grenzen und Lücken aufgezeigt. Keine Entscheidung kann mit Sicherheit bestätigt werden, und es ist oft schwer eine Meinung zu teilen, wenn man die individuelle Verantwortung vorgeschützt wird und die Entscheidungsfreiheit jedes Therapeuten gegenüber dem Patienten überlassen wird. Die Entdeckung des Messgerätes und des Prinzips, mit welchem es funktioniert, ist der Beginn einer neuen Ära. Diese Untersuchungen und diese Argumentation beziehen sich nur auf die Durchführung und den Ertrag von PosMess sowie die Veröffentlichung, die nun an die Öffentlichkeit getragen werden muss (national und international), um die physische Kapazität des Individuums

hervorheben zu können. Dies ist ein Beginn, welcher weitere Türen öffnen wird. Wir haben eine Aufgabe zu erfüllen und die Bestätigung dieser Qualität mit dem Faktor Q präsentiert dies wirklich. Die Evaluation ist sehr wichtig im therapeutischen Prozess und im Verlauf der funktionellen Autonomie eines halbseitig Gelähmten. Die physischen Kapazitäten eines Patienten werden im Laufe seiner Behandlung gemessen. Jedes Stadium der Heilung muss eingeschätzt werden. Die Schätzung muss erfolgen. Dies ist eine Motivationsquelle in Richtung der Heilung. Mit der Evaluation können wir Mängel entdecken oder andere Dinge, die für die Patienten und die Gesunden von Bedeutung sind. Das Niveau der Invalidität eines Individuums und die Prävention sowie die Heilung können mit Sicherheit nützlich bestimmt werden. Leider erfolgt die Evaluation nicht immer innerhalb einer geregelten Zeit. In allem, was diesem vorausgeht, vermuten wir einige Reserven beim Funktionieren des Apparates bezüglich dem reellen Wert und dem natürlichen Faktor Q, bezüglich der Simulation der Bewegungen des menschlichen Körpers durch den Kopf, d.h. die Kopfbewegungen dienen als Basis, als Referenz bezüglich der Körperbewegungen während der Ausführung der Bewegungen des sich Erheben und Setzens. Wenn all dies bewiesen ist, erscheint dieser Apparat als nützlich Arbeitsmittel, ein diagnostisches Element der funktionellen Rehabilitation. Bis hierher sind die erhaltenen Resultate unserer Forschungen bewiesen und können mathematisch objektiv dargestellt werden. Trotz einiger Mängel, was zu Beginn eines Versuches als normal gilt, glauben wir, dass diese schnell beseitigt werden können, um eine harmonische Zukunft für unsere halbseitig gelähmten Patienten zu ermöglichen.

## 7 Zusammenfassung

Ziel dieser Forschungsarbeit aus dem Bereich der funktionellen Rehabilitation war die Quantifizierung der Bewegungsqualität von halbseitig Gelähmten vor und nach einer Therapie im Vergleich zu einer Kontrollgruppe bei der Bewegung des Aufstehens von einem Stuhl. Um die Zielsetzungen zu erreichen, wurde die Untersuchung mit dem eigens dafür entwickelten Stuhl "PosMess" durchgeführt, der die Bewegungsqualität der untersuchten Personen während der Aufstehbewegung mittels Ultraschall misst, quantifiziert und die Ergebnisse sofort an den Computer weitergibt. Die vom Lehrstuhl Sportwissenschaft erstellte Software berechnet die bestimmten Parameter auf der Grundlage einer quadratischen Funktion der Geschwindigkeit und die Rechts-Links-Asymmetrie des Körpers während der Aufstehbewegung und wandelt sie in greifbare mathematische Zahlen um, an die ein objektiver Wertmaßstab angelegt werden kann. Das „PosMess“ registriert die Körperbewegungen in dreidimensionalen Koordinaten, d.h. die Empfängersensoren erfassen die Bewegungen des Kopfes während des Aufstehens.

Die Probanden bestanden aus 30 halbseitig gelähmten Patienten (24 Männer und 6 Frauen) und einer Kontrollgruppe von 30 Gesunden (21 Männer, 9 Frauen), die aus verschiedenen sozialen Schichten stammten und die verschiedene Sportarten ausübten. Alle durchliefen denselben Test zur Bewegungsqualität unter denselben Bedingungen. Das Ergebnis jeder durchgeführten Bewegung wurde "*Faktor Q*" genannt. Jeder Proband musste zehn Aufstehbewegungen oder zehn "Faktoren Q" durchführen. Danach wurde der Mittelwert der zehn "Faktoren Q" errechnet und als "*Q-Mittel*" bezeichnet. Alle Ergebnisse wurden mit dem t-Test statistisch ausgewertet.

In der vorliegenden Untersuchung wurden zwei Versuchsgruppen verglichen: Die Gruppe der Patienten und die Gruppe der Gesunden ("g"). Die Gruppe der Patienten wurde in zwei Untergruppen unterteilt, in die Gruppe der Patienten vor der Therapie mit der Bezeichnung "v" und in die Gruppe der Patienten nach der Therapie ("n"). Es wurden drei Tests angewendet:

- Vergleich der Untergruppe der Patienten vor der Therapie ("v") mit der Untergruppe der Patienten nach der Therapie ("n"). Der abhängige statistische Test wurde angewandt.
- Vergleich der Untergruppe der Patienten vor der Therapie ("v") mit den Gesunden ("g"). Unabhängiger statistischer Test.
- Vergleich der Untergruppe der Patienten nach der Therapie "n" mit Gesunden ("g"). Unabhängiger statistischer Test.

Der t-Test oder t-Student wurde für alle drei Vergleiche angewendet, wobei es nicht darum ging, die Behandlungswirksamkeit, sondern die Bewegungsqualität der Patienten und die Funktionalität dieses neuen Messgerätes zu testen. Alle Tests waren hoch signifikant, d.h., dass die Bewegungsqualität der Patienten nach der Therapie "Q" (n) höher war als die Bewegungsqualität vor der Therapie "Q" (v). Die Bewegungsqualität der Gesunden "g" war deutlich höher als die der Patientengruppe, aber die Abweichung wurde deutlich hinsichtlich der Bewegungsqualität nach der Therapie im Vergleich zur

Bewegungsqualität der Patienten vor der Therapie reduziert. Dies beweist eine Verbesserung "Q" bei den Patienten "n".

Statistische Ergebnisse:

- Vergleich der Untergruppe "v" mit der Untergruppe "n": die alternative Hypothese wurde mit einem hohen Niveau angenommen:  $t(29) = 3,49$  \*\*\*,  $p = 0,0009$ . Das Ergebnis ist höchst signifikant, d.h., es gibt eine deutliche Verbesserung der Bewegungsqualität nach der Therapie.
- Vergleich der Untergruppe "v" mit der Gruppe der Gesunden: die alternative Hypothese wurde mit einem hohen Niveau angenommen:  $t(58) = 8,1922$  \*\*\*,  $p = 0,0001$  ist als kritischer Wert höchst signifikant. Also gibt es einen großen Unterschied zwischen der Bewegungsqualität der Gesunden und der Untergruppen "v".
- Vergleich der Untergruppe "n" mit den Gesunden: die alternative Hypothese wurde mit einem hohen Niveau angenommen:  $t(58) = 5,045$  \*\*\*,  $p = 0,0001$  ist als kritischer Wert höchst signifikant. Also ist die Bewegungsqualität der Gesunden höher als die der Patienten, aber der Unterschied ist geringer als bei der Untergruppe "v".

Folglich ist die Bewegungsqualität der Patienten nach der Therapie besser als vor der Therapie. Die Bewegungsqualität der Gesunden ist höher als die der Patienten, aber es gibt eine deutliche Verbesserung des Faktors "Q" bei den Patienten nach der Therapie. Die Abweichung zwischen den Gesunden und den Patienten nach der Therapie ist geringer als vor der Therapie.

Dies beweist, dass die Leistung "Faktor Q" der Gesunden höher ist als jene der Patienten. Aber nach der Therapie verbessern die Patienten ihre physischen Leistungen. Die Motivation der Patienten spielt ebenfalls eine wichtige Rolle. Dies beweist, dass es für Therapeuten Mittel gibt, die Qualität täglicher Aktivitäten des Lebens der halbseitig gelähmten Patienten zu verbessern.

Es gab eine deutliche Verbesserung der Bewegungsqualität nach der Therapie "n" hinsichtlich des Therapiebeginns "v". Diese Verbesserung bestätigte sich, als die Untergruppe "n" mit den Gesunden "g" verglichen wurde.

Es wurde auch die mögliche Korrelation getestet, die zwischen verschiedenen Parametern hinsichtlich des Faktors "Q" besteht, was die Verbesserung der Bewegungsqualität bei den Patienten sowie den Einfluss dieser Parameter untereinander betrifft. Es handelte sich um die Körpergröße, die Körpermasse, das Alter und das Geschlecht. Abgesehen von der hohen Korrelation der Körpergröße und der Körpermasse wurde keine andere gültige Korrelation unter allen anderen angewandten Parametern hinsichtlich des Faktors "Q" bewiesen.

Es ist festzustellen, dass mit dem „PosMess“ die Messung der Bewegungsqualität sehr gut festgestellt werden kann und die Interpretation der qualitativen und quantitativen Daten des Faktors "Q" gut möglich ist. Der Einsatz in der klinischen Praxis ist problemlos und verspricht sehr gute Erfolge bei der Bewegungsanalyse vor, während und nach der Therapie von kranken Menschen, wie z.B. Hemiparetikern. Weitere Untersuchungen sind wünschenswert, um die vorliegenden Forschungsergebnisse zu erweitern und zu bestätigen.

## 8 Literatur

- ALEXANDER, R.M. [Hrsg.]: *Mechanics of Animal Locomotion*, Bd. 11. Berlin/Heidelberg 1992
- ASHFORD, S./ DE SOUZA, L.: A Comparison of the Timing of Muscle Activity during Sitting Down Compared to Standing up. In: *Physiotherapy Research International* 5 (2000) 2: 111-128
- AYZIN ROSOKY, R.M./ WOLOSKER, N./ MURACO-NETTO, B./ PUECH-LEAO, P.: Ground Reaction Force Pattern in Limbs with Intermittent Claudication. In: *European Journal of Vascular & Endovascular Surgery* 20 (2000) 3: 254-259
- BAER, D.G./ ASHBURN, A.M.: Trunk Movements in Older Subjects during Sit-to-Stand. In: *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 76 (1995) 9: 844-849
- BAHRAMI, F./ RIENER, R./ JABEDAR-MARALANI, P./ SCHMIDT, G.: Biomechanical Analysis of Sit-of-Stand Transfer in Healthy and Paraplegic Subjects. In: *Clinical Biomechanics* 15 (2000) 2: 123-133
- BAJD, T./ KRALJ, A./ TURK, R.: Standing-up of a Healthy Subject and a Paraplegic Patient. In: *Journal of Biomechanics* 15 (1982) 1: 1-10
- BARTH, A.: Nicht traumatische intrazerebrale Blutungen: Klinik, Diagnostik, Behandlung und Prognose. In: *Schweizerische Ärztezeitung* 81 (2000) 28: 1565-1570
- BARTH, A.: Nicht traumatische intrazerebrale Blutungen: Epidemiologie, Pathophysiologie und Ursachen. In: *Schweizerische Ärztezeitung* 81 (2000) 27: 1521-1524
- BAUDER, H./ TAUB, E./ MILTNER, H.R.W.: *Behandlung motorischer Störungen nach Schlaganfall: die Taubsche Bewegungsinduktionstherapie*. Göttingen/ Bern/ Toronto/ Seattle 2001
- BAUMGARTNER, R.W.: Sekundärprävention nach ischämischem Schlaganfall. In: *Schweizerische Ärztezeitung* 81 (2000) 21: 1105-1115
- BEER, S.: Rehabilitation nach Hirnschlag. In: *Schweizerische Ärztezeitung* 81 (2000) 22: 1188-1192
- BENGEL, J./ KOCH, U. (Hrg.): *Grundlagen der Rehabilitationswissenschaften*. Berlin/Heidelberg 2000
- BERGER, W./ DIETZ, V./ HUFSCHEMIDT, A./ JUNG, R./ MAURITZ, K.-H./ SCHMIDTBLEICHER, D.: *Haltung und Bewegung beim Menschen: Physiologie, Pathophysiologie, Ganganwicklung und Sporttraining*. Berlin/ Heidelberg 1984
- BERME, N./ CAPPOZZO, A.: *Biomechanics of Human Movement: Applications in Rehabilitation, Sports and Ergonomics*. Worthington, OH 1990
- BETZ, U./ HOPT, C./ BODEM, F.: Vergleichende Untersuchung zu verschiedenen mittleren Sitzhaltungen - eine prospektive kontrollierte Studie. In: *Kankengymnastik* 50 (1998) 11: 1871-1882

- BEYER, E. [Hrsg.]: Wörterbuch der Sportwissenschaft. Schorndorf 1992
- BLICKHAN, R.: The Spring Mass Model for Running and Hopping. In: *Journal of Biomechanics* 22 (1989) 11-12: 1217-1227
- BLOOMFIELD, J./ ACKLAND, T.R./ ELLIOTT, B.C.: Applied Anatomy and Biomechanics in Sport. Melbourne/ Oxford/ London 1994
- BOBATH, B.: Hémiplégie de l'adulte: bilans et traitement. Paris 1976
- BOGOUSLAVSKY, J./ RUTISHAUSER, W./ MATTLE, H.: Hirnschlag - Kampagne der Schweizerischen Herzstiftung (SHS) und Zerebrovaskulären Arbeitsgruppe der Schweiz (ZAS): Editorial und praktische Ratschläge. In: *Schweizerische Ärztezeitung* 81 (2000) 13: 677-679
- BOHANNON, R.W./ ANDREWS, A.W.: Relationship between Impairments and Gait Performance after Stroke: a Summary of Relevant Research. In: *Gait & Posture* 7 (1995) 3: 236-240
- BOHANNON, W.R.: Gait Performance of Hemiparetic Stroke Patients: Selected Variables. In: *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 68 (1987) 11: 777-781
- BOISACQ-SCHIPPENS, N./ CROMMELINCK, M.: Neuro-psychophysiologie: 1. Fonctions sensori-motrices. 2. Aufl. Paris 1994
- BOOCK, B.G./ GARBUTT, G./ LINGE, K./ REILLY, T./ TROUP, G.D.J.: Changes in Stature Following Drop Jumping and Post-Exercise Gravity Inversion. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 22 (1990) 3: 385-390
- BORZELLI, G./ CAPPIZZO, A./ PAPA, E.: Inter- and Intra-individual Variability of Ground Reaction Forces during Sit-to-Stand with Principal Component Analysis. In: *Medical Engineering & Physics* 21 (1999) 4: 235-240
- BOUISSET, S./ MATON, B.: Muscles, posture et mouvement: Bases et applications de la méthode électromyographie. Paris 1995
- BOURQUE, M./ LEMELIN, J.: Maximiser les capacités des personnes hémiplégiques. In: *L'infimière du Québec*. Congrès 1995. 1996: 32
- BRANDSTATER, M.E./ DE BRUIN, H./ GOWLAND, C./ CLARK, B.M.: Hemiplegic Gait: Analysis of Temporal Variables. In: *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 64 (1983) 12: 583-587
- BURDETT, R.G./ HABASEVICH, R./ PISCIOTTA, J./ SIMON, R.S.: Biomechanical Comparison of Rising from Two Types of Chairs. In: *Physical Therapy* 65 (1985) 8: 1177-1183
- CARR, J.H./ GENTILE, A.M.: The Effect of Arm Movement on the Biomechanics of Standing up. In: *Human Movement Science* (1994) 13: 175-193
- CATZ, A./ RON, S./ SOLZI, P./ KORCZYN, D.A.: The Vestibulo-Ocular Reflex and Dysequilibrium after Hemispheric Stroke. In: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 73 (1994) 1: 36-39

- CAVAGNA, G.A./ HEGLUND, C.N./ TAYLOR, C.R.: Mechanical Work in Terrestrial Locomotion: Two Basic Mechanisms for Minimizing Energy Expenditure. In: *American Journal of Physiology* 233 (1977) 5: R243-R261
- CAVAGNA, G.A./ THYS, H./ ZAMBONI, A.: The Sources of External Work in Level Walking and Running. In: *Journal of Physiology* 262 (1976) 3: 639-657
- CORNWALL, M.W./ MCPOIL, T.G.: Velocity of the Center of Pressure during Walking. In: *Journal of the American Podiatric Medical Association* 90 (2000) 7: 334-338
- CROSBIE, J./ HERBERT, R.D./ BRIDSON, T.J.: Intersegmental Dynamics of Standing from Sitting. In: *Clinical Biomechanics* 12 (1997) 4: 227-235
- DANIELS, L./ WORTHINGHAM, C.: Die Muskelbilanz I. Technik der klinischen Prüfung. 1990
- DARDIER, E.: Der Schlaganfall-Patient: frühe physiotherapeutische Maßnahmen. Stuttgart 1987
- DAVIES, P.M.: Hemiplegie. Die umfassende Behandlung von Patienten mit Hemiplegie. 2. Aufl. Berlin/ Heidelberg 2002
- DAVIS, D.A.: Foot Trajectory in Human Gait: A Precise and Multifactorial Motor Control Task. In: *Physical Therapy* 72 (1992) 1: 45, 55-56, 66
- DE QUERVAIN, I.A./ SIMON, S.R./ LEURGANS, S./ PEASE, W.S./ MCALLISTER, D.: (1996). Gait Pattern in the Early Recovery Period after Stroke. In: *The Journal of Bone & Joint Surgery* 78A (1996) 10: 1506-1514
- DEMEURISSE, G./ DEMOL, O./ ROBAYE, E.: Le bilan moteur dans l'hémiplégie vasculaire. In: *Bruxelles - Médical* 59 (1979) 2: 87-94
- DEMEURISSE, G./ DEMOL, O./ ROBAYE, E.: Le bilan fonctionnel dans l'hémiplégie vasculaire. In: *Bruxelles - Médical* 59 (1979) 2: 95-100
- DEMOL, O./ DEMEURISSE, G./ LEMAIRE, P./ PATTE, M.: La réhabilitation de l'hémiplégique. In: *Bruxelles - Médical* 56 (1976) 4: 133-141
- DETREMBLEUR, C./ RENDRES, A./ WILLEMART, T./ VAN DEN HECKE, A.: Usefulness of Gait Analysis Combined with Motor Point Block in a Stroke Patient. In: *Acta Neurologica Belgica* 100 (2000) 2:107-110
- DETREMBLEUR, C./ VAN DEN HECKE, A./ DIERICK, F.: Motion of the Body Centre of Gravity as a Summary Indicator of the Mechanics of Human Pathological Gait. In: *Gait & Posture* 12 (2000) 3: 243-250
- DETTMANN, M.A./ LINDER, M.T./ SEPIC, S.B.: Relationships among Walking Performance, Postural Stability, and Functional Assessments of the Hemiplegic Patient. In: *American Journal of Physical Medicine* 66 (1987) 2: 77-90
- DICKSTEIN, R./ DVIR, Z.: Quantitative Evaluation of Stance Balance Performance in the Clinic Using a Novel Measurement Device. In: *Physiotherapy Canada* 45 (1993) 2: 102-108



- DICKSTEIN, R./ NISSAN, M./ PILLAR, T./ SCHEER, D.: Foot-Ground Pressure Pattern of Standing Hemiplegic Patients: Major Characteristics and Patterns of Improvement. In: *Physical Therapy* 64 (1984) 1: 19-23
- DONALSON, N./ YU, C.: A Strategy Used by Paraplegics to Stand Up Using FES. In: *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 6 (1998) 2: 162-167
- DRANSFELD VON, K./ KIENLE, P./ VONACH, H.: Physik I: Newtonsche und relativistische Mechanik. 3. Aufl. München 1981
- DUMOULIN, J./DE BISSCHOP, G./ PETIT, B./ RIJM, CH.: Kinésiologie et Biomécanique. Paris 1991
- DUNCAN, W.P./ BADKE, B.M.: Stroke Rehabilitation. The Recovery of Motor Control. Chicago, IL 1987
- ENGARDT, M./ OLSSON, E.: Body Weight - Bearing while Rising and Sitting Down In Patients with Stroke. In: *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 24 (1992) 2: 67-74
- FAILLIE, X.: Les accidents vasculaires cérébraux à la phase intermédiaire. In: *Soins* (1988) 517: 26-30
- FEIGIN, L./ SHARON, B./ CZACZKES, B./ ROSIN, J.A.: Sitting Equilibrium 2 Weeks after a Stroke Can Predict the Walking Ability after 6 Months. In: *Gerontology* 42 (1996) 6: 348-353
- FELDER, H./ DEUBEL, G./ MERKEL, M.: Ambulante Rehabilitation: Physiotherapie, Physikalische Therapie, Medizinische Trainingstherapie. Stuttgart/ New York 1998
- FEMERY, V./ MORETTO, P./ RENAUT, H./ THEVENON, A.: Spasticité et distribution des pressions plantaires chez des enfants atteints d'hémiplégie cérébrale infantile. In: *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 44 (2001) 1: 26-34
- FOULSTON, J.: Biomechanical Analysis of Foot Structure and Function. In: *Baillière's Clinical Rheumatology* 1 (1987) 2: 241-260
- FRANCAUX, M./ MARIQUE, TH.: Biométrie humaine et sportive. Notes de cours, I.E.P.R., U.C.L. Louvain-La-Neuve, Belgien 1999
- FRONTERA, W.R./ DAWSON, D.M./ SLOVIK, D.M.: Exercise in Rehabilitation Medicine. Champaign, IL 1999
- FUGL-MEYER, A.R./ JÄÄSKÖ, L./ LEYMAN, I./ OLSSON, S./ STEGLIND, S.: The Post-Stroke Hemiplegic Patient. 1. A Method for Evaluation of Physical Performance. In: *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 7 (1975) 1: 13-31
- GEHLSSEN, M.G./ WHALEY, H.M.: Falls in the Elderly: Part I, Gait. In: *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 71 (1990) 10: 735-738
- GEIGER, A.R./ ALLEN, B.J./ O'KEEFE, J./ HICKS, R.R.: Balance and Mobility Following Stroke: Effects of Physical Therapy Interventions with and without Biofeedback/Forceplate Training. In: *Physical Therapy* 81 (2001) 4: 995-1005

- GLASER, R.: Grundriß der Biomechanik. 2. Aufl. Berlin 1989
- HAILEY, D./ TOMIE, J.-A.: An Assessment of Gait Analysis in the Rehabilitation of Children with Walking Difficulties. In: *Disability and Rehabilitation* 22 (2000) 6: 275-280
- HANKE, T.A./ PAI, Y.C./ ROGERS, W.M.: Reliability of Measurements of Body Center-of-Mass Momentum during Sit-to-Stand in Healty Adults. In: *Physical Therapy* 75 (1995) 2: 105-118
- HARTMANN, A./ HEISS, W.-D. [Hrsg.]: Der Schlaganfall: Pathogenese, Klinik, Diagnostik und Therapie akuter zerebrovaskulärer Erkrankungen. Darmstadt 2001
- HÄUSSLER, B./ DIENER, H.-CH.: Risikofaktoren des Schlaganfalls. In: MÄURER, H.-CH./ DIENER, H.-CH. (Hrsg.): Der Schlaganfall. Stuttgart/ New York 1996: 26-34
- HELD, J.P.: Rééducation motrice de l'hémiplégique vu tardivement. In: *Revue du praticien* 34 (1984) 3: 93-95
- HESSE, S./ REITER, F./ JAHNKE, M./ DAWSON, M./ SARKODIE-GYAN, T./ MAURITZ, K. H.: Asymmetry of Gait Initiation in Hemiparetic Stroke Subjects. In: *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 78 (1997) 7: 719-724
- HOLT, K.G./ RATCLIFFE, R./ JENG, S.-F.: Head Stability in Walking in Children with Cerebral Palsy and in Children and Adults without Neurological Impairment. In: *Physical Therapy* 79 (1999) 12: 1153-1162
- HOPPENFELD, S./ HUTTON, R.: Examen clinique des membres et du rachis. Paris 1990
- IIDA, H./ YAMAMURO, T.: Kinetic Analysis of the Center of Gravity of the Human Body Normal and Pathological Gaits. In: *Journal of Biomechanics* 20 (1987) 10: 987-995
- JENG, S.-F./ SCHENKMAN, M./ O'RILEY, P./ LIN, S.-J.: Reliability of a Clinical Kinematic Assessment of the Sit-of-Stand Movement. In: *Physical Therapy* 70 (1990) 8: 511-520
- JOHNSTONE VON, M.: Der Schlaganfall-Patient: Grundlagen der Rehabilitation für Krankengymnasten, Pflegepersonal, Beschäftigungs- und Sprachtherapeuten. 2. Aufl. Stuttgart/ Jena/ New York 1992
- JOHNSTONE, M./ LIEBENSTUND, I.: Therapie der vaskulären Hemiplegie: Untersuchung und Behandlung in der neurologischen Physiotherapie. München/ Heidelberg 2000
- KAHLE, W.: Taschenatlas der Anatomie. Band 3: Nervensystem und Sinnesorgane. 7. Aufl. Stuttgart 2001
- KAHLE, W./ LEONHARDT, H./ PLATZER, W.: Taschenatlas der Anatomie für Studium und Praxis: Band 1: Bewegungsapparat. Stuttgart 1984
- KARLSSON, A./ FRYKBERG, G.: Correlations between Force Plate Measures for Assessment of Balance. In: *Clinical Biomechanics* 15 (2000) 5: 365-369

- KAWAGOE, S./ TAJIMA, N./ CHOSA, E.: Biomechanical Analysis of Effects of Foot Placement with Varying Chair Height on the Motion of Standing Up. In: *Journal of Orthopaedic Science* 5 (2000) 2: 124-33
- KEENAN, A.M./ PERRY, J./ JORDAN, C.: Factors Affecting Balance and Ambulation Following Stroke. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1984) 182: 165-171
- KELSO, J. A.: Dynamic Patterns - The Self-Organisation of Brain and Behavior. Cambridge, MA 1995
- KERRIGNA, D.C./ FRATES, E.P./ ROGAN, S./ RILEY, P.O.: Spastic Paretic Stiff-Legged Gait: Biomechanics of the Unaffected Limb. In: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 78 (1999) 4: 354-360
- KIRKER, S.G./ JENNER, J.R./ SIMPSON, D.S./ WING, A.M.: Changing Patterns of Postural Hip Muscle Activity during Recovery from Stroke. In: *Clinical Rehabilitation* 14 (2000) 6: 618-626
- KLINKE, R./ SILBERNAGL, S.: Lehrbuch der Physiologie. Stuttgart 2001
- KNORR, R.: Zur Klinik von intrazerebraler Blutung und Hirninfarkt. Dissertation, Medizinische Fakultät, Friedrich-Alexander Universität. Erlangen-Nürnberg 1986: 54
- KRALJ, A./ JAEGER, J.R./ MUNIH, M.: Analysis of Standing up and Sitting down in Humans: Definitions and Normative Data Presentation. In: *Journal of Biomechanics* 23 (1990) 11: 1123-1138
- KRÄMER, G.: Schlaganfall: was Sie jetzt wissen sollten. Stuttgart 1998
- KUHN, W.: Funktionelle Anatomie des menschlichen Bewegungsapparates. 3. Aufl. Schorndorf 1992
- LAMONTAGNE, A./ RICHARDS, C.L./ MALOUIN, F.: Coactivation during Gait as an Adaptive Behavior after Stroke. In: *Journal of Electromyography & Kinesiology* 10 (2000) 6: 407-415
- LEE, A.W./ DEMING, L./ SAHGAL, V.: Quantitative and Clinical Measures of Static Standing Balance in Hemiparetic and Normal Subjects. In: *Physical Therapy* 68 (1988) 6: 970-976
- LEE, L.W./ KERRIGAN, D.C./ DELLA CROCE, U.: Dynamic Implications of Hip Flexion Contractures. In: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 76 (1997) 6: 502-508
- LEE, M.Y./ WONG, M.K./ TANG, F.T./ CHENG, P.T./ CHIOU, W.K./ LIN, P.S.: New Quantitative and Qualitative Measures on Functional Mobility Prediction for Stroke Patients. In: *Journal of Medical Engineering & Technology* 22 (1998) 1: 14-24
- LEE, M.Y./ WONG, M.K./ TANG, F.T./ CHENG, P.T./ LIN, P.S.: Comparison of Balance Responses and Motor Patterns during Sit-to-Stand Task with Functional Mobility in Stroke Patients. In: *American Journal of Physical Medicine &*

- Rehabilitation* 76 (1997) 5: 401-410
- LEE, Y.M./ WONG, M.K./ TANG, F.T.: Clinical Evaluation of a New Biofeedback Standing Balance Training Device. In: *Journal of Medical Engineering & Technology* 20 (1996) 2: 60-66
- LEHMANN, J.F./ CONDON, S.M./ PRICE, R./ DE LATEUR, B.J.: Gait Abnormalities in Hemiplegia: Their Correction by Ankle-Foot Orthoses. In: *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 68 (1987) 11: 763-771
- LEUCHTE, S.: Studienmaterialien zur Biomechanik Bd. II: Funktionelle Anpassung und Konstruktionsprinzipien des Stütz- und Bewegungsapparates des Menschen. Institut für Sportwissenschaft, Martin-Luther-Universität. Halle-Wittenberg 1999
- LEUCHTE, S./ BERNSTEIN, G.: Studienmaterialien zur Biomechanik. Bd. I: Mechanische Grundlagen der Bewegungsanalyse. Institut für Sportwissenschaft, Martin-Luther-Universität. Halle-Wittenberg 1998
- LOOSCH, E./ TAMME, M.: Motorik - Struktur und Funktion: 4. Symposium der dvs - Sektion Sportmotorik vom 25. - 27.1. 1996 in Erfurt. Hamburg 1997
- LUTZENBERGER, C.: Dynamik des menschlichen Ganges. Dissertation, Fakultät für Maschinenwesen der Technischen Universität. München 2001
- LYRER, P.A.: Epidemiologie des Hirnschlages. In: *Schweizerische Ärztezeitung* 81 (2000) 16: 835-840
- LYRER, P.A.: Risikofaktoren und Prävention eines ersten Hirnschlages: Kardiovaskuläre Erkrankungen. In: *Schweizerische Ärztezeitung* 81 (2000) 18: 927-933
- LYRER, P.A.: Risikofaktoren und Prävention eines ersten Hirnschlages: Lebensgewohnheiten und Stoffwechselstörungen. In: *Schweizerische Ärztezeitung* 81 (2000) 17: 880-885
- MABEL, E.T.: Der Körper denkt mit: Anatomie als Ausdruck dynamischer Kräfte. Bern 2001
- MAEDA, A./ YUASA, T./ NAKAMURA, K./ HIGUCHI, S./ MOTOHASHI, Y.: Physical Performance Tests after Stroke: Reliability and Validity. In: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 79 (2000) 6: 519-525
- MAIER, K.D./ GLAUCHE, V./ BECKSTEIN, C./ BLICKHAN, R.: Controlling Fast Spring-Legged Locomotion Artificial Neural Networks. In: *Soft Computing* (2000) 4: 157-164
- MARGARIA, R.: Biomechanics and Energetics of Muscular Exercise. Oxford 1976
- MARIEB, N.E.: Anatomie et Physiologie Humaine. 2. Aufl. De Boeck-Universität. Canada/ Belgique 1993
- MASUR, H.: Skalen und Scores in der Neurologie. Quantifizierung neurologischer Defizite in Forschung und Praxis. 2. Aufl. Stuttgart/ New York 2000
- MATTLE, H.: Der akute Hirnschlag. In: *Schweizerische Ärztezeitung* 81 (2000) 13: 680-

- MATTLE, H.: Praktisches Vorgehen beim akuten Hirninfarkt: Therapie. In: *Schweizerische Ärztezeitung* 81 (2000) 15: 784-788
- MÄURER, H.-CH./ DELCKER, A. [Hrsg.]: Der Schlaganfall: praxisbezogene, aktive Konzepte für Prävention, Diagnostik, Akutbehandlung und Rehabilitation. Stuttgart/ New York 1996
- MCGINNIS, P.: Biomechanics of Sport and Exercise. Champaign, IL 1999
- MELLET, E./ PETIT, L./ MAZOYER, B./ DENIS, M./ TZOURIO, N.: Reopening the Mental Imagery Debate: Lessons from Functional Anatomy. In: *Neuroimage* 8 (1998) 2: 129-139
- MILLIKAN, C.H./ MCDOWELL, F./ EASTON, J.D.: Stroke. Philadelphia 1987
- MORECKI, A./ ODERFELD, J./ ZIELINSKA, T./ WEISS, M./ KIWERSKI, J./ PASNICZEK, R./ JAWOREK, K.: Three Methods for Investigating, Assessing and Supporting the Normal and Pathological Gait and Manipulation Activity. In: *Frontiers of Medical & Biological Engineering* 10 (2000) 3: 199-212
- MOUREY, F./ GRISHIN, A./ ATHIS, P./ POZZO, T./ STAPLEY, P.: Standing Up from a Chair as a Dynamic Equilibrium Task: A Comparison Between Young and Elderly Subjects. In: *Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences & Medical Sciences* 55 (2000) 9: B425-B431.
- MUELLER, J.M./ SINACORE, D.R./ HOOGSTRATE, S./ DALY, L.: Hip and Ankle Walking Strategies: Effect on Peak Plantar Pressures and Implications for Neuropathic Ulceration. In: *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 75 (1994) 11: 1196-1200
- NADEAU, S./ ARSENAULT, A.B./ GRAVEL, D./ BOURBONNAIS, D.: Analysis of the Clinical Factors Determining Natural and Maximal Gait Speeds in Adults with a Stroke. In: *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 78 (1999) 2: 123-130
- NADEAU, S./ GRAVEL, D./ ARSENAULT, A.B./ BOURBONNAIS, D.: Plantarflexor Weakness as a Limiting Factor of Gait Speed in Stroke Subjects and Compensating Role of Hip Flexors. In: *Clinical Biomechanics* 14 (1999) 2: 125-135
- NAVEZ, CH.: Méthode des tests et statistiques, notes de cours, I.E.P.R., U.C.L. Louvain-La-Neuve, Belgien 1993/94
- NEUNDÖRFER, B.: Die Parkinsonsche Krankheit: ein Lehrbuch für Patienten und ihre Angehörigen. 2. Aufl. Stuttgart 1987
- NUZIK, S./ LAMB, R./ VANSANT, A./ HIRT, S.: Sit-to-Stand Movement Pattern: A Kinematic Study. In: *Physical Therapy* 66 (1986) 11: 1708-1713
- OGGERO, E./ PAGNACCO, G./ MORR, D.R./ SIMON, S.R./ BERME, N.: Probability of Valid Gait Data Acquisition Using Currently Available Force Plates. In: *Biomedical Science Instrumentation*, 34 (1997): 392-397

- OLNEY, S.J./ GRIFFIN, M.P./ MC BRIDE, I.D.: (1998). Multivariate Examination of Data from Gait Analysis of Persons with Stroke. In: *Physical Therapy* 78 (1998) 8: 814-828
- OLNEY, S.J./ GRIFFIN, M.P./ MC BRIDE, I.D.: Temporal, Kinematic, and Kinetic Variables Related to Gait Speed in Subjects with Hemiplegia: A Regression Approach. In: *Physical Therapy* 74 (1994) 9: 872-885
- OLNEY, S.J./ GRIFFIN, M.P./ MONGA, T.N./ MCBRIDE, I.D.: Work and Power in Gait of Stroke Patients. In: *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 72 (1991) 5: 309-314
- OLNEY, S.J./ RICHARDS, C.: Hemiparetic Gait Following Stroke. Part. I: Characteristics. In: *Gait & Posture* 8 (1996) 4: 136-148
- PAETH ROHLFS, B.: Erfahrungen mit dem Bobath-Konzept. Grundlagen - Behandlung - Fallbeispiele. Stuttgart/ New York 1999
- PAGELS, B.: Sport in der ambulanten Rehabilitation am Wohnort von Patienten mit Totalendoprothese des Hüftgelenks. Aus dem Institut für Rehabilitation und Behindertensport der Deutschen Sporthochschule. Dissertation. Köln 1988
- PAI, Y.C./ LEE, A.W.: Effect of a Terminal Constraint on Control of Balance during Sit-to-Stand. In: *Journal of Motor Behavior* 26 (1994) 3: 247-256
- PAI, Y.C./ ROGERS, M.W.: Control of Body Mass Transfer as a Function of Speed of Ascent in Sit-to-Stand. In: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 22 (1990) 3: 378-384
- PAI, Y.C./ ROGERS, W.M./ HEDMAN, D.L./ HANKE, A.T.: Alterations in Weight-Transfer Capabilities in Adults with Hemiparesis. In: *Physical Therapy* 74 (1994) 7: 647-657
- PAPA, E./ CAPPOZO, A.: Sit-to-Stand Motor Strategies Investigated in Able-Bodied Young and Elderly Subjects. In: *Journal of Biomechanics* 33 (2000) 9: 1113-1122
- PELISSIER, J./ BRUN, V.: La marche humaine et sa pathologie: explorations et rééducation. Paris 1994
- PERRY, J.: Gait Analysis. Normal and Pathological Function. Thorofare 1992
- PLAS, F./ HAGRON, E.: Kinésithérapie active: exercices thérapeutiques. Paris 1979
- PLAS, F./ VIEL, E./ BLANC, Y.: La marche humaine: Kinésiologie dynamique, biomécanique et pathomécanique. Paris 1979
- PRATT, D.J.: A Critical Review of the Literature on Foot Orthoses. In: *Journal of the American Podiatric Medical Association* 90 (2000) 7: 339-341
- PRIETO, T.E./ MYKLEBUST, J.B./ MYKLEBUST, B.M.: Characterisation and Modeling of Postural Steadiness in the Elderly: A Review. In: *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 1 (1993): 26-34
- PRINCE, F./ CORRIVEAU, H./ HEBERT, R./ WINTER, D.A.: Gait in the Elderly: Review

- Article. In: *Gait & Posture* 9 (1997) 5: 128-135
- RAIBERT, M.H.: Legged Robots that Balance. Cambridge, MA 1985
- RAZEGHI, M./ BATT, M.E.: Biomechanical Analysis of the Effect of Orthotic Shoe Inserts: A Review of the Literature. In: *Sports Medicine* 29 (2000) 6: 425-438
- REDMOND, A./ LUMB, P.S.B./ LANDORF, K.: Effect of Cast and Noncast Foot Orthoses on Plantar Pressure and Force during Normal Gait. In: *Journal of the American Podiatric Medical Association* 90 (2000) 9: 441-449
- RILEY, O.P./ SCHENKMAN, L.M./ MANN, R.W./ HODGE, A.W.: Mechanics of a Constrained Chair-Rise. In: *Journal of Biomechanics* 24 (1991) 1: 77-85
- ROBERTS, P.D./ MCCOLLUM, G.: Dynamics of the Sit-to-Stand Movement. In: *Biological Cybernetics* 74 (1996) 2: 147-157
- ROBSON, P.: Prewalking Locomotor Movements and their Use in Predicting Standing and Walking. In: *Child: Care, Health and Development*, 10 (1984) 5: 317-330
- RODOSKY, M.W./ ANDRIACCHI, T.P./ ANDERSSON, G.B.: The Influence of Chair Height on Lower Limb Mechanics during Rising. In: *Journal of Orthopaedic Research* 7 (1989) 2: 266-271
- ROEBROECK, M.E./ DOORENBOSCH, C.A./ HARLAAR, J./ JACOBS, R./ LANKHORST, G.J.: Biomechanics and Muscular Activity during Sit-to-Stand Transfer. In: *Clinical Biomechanics* (1994) 9: 235-244
- ROGERS, M.W./ HEDMAN, L.D./ PAI, Y.C.: Kinetic Analysis of Dynamic Transitions in Stance Support Accompanying Voluntary Leg Flexion Movements in Hemiparetic Adults. In: *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 74 (1993) 1: 19-25
- ROORDA, L.D./ ROEBROECK, M.E./ LANKHORST, G.J./ VAN TILBURG, T./ BOUTER, L.M.: Measuring Functional Limitations in Rising and Sitting Down: Development of a Questionnaire. In: *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 77 (1996) 7: 663-669
- SCHEID, W.: Lehrbuch der Neurologie. 5. Aufl. Stuttgart 1983
- SCHENKMAN, M./ BERGER, R.A./ RILEY, P.O./ MANN, R.W./ HODGE, W.A.: Whole-Body Movements during Rising to Standing from Sitting. In: *Physical Therapy* 70 (1990) 10: 638-648
- SCHENKMAN, M./ RILEY, P.O./ PIEPER, C.: Sit to Stand from Progressively Lower Seat Heights Alterations in Angular Velocity. In: *Clinical Biomechanics* 11 (1996) 3: 153-158
- SCHIEPPACH, J.: Was hält uns im Gleichgewicht? Physiologie und Psychologie. In: *Die moderne Welt des Wissens*, P.M.-Magazin (2001) 1: 72-78
- SCHIEBLER, T.H./ SCHMIDT, W.: Lehrbuch der gesamten Anatomie des Menschen. 4. Aufl. Berlin/ Heidelberg 1987
- SCHIRMER, M.: Der Schlaganfall. Erlangen 1982

- SCHMIDT, R.F./ THEWS, G.: Physiologie des Menschen. 27. Aufl. Berlin/ Heidelberg 1997
- SCHNIDER, A.: La neurorééducation: indications et méthodes. In: *Bulletin des Médecins Suisses* 81 (2000) 10: 509-510
- SCHOLDER, P.: Functional and Biomechanical Anatomy of the Foot. In: *Zeitschrift für Unfallmedizin und Berufskrankheiten* 63 (1970) 4: 258-280
- SCHULTZ, B.A./ ALEXANDER, B.N./ ASHTON-MILLER, J.A.: Biomechanical Analyses of Rising From A Chair. In: *Journal of Biomechanics* 25 (1992) 12: 1383-1391
- SCHWARTZ, M.H./ NOVACHEK, T.F./ TROST, J.: A Tool for Quantifying Hip Flexor Function during Gait. In: *Gait & Posture* 12 (2000) 2: 122-127
- SHEPHERD, R.B./ KOH, H.P.: Some Biomechanical Consequences of Varying Foot Placement in Sit-to-Stand in Young Women. In: *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 28 (1996) 2: 79-88
- SLICK, D.J./ SHERMANN, E.M./ INVERSION, G.L.: Diagnostic Criteria for Malingered Neurocognitive Dysfunction: Proposed Standards for Clinical Practice and Research. In: *Clinical Neuropsychologist* 13 (1999) 4: 545-561
- STEINKE, W./ HENNERICI, M.: Schlaganfall: Risiken mindern - Folgen lindern. 2. Aufl. Baierbrunn 1999
- STEVENS, J./ BOJSEN-MØLLER, F./ SOAMES, R.W.: The Influence of Initial Posture on the Sit-to-Stand Movement. In: *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology* 58 (1989) 7: 687-692
- STUBERG, W.A./ METCALF, W.K.: Reliability of Quantitative Muscle Testing in Healthy Children and in Children with Duchenne Muscular Dystrophy Using a Hand-Held Dynamometer. In: *Physical Therapy* 68 (1988) 6: 977-982
- STURBOIS, X.: Cours de Pathologie Générale. Louvain-La-Neuve, Belgien 1993
- TAYLOR, C.R.: Force Development during Sustained Locomotion: A Determinant of Gait, Speed and Metabolic Power. In: *Journal of Experimental Biology* 115 (1985): 253-262
- THEWS, G./ MUTSCHLER, E./ VAUPEL, P.: Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen. 5. Aufl. Stuttgart 1999
- TITTEL, K.: Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. 9. Aufl. Stuttgart 1981
- TYSON, S.F.: Hemiplegic Gait Symmetry and Walking Aids. In: *Physiotherapy Theory and Practice* (1994) 10: 153-159
- TYSON, S.F./ ASHBURN, A.: The Influence of Walking Aids on Hemiplegic Gait. In: *Physiotherapy Theory and Practice* (1994) 10: 77- 86
- UEBELHART, D./ HUTIN, D.: Aspects de la rééducation du patient hémiplégique. In: *Therapeutische Umschau* 45 (1988) 7: 484-489
- VANDER LINDEN D.W./ BRUNT, D./ MCCULLOCH, M.U.: Variant and Invariant



- Characteristics of the Sit-to-Stand Task in Healthy Elderly Adults. In: *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 75 (1994) 6: 653-660
- VAUGHAN, C.L./ DAVIS, B.L./ O'CONNOR, J.C.: Dynamics of Human Gait. Champaign, IL 1992
- VELTINK, P.H./ DONALDSON, N.: A Perspective on the Control of FES-Supported Standing. In: *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 6 (1998) 2: 109-112
- WADE, D.T.: Measurement in Neurological Rehabilitation. New York 1992
- WAGNER, H./ BLICKHAN, R.: Stabilizing Funktion of Skeletal Muscles: An Analytical Investigation. In *Journal of Theoretical Biology* 199 (1999) 2: 163-79
- WALL, J.C./ TURNBULL, G.I.: Gait Asymmetries in Residual Hemiplegia. In: *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 67 (1986) 8: 550-553
- WHEELER, J./ WOODWARD, C./ UCOVICH, R.L./ PERRY, J./ WALKER, J.M.: Rising from a Chair: Influence of Age and Chair Design. In: *Physical Therapy* 65 (1985) 1: 22-26
- WHITNEY, S.L./ HUDAK, M.T./ MARCHETTI, G.F.: The Dynamic Gait Index Relates to Self-Reported Fall History in Individuals with Vestibular Dysfunction. In: *Journal of Vestibular Research* 10 (2000) 2: 99-105
- WIEMEYER, J. [Hrsg.]: Der Gang des Menschen - multidisziplinär betrachtet. Schriftenreihe TU-Darmstadt 1998
- WILLEMS, P.A.: Biomécanique du mouvement. Notes de cours, Institut d'Éducation Physique et de Réadaptation, Université Catholique de Louvain. Louvain, Belgien 1997/98
- WILLEMS, P.A./ CAVAGNA, G.A./ HEGLUND, N.C.: External, Internal and Total Work in Human Locomotion. In: *Journal of Experimental Biology* 198 (1995) 2: 379-393
- WINTER, D.A.: A.B.C. of Balance during Standing and Walking. Waterloo, Ontario 1995
- WINTER, D.A.: Energy Generation and Absorption at the Ankle and Knee during Fast, Natural, and Slow Cadences. In: *Clinical Orthopaedics & Related Research* (1983) 175: 147-154
- WINTER, D.A.: Human Balance and Posture Control during Standing and Walking. In: *Gait & Posture* 7 (1995) 3: 193-214
- WOO, S.L.: The Importance of Biomechanics for the New Millennium. In: *Journal of Orthopaedic Science* 5 (2000) 2: 89-91
- YOSHIDA, K./ IWAKURA, H./ INOUE, F.: Motion Analysis in the Movements of Standing Up from and Sitting Down on a Chair: A Comparison of Normal and Hemiparetic Subjects and the Differences of Sex and Age among the Normals. In: *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 15 (1983) 3: 133-140
- YU, B./ HOLLY-CRICHLOW, N./ BRICHTA, P./ REEVES, G.R. /ZABLOTNY, C.M./

NAWOCZENSKI, D.A.: The Effects of the Lower Extremity Joint Motions on the Total Body Motion in Sit-to-Stand Movement. In: *Clinical Biomechanics* 15 (2000) 6: 449-455

## 9 Verzeichnis der Abbildungen und Tabellen

### Abbildungsverzeichnis

Abb. 1.1: Biomechanische Definition von Bewegung (nach WILLEMS 1997/98)	3
Abb. 2.1: Das menschliche Gehirn. a: Außenansicht und b: Schnittbild. 1 = Großhirn, 2 = Kleinhirn und 3 = Hirnstamm (STEINKE 1999, 19)	25
Abb. 2.2: Das menschliche Gehirn: a = Außenansicht und b = Schnittbild. Hier sind die verschiedenen Hirnlappen des Großhirns dargestellt: 1. Stirnlappen, 2. Scheitellappen, 3. Hinterlappen, 4. Schläfenlappen (STEINKE 1999, 21)	26
Abb. 2.3: Außenansicht des Gehirns: Darstellung der wichtigsten Funktionen des Großhirns (STEINKE 1999, 23)	27
Abb. 2.4: Die wichtigsten Funktionen des Großhirns, des Kleinhirns und des Hirnstamms im Schnittbild (STEINKE 1999, 23)	27
Abb. 2.5: Schematische Darstellung des Blutkreislaufs im menschlichen Körper (STEINKE 1999, 27)	28
Abb. 2.6: Das Arteriensystem des Gehirns. In der Mitte ist der „Kölner Ring“ (Circulus arteriosus) zu sehen (STEINKE 1999, 24)	30
Abb. 2.7: Ein Längsschnitt des Zentralnervensystems mit den wichtigsten Teilen (STEINKE 1999, 25)	31
Abb. 2.8: Bildung und Loslösung eines Blutgerinnsels aus Fetten und Kalksalzen (STEINKE 1999, 39)	32
Abb. 2.9: Hirninfarkt beim Verschluss einer größeren Hirnarterie (STEINKE 1999, 45)	38
Abb. 2.10: Schematische Darstellung von Hemiplegikern (STEINKE 1999, 185, 193)	54
Abb. 4.1: Diese Abbildung stellt die Schleife der Bewegung mit ihren zwei Bögen „a“ und „b“ dar, wie es oben in der Theorie beschrieben ist, das heißt von der sitzenden Stellung bis zu aufrechtem Stand, dann wieder sitzend.	66
Abb. 4.2: Ein Teil des Messstuhls mit Abdeckung	69
Abb. 4.3: Der Messstuhl ohne Abdeckung	72
Abb. 4.4: Der gesamte Messstuhl einschließlich des Computers sowie Sitzposition des Probanden und Versuchsleiter	73
Abb. 4.5: Beispiel der Bewegungsausführung ohne Helm und Abdeckung	75
Abb. 4.6: Aufbau des gesamten PosMess-Stuhles ohne Computer (Wissenschaftliche Werkstätten, Abt. Mechanik der Universität Konstanz, Bruno Erne)	78
Abb. 5.1: Zusammensetzung der Stichproben	83
Abb. 5.2: Einseitige Analyse von Q Mittel [%] nach der Zeit bei den Patienten	86
Abb. 5.3: Verbesserung von Q Mittel [%] nach der Zeit bei den Patienten	88
Abb. 5.4: Differenz Q Mittel [%] n - Q Mittel [%] v bei den Patienten	90
Abb. 5.5: Q Mittel Vergleich bei den Patienten vor und nach der Therapie	90
Abb. 5.6: Differenz V Mittel (m/s) n-V Mittel (m/s) v bei den Patienten	92
Abb. 5.7: Korrelation verschiedener Parameter	94

Abb. 5.8: Verbesserung Q Mittel nach Geschlecht	95
Abb. 5.9: Signifikanz der Verbesserungen aller Patienten nach Geschlecht	96
Abb. 5.10: Verteilungen der Verbesserung der Patienten	97
Abb. 5.11: Q Mittel von Patienten vor der Therapie im Vergleich mit Gesunden. Einseitige Analyse von Q Mittel [%] nach der Zeit	99
Abb. 5.12: Einseitige Analyse von Q Mittel [%] nach der Zeit bei den Gesunden und Patienten nach der Therapie	101
Abb. 6.1: Sitzende Position einer Patientin. Alter Maßstab der Lehnenposition	105
Abb. 6.2: Die zuerst angewandte Lehnenposition eines Patienten.	106
Abb. 6.3: Bodenbelag sowie Beginn der Aufstehbewegung	109
Abb. 6.4: Fußabstand bei einer Patientin vor der Abmessung	111

## **Tabellenverzeichnis**

Tab. 1.1: Kinematische Größen (nach FELDER 1998, 67)	17
Tab. 2.1: Einteilung von Lähmungen in Schweregrade (KRÄMER 1998, 128)	55
Tab. 2.2: Mögliche Krankheitszeichen bei Durchblutungsstörungen des Gehirns (KRÄMER 1998, 126)	57
Tab. 5.1: Mittelwerte und Standardabweichungen der Patienten vor der Therapie	86
Tab. 5.2: Statistische Änderungen der Werte bei den Patienten vor und nach der Therapie	89
Tab. 5.3: Veränderungen der wichtigen Parameter bei den Patienten	91
Tab. 5.4: Ergebnisse V Mittel bei den Patienten vor und nach der Therapie	93

## 10 Liste der Abkürzungen

$\alpha$	linke/rechte Asymmetrie des Kopfes
C	Konstante
g	Kontrollgruppe der gesunden Probanden
HDL	high-density lipoprotein
LDL	low-density lipoprotein
mg%	Milligramm pro hundert Milliliter
mmHg	Millimeter-Anstieg der Quecksilbersäule
N	Anzahl der Stichproben
n	Patient nach der Therapie
Q	Bewegungsqualität
TIA	transistorisch ischämische Attacke
v	Geschwindigkeit des Kopfes
„v“	Patient vor der Therapie

## **11 Anhang**

**A: Information über die 30 Versuchspersonen "Gesunde"**

<i>Nummer</i>	<i>Name</i>	<i>Vorname</i>	<i>Geschlecht</i>	<i>Beruf</i>	<i>Sportart</i>
1	A.	A. - M.	W	Sportstudentin	Verschiedene
2	A.	C.	M	Student	Radfahren
3	A.	D.	M	Sportlehrer	Handball, Tennis
4	B.		M	Sportstudent	Verschiedene
5	B.	M.	M	Sportstudent	Verschiedene
6	B.	A.	M	Sportstudent	Verschiedene
7	D.	D.	W	Studentin	Nicht bekannt
8	E.	C.	W	Sportstudentin	Verschiedene
9	F.	R.	M	Sportlehrer	Skifahren, Fußball
10	G.	S.	W	Sportstudentin	Verschiedene
11	H.	B.	W	Historikerin	Fitness, Tanz
12	H.	C.	M	Sportstudent	Verschiedene
13	H.	M.	M	Sportstudent	Verschiedene
14	J.	A.	M	Handwerker	keine
15	J. I.	P.	M	Student	Fußball
16	J.	G.	M	Student	Tennis
17	K.	A.	M	Physiotherapeut	Radfahren
18	L.	S.	W	Psychotherapeutin	keine
19	N.	A.	M	Handwerker	keine
20	N.	J.-B.	M	Informatiker	keine
21	R.	K.	W	Sportstudentin	Verschiedene
22	R.	H.	M	Professor	Tennis
23	R.	H.	M	Student	Radfahren
24	S.	K.	W	Sekretärin	Tanz
25	S.	U.	M	Handwerker	keine
26	S.	V.	M	Beamte	Karate
27	S.	N.	W	Assistentin	Nicht bekannt
28	S.	V.	M	Hotelangestellter	Radfahren
29	W.	J.	M	Sportstudent	Verschiedene
30	Z.	W.	M	Handwerker	keine



**B: Tabelle der Gesunden mit verschiedenen wichtigen Parametern**

<i>Stichgruppe (Zeit)</i>	<i>Nummer</i>	<i>Q Mittel [%]</i>	<i>V Mittel (m/s)</i>	<i><math>\alpha</math> Mittel (m)</i>	<i>Körpermasse (kg)</i>	<i>Körperhöhe (cm)</i>	<i>Geschlecht</i>
<b>g</b>	<b>1</b>	59.5	0.786	0.035	85	165	W
<b>g</b>	<b>2</b>	60.1	0.816	0.035	69.2	181.5	M
<b>g</b>	<b>3</b>	75.8	1.151	0.029	79.3	185	M
<b>g</b>	<b>4</b>	60.5	0.664	0.03	81.6	171	M
<b>g</b>	<b>5</b>	62.2	0.673	0.031	75.6	187	M
<b>g</b>	<b>6</b>	61.1	0.825	0.033	73	187.4	M
<b>g</b>	<b>7</b>	53.3	0.621	0.047	64	175	W
<b>g</b>	<b>8</b>	57.1	0.808	0.041	67.6	169.3	W
<b>g</b>	<b>9</b>	56.4	0.774	0.041	99.8	185.1	M
<b>g</b>	<b>10</b>	64.7	0.9	0.032	64	165	W
<b>g</b>	<b>11</b>	61.8	0.759	0.029	51.8	177.5	W
<b>g</b>	<b>12</b>	64.4	0.83	0.027	79.1	186	M
<b>g</b>	<b>13</b>	38.1	0.574	0.027	79.2	175	M
<b>g</b>	<b>14</b>	61.9	0.831	0.032	98	191	M
<b>g</b>	<b>15</b>	69.4	0.999	0.028	66	175.5	M

<i>Stichgruppe (Zeit)</i>	<i>Nummer</i>	<i>Q Mittel [%]</i>	<i>V Mittel (m/s)</i>	<i><math>\alpha</math> Mittel (m)</i>	<i>Körpermasse (kg)</i>	<i>Körperhöhe (cm)</i>	<i>Geschlecht</i>
<b>g</b>	<b>16</b>	75.1	1.112	0.064	73	177.8	M
<b>g</b>	<b>17</b>	65.7	0.933	0.036	76	164.4	M
<b>g</b>	<b>18</b>	61.6	0.714	0.028	56	162	W
<b>g</b>	<b>19</b>	69.5	1.126	0.058	82	183	M
<b>g</b>	<b>20</b>	55.2	0.695	0.087	70	169	M
<b>g</b>	<b>21</b>	68	0.997	0.035	67	170	W
<b>g</b>	<b>22</b>	61.4	0.637	0.03	82	175.8	M
<b>g</b>	<b>23</b>	63.1	1.02	0.041	71	192	M
<b>g</b>	<b>24</b>	53.7	0.595	0.043	65	173.3	W
<b>g</b>	<b>25</b>	51.9	0.671	0.049	63	182	M
<b>g</b>	<b>26</b>	60.8	0.787	0.033	88	182.3	M
<b>g</b>	<b>27</b>	54.7	0.773	0.045	54	168	W
<b>g</b>	<b>28</b>	60	0.723	0.035	78	188.5	M
<b>g</b>	<b>29</b>	56.2	0.67	0.04	73	177	M
<b>g</b>	<b>30</b>	55.6	0.616	0.045	73	187.5	M

Aufstehbewegung der gemessenen Gesunden mit dem "PosMess"-Gerät in den Klinken Schmieder in Allensbach.

**g** → Gesunde

Alle Gesunden wurden einmal getestet.

### C: Information über die 30 Patienten mit Diagnosen, Krankheitsfolgen und Beruf

<i>Nr.</i>	<i>Name</i>	<i>Vorname</i>	<i>Alter</i>	<i>Geschlecht</i>	<i>Diagnose</i>	<i>Folgen</i>	<i>Beruf</i>
1	B.	A.	62	M	Polytrauma, Frakturen des Schädels mit Hirnödem	Resthemiparese recht mit Restaphasie. (Posttraumatische Hemiparese rechts)	Bauingenieur
2	B.	C.	38	W	Ausgedehnter Arterioinfarkt links	Hemiparese rechts	Künstlerin
3	B.	G.	54	M	Linkshirnige ischämischer Insult. Arterielle Hypertonie, Hyperlipidämie	Beinbetonte Hemiparese rechts	Betriebswirt
4	B.	P. - M.	55	M	Cerebraler Mediainfarkt links. Arterielle Hypertonie	spastische Hemiparese rechts Armbetonte und Broca-Restaphasie	Ingenieur
5	C.	G.	41	M	Keine Angaben	Hemiparese links	Nicht bekannt
6	D.	I.	46	W	Ausschluß Encephalomyelitis disseminata	Muskeltonus und Trophik unauffällig, leichte Parese der oberen und unteren Extremität links	Altenpflegerin
7	D.	B.	55	W	Hirnfarkt im Bereich der A. Cerebri media rechts, Hypercholesterinämie, Nikotinabusus	Inkomplette Hemiparese links mit Hemineglect links, idiometrische Apraxie	Nicht bekannt
8	E.	W. - D.	51	M	Territorialinfarkt rechts, Aneurysma, Übergewicht, Vorhofseptumdefekt	Arm- und distal betonte spastische Hemiparese links	Ingenieur (Informatik)
9	E.	J.	58	M	Keine Angaben	Hemiparese links	Nicht bekannt
10	F.	H.	74	M	Multiple Mediateilinfarkte links, ACI-Stenose rechts, Hypercholesterinämie	Restaphasie Störungen, periphere Parese rechts	Schreiner
11	G.	J.	54	M	Keine Angaben	Hemiparese rechts	Nicht bekannt
12	H.	U.	59	W	Mediainfarkt links, Thrombus der linken ACI mit hochgradiger Bifurkationsstenose	rechtsseitige Hemiparese mit Aphasie	Industriekauffrau
13	H.	G.	52	M	Wegeunfall am 15.10.1999	Inkomplette Tetraparese rechts betont	Nicht bekannt
14	H.	A.	54	M	Status nach einer Stammganglienblutung links mit Ventrikelriss am 17.02.1996	Spastische Resthemiparese rechts, Status nach initialer Broca-Aphasie	Realschullehrer
15	K.	K.	57	M	Blutung im linken Stammganglienbereich, arterielle Hypertonie, Initiale Aphasie	Geringgradige rechtsseitige Hemiparese	Baustoffkaufmann

<i>Nr.</i>	<i>Name</i>	<i>Vorname</i>	<i>Alter</i>	<i>Geschlecht</i>	<i>Diagnose</i>	<i>Folgen</i>	<i>Beruf</i>
16	K.	M.	53	M	Rechtsseitiges subdurales Hämatom, Alkoholismus, Hirnödem	Halbseitige Parese rechts	Maschinenbau-Ingenieur
17	L.	S.	44	M	Schädel-Hirn-Trauma bei einem Verkehrsunfall, intracerebrale Blutung frontal links	Rechtshänder Plexusparese. Parese sämtlicher Muskelgruppen rechts, Aphasie	Nicht bekannt
18	L.	M. - S.	52	M	Ausgedehnter Mediainfarkt links bei Verschluss der A. carotis interna links	Plegie der rechten Körperhälfte mit Sprachstörung	Journalist
19	L.	M.	41	M	Guillain-Barré-Strohl-Syndrom	Schwierigkeiten beim Aufstehen und Koordinationsstörungen beim Gehen	Konstrukteur-Ingenieur
20	M.	C.	36	M	Mediainfarkt links bei ACI-Verschluss durch Dissektion	Hemiparese rechts mit Aphasie	Sozialpädagoge
21	M.	B.	44	M	Arterielle Hypertonie, epileptischer Anfall	Halbseitenparese links mit schwerer Beeinträchtigung der Tiefensensibilität	Schlosser
22	M.	R. - H.	49	W	Vasospastisch bedingter Hirninfarkt links, Nikotinabusus	Inkomplette Hemiparese rechts	Friseurin
23	O.	R.	50	M	Mediainfarkt rechts, Nikotinabusus Hypercholesterinämie, Alkoholkrankheit	Hemiparese links	Schlosser
24	O.	M.	42	M	Mediainfarkt links bei Carotidisdissektion, Hypertonie, epileptische Symptome	Aphasische Störungen, spastische Hemiparese rechts	Industriekaufmann
25	P.	V.	55	M	Mediainfarkt links	Hemiparese rechts	Rentner
26	R.	M. - Ae.	67	W	Kleinhirnininfarkt links, arterielle Hypertonie	Bewegungsunruhe rechts	Näherin
27	S.	G.	70	M	Ischämischer rechtshirniger Mediainfarkt	Hemiparese links	Ingenieur
28	S.	H.	67	M	arterieller Hypertonus, Ponsinfarkt links	spastische Hemiparese rechts	Finanzbuchhalter
29	S.	R.	60	M	cerebraler ischämischer Insult, Diabetes, Hypercholesterinämie	inkomplette linksseitige Hemiparese	Drucker
30	W.	M.	78	M	Mediainfarkt bei Mikro- und Makroangiopathie	Resthemiparese links	Rentner

**D: Patiententabelle mit Zeitabschnitt und verschiedenen wichtigen Parametern**

<i>Zeitabschnitt (Zeit)</i>	<i>Nummer</i>	<i>Q Mittel [%]</i>	<i>V Mittel (m/s)</i>	<i><math>\alpha</math> Mittel (m)</i>	<i>Körpermasse (kg)</i>	<i>Körperhöhe (cm)</i>	<i>Geschlecht</i>
<b>v</b>	<b>1</b>	35.7	0.5211	0.143	104	181	M
<b>n</b>	<b>1</b>	50.5	0.591	0.059	.	.	
<b>v</b>	<b>2</b>	44.8	0.61	0.062	69	179.4	W
<b>n</b>	<b>2</b>	45.8	0.652	0.058	.	.	
<b>v</b>	<b>3</b>	50.4	0.694	0.047	79	169.5	M
<b>n</b>	<b>3</b>	53.3	0.656	0.044	.	.	
<b>v</b>	<b>4</b>	31.5	0.464	0.123	71	179.4	M
<b>n</b>	<b>4</b>	35.3	0.508	0.116	.	.	
<b>v</b>	<b>5</b>	44.3	0.281	0.074	74.1	170.9	M
<b>n</b>	<b>5</b>	49.5	0.309	0.063	.	.	
<b>v</b>	<b>6</b>	51	0.441	0.054	90.9	169.2	W
<b>n</b>	<b>6</b>	54.2	0.295	0.06	.	.	
<b>v</b>	<b>7</b>	35.2	0.461	0.089	59	162.2	W
<b>n</b>	<b>7</b>	41.1	0.409	0.068	.	.	
<b>v</b>	<b>8</b>	40.5	0.524	0.085	109	192	M
<b>n</b>	<b>8</b>	42.6	0.61	0.075	.	.	
<b>v</b>	<b>9</b>	31.1	0.255	0.39	67	183.8	M
<b>n</b>	<b>9</b>	32.6	0.297	0.17	.	.	
<b>v</b>	<b>10</b>	65.6	0.415	0.032	63	173.5	M
<b>n</b>	<b>10</b>	67.3	0.39	0.033	.	.	

<i>Zeitabschnitt (Zeit)</i>	<i>Nummer</i>	<i>Q Mittel [%]</i>	<i>V Mittel (m/s)</i>	<i><math>\alpha</math> Mittel (m)</i>	<i>Körpermasse (kg)</i>	<i>Körperhöhe (cm)</i>	<i>Geschlecht</i>
<b>v</b>	<b>11</b>	46.9	0.573	0.055	69.5	163.2	M
<b>n</b>	<b>11</b>	57.8	0.542	0.035	.	.	
<b>v</b>	<b>12</b>	31.2	0.421	0.118	76	169	W
<b>n</b>	<b>12</b>	29.9	0.4	0.116	.	.	
<b>v</b>	<b>13</b>	54.6	0.451	0.059	102	177.2	M
<b>n</b>	<b>13</b>	45.9	0.571	0.11	.	.	
<b>v</b>	<b>14</b>	45.8	0.555	0.061	78	176	M
<b>n</b>	<b>14</b>	53.2	0.523	0.047	.	.	
<b>v</b>	<b>15</b>	36.9	0.51	0.087	84.5	179	M
<b>n</b>	<b>15</b>	53.2	0.597	0.047	.	.	
<b>v</b>	<b>16</b>	40.1	0.137	0.098	84	168.4	M
<b>n</b>	<b>16</b>	33.6	0.343	0.111	.	.	
<b>v</b>	<b>17</b>	35.9	0.369	0.243	83	182.7	M
<b>n</b>	<b>17</b>	57.3	0.434	0.049	.	.	
<b>v</b>	<b>18</b>	48	0.475	0.19	73	179.2	M
<b>n</b>	<b>18</b>	52	0.514	0.051	.	.	
<b>v</b>	<b>19</b>	62.9	0.991	0.04	93	186.3	M
<b>n</b>	<b>19</b>	70.2	0.979	0.021	.	.	
<b>v</b>	<b>20</b>	53.7	0.592	0.044	68.7	180.2	M
<b>n</b>	<b>20</b>	51.1	0.582	0.05	.	.	
<b>v</b>	<b>21</b>	37.6	0.443	0.099	82	170	M
<b>n</b>	<b>21</b>	38.8	0.442	0.099	.	.	

<b>Zeitabschnitt (Zeit)</b>	<b>Nummer</b>	<b><i>Q</i> Mittel [%]</b>	<b><i>V</i> Mittel (m/s)</b>	<b><math>\alpha</math> Mittel (m)</b>	<b>Körpermasse (kg)</b>	<b>Körperhöhe (cm)</b>	<b>Geschlecht</b>
<b>v</b>	<b>22</b>	32.6	0.336	0.079	47	166.5	M
<b>n</b>	<b>22</b>	40.3	0.4	0.069	.	.	
<b>v</b>	<b>23</b>	51.3	0.304	0.217	97	181.1	M
<b>n</b>	<b>23</b>	77.5	0.304	0.252	.	.	
<b>v</b>	<b>24</b>	49.1	0.529	0.058	97	194.2	M
<b>n</b>	<b>24</b>	49.6	0.469	0.123	.	.	
<b>v</b>	<b>25</b>	38.4	0.664	0.089	81	179.1	M
<b>n</b>	<b>25</b>	56.7	0.631	0.039	.	.	
<b>v</b>	<b>26</b>	43.3	0.379	0.074	87	173.3	W
<b>n</b>	<b>26</b>	47.8	0.437	0.148	.	.	
<b>v</b>	<b>27</b>	47	0.558	0.056	103	191.2	M
<b>n</b>	<b>27</b>	45	0.567	0.076			
<b>v</b>	<b>28</b>	31.4	0.487	0.106	85	184	M
<b>n</b>	<b>28</b>	29.6	0.444	0.12	.	.	
<b>v</b>	<b>29</b>	39.8	0.421	0.085	94	175.8	M
<b>n</b>	<b>29</b>	38	0.337	0.186	.	.	
<b>v</b>	<b>30</b>	38.8	0.378	0.08	74	168.1	M
<b>n</b>	<b>30</b>	44.9	0.384	0.065	.	.	

*v* → vor der Therapie und *n* → nach der Therapie.  
Alle Patienten wurden zweimal gemessen.