Die approbierte Originalversion dieser Diplom-/Masterarbeit ist an der Hauptbibliothek der Technischen Universität Wien aufgestellt (http://www.ub.tuwien.ac.at).

The approved original version of this diploma or master thesis is available at the main library of the Vienna University of Technology (http://www.ub.tuwien.ac.at/englweb/).

MEDIZINISCHE UNIVERSITÄT WIEN

TECHNISCHE UNIVERSITÄT WIEN
VIENNA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

DIPLOMARBEIT

BIOMECHANISCHE SCHLAGANALYSE IM KYOKUSHIN-KARATE

Ausgeführt am Institut

„ZENTRUM FÜR BIOMEDIZINISCHE TECHNIK & PHYSIK"
MEDIZINISCHE UNIVERSITÄT WIEN, AKH-4L
WÄHRINGER GÜRTEL 18-20

unter der Anleitung von

A.O.UNIV. PROF. DI. DR. WINFRIED MAYR

durch

MELANIE FRAUNSCHIEL BAKK.TECHN.
MATRIKELNUMMER: 0325232
1190 WIEN, OBKIRCHERGASSE 25/12

Wien, 20. Oktober 2008

Danksagung

Ich bedanke mich vor allem bei a.o.Univ. Prof. DI. Dr. Winfried Mayr und Ing. Ewald Unger, ohne die die Realisierung des Projektes nicht möglich gewesen wäre. Mein Dank gilt auch besonders DI (FH) Markus Eckelt, Laborant der Sportgerätetechnik am Technikum Wien, für seine Hilfe und Zeit die Bewegungsanalyse mittels Hochgeschwindigkeitskameras durchzuführen.

Bedanken möchte ich mich weiters bei meinen Eltern, die mir für mein Studium und mein Training einen finanziellen Rückhalt gegeben haben, und ohne deren Motivation und Toleranz ich nicht solche Fortschritte im Studium und im Kyokushin-Karate gemacht hätte.

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Diplom- bzw. Magisterarbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt bzw. die wörtlich oder sinngemäß entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Wien am

_____

Kurzfassung

Laut diversen Reportagen [vgl.: Stern, 2006] und Publikationen [vgl.: Pierce, 2006] [vgl.: Walilko, 2005] hat ein Kampfsportler eine Schlagkraft die von 500N bis 7000N reicht. Diese Kraft kann Blutgefäße zum Platzen, Gefäße zum Verengen und Organe zum Verkrampfen bringen. Normalerweise führt sie zu einem KO oder schwerwiegenden Verletzungen. In dieser Arbeit wird speziell auf die verschiedenen Verletzungsmöglichkeiten eingegangen, die durch eine Kraftübertragung in diesem Ausmaß entstehen können. Im Kampf kommt es selten zu der Möglichkeit einen Schlag dieser Wucht am Gegner anzubringen. Durch Ausweich und Blockmanöver wird ein Großteil der Schlagkraft abgelenkt, die restliche Kraft wird durch Fett- und Muskelgewebe aufgenommen. Durch langjähriges Training werden die Muskeln auf die harten Schläge vorbereitet und angepasst.

Kyokushin-Karate ist, vom Shotokan-Karate abstammend, eine der härtesten traditionellen Kampfsportarten. Leistungsorientierte Kämpfer des Kyokushin-Karate Stils trainieren Jahre lang ihre Muskeln, um eine größere Widerstandsfähigkeit gegen Schläge aufzubringen, da mit vollem Kontakt und beim Turnier bis zum KO gekämpft wird.

In dieser Arbeit dienen erfahrene Kyokushin-Karateka als Probanden für die Messung von physikalischen Wirkungskomponenten, die den Grad der Schlagwirkung bestimmen. Ziel dieser Untersuchung ist es, mit Hilfe moderner Sensortechnik, welche im Zuge der Diplomarbeit „Sensortechnik für Schlagmessungen im Kampfsport" [vgl.: Fraunschiel, 2008] entwickelt wurde, die Beschleunigung und die Kraft der Schläge zu messen. Schläge, die auf einem Boxsack ausgeführt werden, werden mit jenen verglichen, die auf ein im Boden verankertes Holzbrett (Makiwara) durchgeführt werden. Der Boxsack repräsentiert einen mit Fettgewebe behafteten Oberkörper, das Makiwara einen muskulösen Körper. Als Unterstützung für die Bewegungsanalyse dienen drei High-Speed Kameras, die die Bewegungen filmen und anhand der Daten nachfolgend verschiedene Berechnungen durchgeführt werden können. Diese Informationen werden herangezogen um die Effizienz der einzelnen Techniken untereinander zu vergleichen und bestehenden Messwerten gegenüber zu stellen.

Abstract

According to different reports [cf.: Stern, 2006] and papers [cf.: Pierce, 2006] [cf.: Walilko, 2005], a martial artist is able to punch with up to 7000N. This value describes a force, which is able to burst or constrict blood vessels and lets organs clench. Usually this force leads to a KO or a severe injury. This work presents different injury-possibilities. Usually the forces which are assigned to the opponent are smaller, because of evasion-maneuvers, which lead most of the punch-force away. The rest of the force doesn't matter because of the fighters' hard trained bodies. Kyokushin-Karate descends of Shotokan-Karate, the grandfather of Karate-stiles. It is a full contact sport in which the participants of a tournament try to knock the opponent out. In this work Kyokushin-Karateka are the test persons for the measurement of values which describe the physical effect. The aim of this work is to find out how hard they hit and how high the acceleration is, using sensor modules, which were developed in the course of the diploma thesis "Sensortechnik für Schlagmessungen im Kampfsport". [cf.: Fraunschiel, 2008] The outcomes are compared with values of the research. Finally, punches onto a soft object are compared with punches to hard objects. These objects represent a corpulent and a thin opponent. For assistance, a motion-analysis with three high-speed cameras was accomplished. On the basis of these data, the motion-analysis software consequently makes several useful calculations. These data are the basis for the comparison of the techniques' efficiency.

Vorwort

Kyokushin-Karate ist, vom Shotokan Karate abstammend, eine der härtesten traditionellen Kampfsportarten, die von Masutatsu Oyama gegründet wurde. Der Name Kyokushin ist japanisch und bedeutet „Weg der maximalen Wahrheit". Der große Unterschied zu anderen Karate-Stilen ist der, dass mit vollem Kontakt gekämpft wird. Die Teilnahme an nationalen und internationalen Turnieren, sowie langjähriges Training dieser Kampfsportart erweckten das Interesse einer wissenschaftlichen Betrachtung der Schlagwirkung. Die Lehrveranstaltung Bioelektrische Systeme löste die Idee aus, im Bereich Sportmedizin bzw. Medizintechnik eine Diplomarbeit zu schreiben. Aus diesen beiden Faktoren entfaltete sich die Motivation, eine Diplomarbeit über „Biomechanische Schlaganalyse im Kyokushin-Karate" zu schreiben.

Inhaltsverzeichnis

1 ZEICHENERKLÄRUNG 1

1.1 ABBILDUNGSVERZEICHNIS 1

1.2 TABELLENVERZEICHNIS 2

1.3 ABKÜRZUNGS- UND EINHEITS-VERZEICHNIS 3

2 EINLEITUNG 4

2.1 MOTIVATION 4

3 AUFGABENSTELLUNG 5

4 KONZEPT 6

5 KAMPFKUNST UND KAMPFSPORT 8

5.1 KYOKUSHIN-KARATE 9

5.1.1 GESCHICHTE 9

5.1.2 KUMITE 11

6 PHYSIOLOGIE 13

6.1 KONTROLLE VON BEWEGUNGEN 13

6.1.1 BAU UND FUNKTION DER NERVENZELLE 13

6.1.2 DAS GEHIRN 15

6.1.3 DAS RÜCKENMARK 15

6.1.4 STEUERUNG ZIELGERICHTETER BEWEGUNGEN 16

6.1.5 DER MOTOR MUSKEL 18

6.1.6 MUSKULÄRE KOORDINATION UND LEISTUNGSFÄHIGKEIT 25

6.1.7 KRAFTARTEN 26

6.1.8 METABOLISMUS 28

6.1.9 REGENERATION 30

6.2 PRIMÄRE TREFFERPUNKTE IM KYOKUSHIN-KARATE 31

6.2.1 KOPF UND HALS 32

6.2.2 ABDOMEN 36
6.2.3 OBERSCHENKEL 38
6.3 SEKUNDÄRE TREFFERPUNKTE 40
6.3.1 SCHULTERBEREICH 40
6.3.2 NERVEN 40
6.4 SELBST VERSCHULDETE VERLETZUNGEN 41
6.5 VERLETZUNGEN AN UNERLAUBTEN STELLEN 42
6.6 VERHÜTUNG VON VERLETZUNGEN 44
6.6.1 SCHUTZAUSRÜSTUNG 44

7 BEREITS VERÖFFENTLICHTE MESSWERTE 46

8 SCHLAGKRAFT UND BESCHLEUNIGUNGSMESSUNG 54

8.1 METHODEN UND ERGEBNISSE 54
8.1.1 BESCHLEUNIGUNGSMESSUNG 56
8.1.2 KRAFTMESSUNG 59
8.1.3 MOTION CAPTURING 62
8.1.4 MOTION CAPTURING MIT VICON SYSTEM 65
8.1.5 DATENERFASSUNG 70
8.1.6 ANALYSE VON KARATESCHLÄGEN ANHAND PHYSIKALISCHER ÜBERLEGUNGEN 72
8.1.7 SCHLAGTECHNIKVERGLEICH MIT HILFE DER VERSCHIEDENEN METHODEN 77
8.2 FAZIT 98
8.2.1 VERGLEICH DER DURCHGEFÜHRTEN SCHLÄGE 98
8.2.2 RÉSUMÉ DER VERLETZUNGSANALYSE 101
8.2.3 AUFGETRETENE PROBLEME 101

9 AUSBLICK 103

10 ANHANG 106

1 Zeichenerklärung

1.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Definition des Kyokushin-Karate Stils als Kampfkunst und Kampfsport 9
Abbildung 2: Motoneuron im Rückenmark 14
Abbildung 3: Steuerung von Bewegungen [vgl.: Lindner, 2002, S128] 17
Abbildung 4: Darstellung der Struktur des Skelettmuskels [Weineck, 1998, S34] 19
Abbildung 5: Hill'sche Kurve [Hill, 1938] 21
Abbildung 6: mechanisches Muskelmodell [Hill, 1938] 22
Abbildung 7: Muskeln des menschlichen Körpers (Ansicht von Vorne) [McCracken, 1999] 23
Abbildung 8: Oberschenkel von Vorne [McCracken, 1999, S. 117] 24
Abbildung 9: Oberschenkel von der Seite [McCracken, 1999, S. 117] 24
Abbildung 10: Kraftarten 26
Abbildung 11: Energiebereitstellung im Körper [Grosser, 1998, S 121] 29
Abbildung 12: Modell der Superkompensation [Zintl, 2001] 31
Abbildung 13: dreifache Auswirkung eines Schlages gegen die Stirn 34
Abbildung 14: Abdomen [McCracken, 1999, S. 189] 38
Abbildung 15: Schlagbereich der Knöchel an der Faust [McLatchie, 1986] 42
Abbildung 16: Aufbau des Kniegelenks [Keller-Stöckigt, 2008] 44
Abbildung 17: Mawashi-Geri Chudan (Halbkreisfußtritt zu den Rippen), computeranimiertes Bild von Fight Science [Stern, 2006] 47
Abbildung 18: dynamische Schlagkraftmessung im Boxkampf [Pierce, 2006] 48
Abbildung 19: Messaufbau [Nien, 2004] 51
Abbildung 20: Applikation für Schlagkraftmessung [Hashimoto, 2004] 52
Abbildung 21: Positionen der dreidimensionalen Gyro-Sensoren [Hashimoto, 2004] 52
Abbildung 22: Kalibrierungsaufbau [Fortin, 1993] 53
Abbildung 23: schematische Darstellung des Messplatzes 55
Abbildung 24: Boxsack 56
Abbildung 25: Makiwara (im Boden verankertes Holzbrett mit Hartgummiummantelung) 56
Abbildung 26: Beschleunigungsmodul 57
Abbildung 27: Innenleben des Beschleunigungssensors 58
Abbildung 28: Sensormodul am Handrücken 58
Abbildung 29: Sensormodul am Sprunggelenk 58
Abbildung 30: Kraftsensormodul 60
Abbildung 31: Messwerte am Boxsack 60
Abbildung 32: unbelasteter dritter Sensor (Gyaku-Tsuki) 61
Abbildung 33: belasteter dritter Sensor (Gyaku-Tsuki) 61
Abbildung 34: BASLER Hochgeschwindigkeitskamera 66
Abbildung 35: Kalibrierobjekt 66

Abbildung 36: Plug in gait Marker placement [vgl.: Vicon Manual, 2002] 67
Abbildung 37: Oberkörpermarker 69
Abbildung 38: Unterkörpermarker 69
Abbildung 39: AMTI Kraftmessplatte 70
Abbildung 40: Relation zwischen NiDAQ-Karte, Software und Hardware 71
Abbildung 41: DASYLab 9.0 Schaltplan zum Einlesen der Daten 72
Abbildung 42: DASYLab9.0 Schaltplan zum Ausgeben der Daten 72
Abbildung 43: Verkettung der physikalischen Größen [vgl.: Pfeiffer, 2006] 76
Abbildung 44: gerader Fauststoß 77
Abbildung 45: Gyaku-Tsuki 78
Abbildung 46: Signalwerte bei einem linken Gyaku-Tsuki auf den Boxsack 79
Abbildung 47: Signalwerte bei einem linken Gyaku-Tsuki auf das Makiwara 79
Abbildung 48: Darstellung der Bildsequenzen der High-Speed Kameras 81
Abbildung 49: Gyaku-Tate-Tsuki 85
Abbildung 50: rechter Tate-Tsuki auf Boxsack 86
Abbildung 51: rechter Tate-Tsuki auf Makiwara 86
Abbildung 52: geschwungener Faustschlag 88
Abbildung 53: Seiken-Mawashi-Tsuki 89
Abbildung 54: linker Seiken-Mawashi-Tsuki am Boxsack 89
Abbildung 55: rechter Seiken-Mawashi-Tsuki am Boxsack 89
Abbildung 56: Geschwindigkeitskurven des linken Seiken-Mawashi-Tsukis 91
Abbildung 57: Shita-Tsuki (seitliche Ansicht) 93
Abbildung 58: linker Shita-Tsukis 93
Abbildung 59: rechter Shita-Tsukis 93
Abbildung 60: Mawashi-Geri-Gedan (Lowkick) 94
Abbildung 61: Lowkick links 96
Abbildung 62: Lowkick rechts 96

1.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Reaktionszeiten bei einfacher Wahrnehmung [vgl.: Pfeiffer, 2006, S264] 17
Tabelle 2: Phasen der Leistungsfähigkeit [vgl.: Zintl, 2001] 31
Tabelle 3: Daten der Kraftmessung (rechte Armtechniken) 62
Tabelle 4: Daten der Kraftmessung (linke Armtechniken) 62
Tabelle 5: Mittelwerte der negativen Beschleunigung beim Gyaku-Tsuki 80
Tabelle 6: Mittelwerte der Schläge mit der linken Hand auf die KMP 83
Tabelle 7: Mittelwerte der Oi-Tsukis auf ein Target 83
Tabelle 8: Mittelwerte der negativen Beschleunigung des Tate-Tsuki 87
Tabelle 9: Daten des Motion-Capturing 87
Tabelle 10: Mittelwerte der negativen Beschleunigung des Seiken-Mawashi-Tsukis 90

Tabelle 11: Motion-Capturing Werte für den Seiken-Mawashi-Tsuki *91*
Tabelle 12: Mittelwerte der negativen Beschleunigung des Shita-Tsukis *94*
Tabelle 13: Mittelwerte und die Resultierende Summenbeschleunigung (Lowkick) *96*
Tabelle 14: Daten des Motion-Capturing *97*
Tabelle 15: Beschleunigungsvergleich der Techniken *98*
Tabelle 16: Energie und Impuls der Schläge *100*

1.3 Abkürzungs- und Einheits-Verzeichnis

Abkürzung	Erklärung	Einheit
a	Beschleunigung	g 1g=9,81m/s2
F	Kraft	Newton
g	Erdbeschleunigung	1g=9,81m/s^2
h	Höhe	[cm], [m]
lb	Pfund	1lb=37,32kg
m	Masse	[kg]
p	Druck	Pascal, Bar, Psi 1Bar = 10^5 Pascal = 14,514 psi
p	Impuls	Newton Sekunden [Ns] oder [kg m/s^2]
P	Muskelleistung	Watt [Nm/s]
t	Zeit	[s], [ms]
v	Geschwindigkeit	m/s

2 Einleitung

2.1 Motivation

Karate hat in Ostasien als Kunst der Selbstverteidigung und als Mittel der gesundheitlichen Prävention eine lange Tradition. Trotz dieser Jahrhunderte alten Tradition und der hohen Popularität des Kyokushin-Karate in Japan und Ost-Europäischen Ländern hat die Leistungsdiagnostik in diesem Kampfsport wenig Beachtung gefunden. Im europäischen Raum durchgeführte leistungsdiagnostische Tests, beschränken sich vor allem auf Breitensportarten. [vgl.: Kraft, 2005] Im Bereich der biomechanischen Technikanalyse im Kampfsport existieren einige wenige Publikationen über Boxsport [vgl.: Pierce, 2006] und Semi-Kontakt Karate [vgl.: Kraft, 2005]. Keiner der Verfasser geht jedoch näher auf den Vollkontakt-Kampfsport Kyokushin-Karate ein, obwohl gerade in diesem traditionellen Kampfsport die Stärke der Schläge eine Kampfunfähigkeit des Gegners initiiert.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich einerseits mit der Analyse von bereits existierenden Ansätzen von Messsystemen und andererseits mit selbst durchgeführten Messungen, um die physikalische Wirkungskomponente von Kampfsportlern zu analysieren. Diese beinhalten die Schlagkraft und die negative Beschleunigung, die einerseits der Körper eines Kyokushin-Karatekas befähigt ist auszuhalten, und andererseits durch perfektionierte Technik abgegeben werden kann.

Im Zuge der Diplomarbeit „Sensortechnik für Schlagmessungen im Kampfsport" wurde das notwendige Know-how für die vorliegende Arbeit geschaffen, indem verschiedene Sensormodule für die Messung der physikalischen Wirkungskomponenten von Kyokushin-Karatekas entwickelt wurden.

Erkenntnisse, die aus dieser Arbeit hervorgehen, können von Sportmedizinern aufgegriffen und für Vergleichswerte in leistungsdiagnostischen Tests oder Verletzungsanalysen verwendet werden. Außerdem sind die Ergebnisse als Vergleichswerte für alle Sportler im Bereich des Kampfsportes und vor allem dem Kyokushin-Karate von Interesse.

3 Aufgabenstellung

Auf Grund der geringen Popularität von leistungsdiagnostischen Tests im Kyokushin-Karate soll sich diese Arbeit im speziellen an Kämpfer dieses Karate-Stils richten.
Die Arbeit soll die markanten Eigenschaften dieses Karatestils darstellen, und veranschaulichen, warum man in das leistungsorientierte Training dieser Kampfsportart diagnostische Test einfließen lassen sollte. Nicht nur Unterschiede der sportlichen Betätigung, sondern auch inwieweit sich der Stoffwechsel und die muskuläre Koordination zu anderen Sportarten unterscheidet, soll erarbeitet werden.
Ein weiteres Ziel ist es auf Verletzungsrisiken aufmerksam zu machen, und die „Widerstandsfähigkeit" des Körpers durch Messdaten zu unterstreichen.
Es sollen physikalische Größen, die immanent für eine gute Schlagwirkung sind, erarbeitet, gemessen und im Folgenden mit Messwerten bereits existierender Ansätze aus Publikationen verglichen werden.
Dafür muss ein geeigneter Messplatz mit definierten Targets, die beleibte und dünne Kämpfer repräsentieren, herangezogen werden. Eine repräsentative physikalische Größe, welche die Absorption von Schlagwirkung gut darstellt, ist zu erarbeiten. Die Analysen sollen für verschiedene Schlagtechniken durchgeführt werden, um letztendlich einen Effizienzvergleich der Schläge darzulegen.

4 Konzept

Die Arbeit wird mit einer Gegenüberstellung von Kampfsport und Kampfkunst eingeleitet, welche als Ausgangsposition für die Definition des Kyokushin-Karate herangezogen wird. Im Zuge dessen wird ein geschichtlicher Überblick des Karatestils Kyokushin-Karate und seinen verwandten Stilen geboten. Für ein besseres Verständnis des Vollkontakt-Karate Sports, sind die Unterschiede und Ähnlichkeiten der Karatestile anhand der Kampfregeln dargestellt.

Um die Unterschiede der muskulären Koordination und Leistungsfähigkeit zu anderen Sportarten zu unterstreichen, wird der Körper des Kämpfers und im speziellen dessen Muskeln, physiologisch betrachtet. In diesem Zusammenhang wird auf den Metabolismus und die Leistungsfähigkeit der Kyokushin-Karateka eingegangen. Diesbezüglich werden Verletzungen der Kämpfer, die entweder fair oder unfair vom Gegner initiiert wurden bzw. selbst verschuldet sind, präsentiert.

Das Ziel der Arbeit ist es zum einen, einen umfassenden Überblick über existierende Studien der Schlagkraftmessung zu bieten und zum anderen die in der Praxis selbst durchgeführten Messungen mit den bereits bestehenden zu vergleichen. Es wird eine Reihe an leistungsdiagnostischen Versuchen dargelegt, die von Sportwissenschaftlern und Technikern durchgeführt wurden, um die physikalische Wirkungskomponente von Kampfsportlern zu analysieren. Mit Hilfe moderner Sensortechnik werden einige Faktoren der physikalischen Wirkungskomponente gemessen oder berechnet. Im Zuge der Diplomarbeit „Sensortechnik für Schlagmessungen im Kampfsport" [vgl.: Fraunschiel, 2008] wurde das notwendige Know-how für diese Arbeit geschaffen, indem verschiedenen Sensormodule für die Messung der physikalischen Wirkungskomponenten von Kyokushin-Karatekas entwickelt wurden. Zwei dieser Sensormodule werden für dieses Projekt weiter verwendet und für die Messungen herangezogen.

Die negative Beschleunigung, die beim Abbremsen der Faust entsteht, ist eine dieser Komponenten und kann zusätzlich für die Berechnung der Kraft herangezogen werden. Ein Beschleunigungsmodul misst die Beschleunigung in der longitudinalen, transversalen und sagittalen Ebene, wodurch eine Aussage über die am stärksten belastete Ebene, in der ein Schlag ausgeführt wird, gemacht werden kann.

Die Kraft eines Schlages ist für die Schlagwirkung eine immanente Größe, die gemessen bzw. mit Hilfe mathematischer Überlegungen berechnet wird. Das Modul für

die Kraftmessung wurde mit drei FSR[1]-Sensoren realisiert, die sich in einem Alu-Gehäuse auf einem Nierengürtel befinden.

Durch die zusätzliche Verwendung und Ableitung des anthropometrischen Körpermodells, wird die Schlagkraft in Abhängigkeit des Körpergewichts des Probanden aus der Beschleunigungsmessung errechnet. Die messbaren Größen, Kraft und Beschleunigung von Arm- und Beintechniken einiger Probanden aus dem Kyokushin-Karate, werden durch Schläge auf einen Boxsack und ein im Boden verankertes Holzbrett (Makiwara) ermittelt. Folglich kann eine Gegenüberstellung von Schlägen auf ein weiches und ein hartes Objekt gemacht werden, um die negative Beschleunigung darzulegen, die vom weichen Objekt in Verformung umgewandelt wird.

Eine Erweiterung des Messplatzes, bestehend aus Sensormodulen, wurde mit Hilfe von drei Hochgeschwindigkeitskameras vorgenommen. Sie sind die Hauptkomponente eines optischen Bewegungsmesssystems, das zur Aufnahme, Analyse und Kontrolle von Bewegungsabläufen dient. Über die von dem Kameraprogramm berechnete Beschleunigung, können Rückschlüsse über die Funktionsweise des Beschleunigungssensors gezogen werden. Die berechnete Geschwindigkeit und der Weg, den die Faust zurücklegt, können für weitere physikalische Größen, wie die Energie der Schläge verwendet werden.

Anhand dieser Information wird schlussendlich die Effizienz der einzelnen Techniken untereinander verglichen und bestehenden Messwerten gegenüber gestellt.

[1] Der Force Sensitive Resistor, ist ein veränderlicher Widerstand, der durch auf ihn aufgebrachten Druck mit einer Widerstandsänderung regiert

5 Kampfkunst und Kampfsport

Wie aus Abbildung 1 ersichtlich, ist Kyokushin-Karate eine Kampfkunst und ein Kampfsport. Auf Grund der geschichtlichen Tradition und den Selbstverteidigungs-Komponenten wird Kyokushin als Kampfkunst angesehen. Durch die Popularität dieser Kampfkunst entwickelte sie sich in den letzten Jahrzehnten zu einem Kampfsport.

Unter „Kampfkunst" werden alle Kämpfe, die ohne jede Regel und unmittelbar mit einem Gegner stattfinden. Der Kampf ist gefährlich und die Folgen für die eigene Gesundheit auch im Falle eines Sieges unabsehbar. Wer hier kämpft, der kämpft nicht aus wettkämpferischem Eifer, sondern weil die Umstände es nicht anders erlauben. Der Schüler muss soweit gebracht werden, dass er in einer Notwehrsituation moralische Hemmungen aufgibt um mit allen Mitteln einen möglicherweise lebensbedrohenden Angriff von sich oder anderen abzuwenden. (Schläge in die Genitalien, Augen, Kehlkopf und Knie)

Zum Kampfsport gehören alle Kämpfe, die nach Regeln geführt werden, und bei denen die Einhaltung dieser Regeln von einem unbeteiligten Dritten überwacht wird. Somit werden damit alle Formen des Kampfes, die sich zum sportlichen Wettkampf und Vergleich eignen bezeichnet. Der erhoffte Sieg und Ehre sind Ziele des Kampfsportes. Dieser Kampf kann beliebig modifiziert werden, um erwünschte Verhaltensweisen und Techniken zu fördern oder um unerwünschte Verhaltensweisen abzustellen. Mit den Regeln ändert sich auch der Unterricht im Training. Der Schüler muss dazu gebracht werden, dass er auch in einer aussichtslosen Lage auf der Kampffläche noch die moralische Kontrolle über sein Handeln behält. [vgl.: Pfeiffer, 2006]

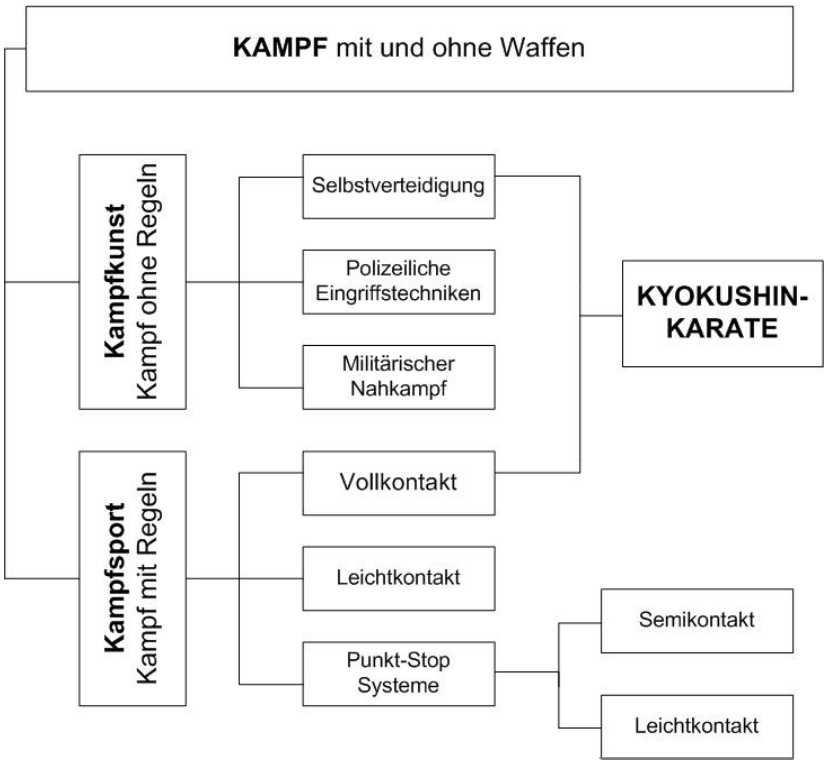


Abbildung 1: Definition des Kyokushin-Karate Stils als Kampfkunst und Kampfsport

In den folgenden Absätzen wird die Entstehungsgeschichte des Kyokushin-Karate dargestellt und detailliert auf die Kampf-Komponente dieses Vollkontakt-Karatestils eingegangen.

5.1 Kyokushin-Karate

5.1.1 Geschichte

Kyokushin-Karate (zu Deutsch: Weg der maximalen Wahrheit) wird seit 1964 als offizielle Kampfsportart angesehen. Gegründet wurde es von Masutatsu Oyama, der am 27. Juli 1923 in einem Dorf in Korea als Hyung Yee Choi geboren wurde und am 26. April 1994 an Lungenkrebs starb. In jungen Jahren zog er von Korea nach Japan. Es war damals durchaus üblich für koreanische Immigranten, einen japanischen Namen anzunehmen, und so änderte er seinen koreanischen Namen und nannte sich ab nun Masutatsu Oyama. Oyama studierte verschiedene Kampfsportarten, darunter waren Kung Fu, Boxen und Shotokan Karate, dessen Gründer Gichin Funakoshi (um 1900) ist.

Der Ursprung des Karate („leere Hand") liegt auf der Insel Okinawa wo chinesische mit japanischen Traditionen verschmolzen. Die Geschichte der Kampfkunst liegt jedoch in China im 6ten Jhdt. als Bodhirama den Mönchen in Shaolin nicht nur den Zen, sondern auch das Kämpfen lehrte.

Die ursprünglichen und im Westen populären Karate Stile sind Shotokan-Karate, Wado-Ryu, Shito-Ryu und Goju-Ryu. Alle Karatestile haben eines gemeinsam: Es wird Grundschule (Kihon), Formen (Kata) und Kämpfen (Kumite) unterrichtet. In den genannten Karatestilen wird vor allem ohne oder mit leichter Berührung gekämpft. Teilweise sind Hebel, Würfe und Schläge mit der Faust zum Gesicht erlaubt.

Mit 23 Jahren zog sich Oyama auf einem Berg zurück, um dort zu trainieren und zu meditieren. Als er wieder in die „Zivilisation" zurück kam, demonstrierte er, der Geschichte nach, seine Stärke indem er gegen Stiere antritt. Laut Überlieferungen forderte Oyama viele Kampfsportler heraus, die er alle besiegen konnte. Sein erstes Dojo im Stadtteil Ikebukoro in Tokyo wurde 1953 eröffnet und sein jetziges Hauptquartier Honbu wurde 1964 eingeweiht. [vgl.: Lorden, 2000]

Kyokushin-Karate unterscheidet sich zu anderen Karate-Stilen hauptsächlich darin, dass gegen den Gegner mit vollem Kontakt gekämpft wird. Auf die Kampfregeln wird in Kapitel 5.1.2 genau eingegangen.

Bild 1: Masutatsu Oyama

Die unterrichteten Techniken im Kyokushin-Karate wurden und sind nach wie vor für die Selbstverteidigung in Notwehrsituationen gedacht. Die Kämpfer trainieren mit voller Kraft zu schlagen und nicht, wie in anderen Karate-Stilen, kurz vor dem Auftreffen des Schlages abzustoppen. Ein Bereich des Kyokushin-Karate befasst sich auch mit Hebel und Wurftechniken, um die Tradition des Karates beizubehalten. Die Techniken, die in den Katas (Formen) ausgeführt werden, stellen einen Kampf gegen einen oder mehrere unsichtbare Gegner dar und können als Selbstverteidigungsverhalten interpretiert werden.

5.1.2 Kumite

Wie jeder andere Karatestil, setzt sich Kyokushin aus der Grundschule (Kihon), den Formen (Kata) und dem Freikampf (Kumite) zusammen. Der traditionelle Kampfsport unterscheidet sich zu anderen Karatestilen vor allem im Kumite. Der Kampf erfolgt mit Vollkontakt-Regeln, wobei Faust- und Ellenbogenschläge ins Gesicht, Schläge auf die Wirbelsäule, ins Knie oder die Genitalien, ausgenommen sind.
Erlaubt sind Armtechniken auf den Oberkörper, Fuß- und Knie-Schläge auf den Kopf, den Oberkörper und die unteren Extremitäten. Das Greifen, Werfen und Aushebeln des Gegners ist untersagt. Im Training wird der Körper mit Protektoren vor Verletzungen geschützt (siehe 6.6.1). Während eines Turnier-Kampfes sind in der Regel außer einem Brust bzw. Tiefschutz und einem Zahnschutz keine weiteren Protektoren erlaubt.
Im Gegensatz zu Leicht-Kontakt Kampfstilen sind für den Kampferfolg eine gute Schlagwirkung und Nehmerqualitäten von Bedeutung. Nehmerqualitäten sind für einen Kyokushin-Karateka unentbehrlich, da er Angriffe, die mit großer Schlagwirkung ausgeführt werden, wegstecken muss. Die Schlaggeschwindigkeit und die Reichweite der Extremitäten sind weitere wichtige Komponenten. Diese sind von Vorteil aber nicht unbedingt nötig für einen Vollkontakt-Kampfsport. [vgl.: Pfeiffer, 2006]

Kyokushin ist eine der wenigen Kampfsportarten, wo möglicherweise auch eine kleinere Person gegenüber einer größeren bei gleichem Gewicht einen Vorteil hat. In Kampfsportarten, bei denen Faustschläge zum Kopf erlaubt sind, kann unter Umständen die Reichweite der Arme eines großen Kämpfers dem Kleineren zum Verhängnis werden. Während eines Kampfes im Kyokushin-Karate, befinden sich die Kämpfer einen Großteil der Zeit im Infight (naher Kampf). Im Infight ist der Reichweitenvorteil von großen Kämpfern nicht gegeben, da deren Extremitätenlänge eine bestimmte Reichweite erfordert, um sie wirkungsvoll einzusetzen. Deshalb hat erfahrungsgemäß der kleinere Kämpfer einen Vorteil, solange er seinem Gegner nicht erlaubt die Reichweite der Beine auszunützen.

Im Allgemeinen erwirken genau getimte, präzise Schläge die Kampfunfähigkeit des Gegners. Trifft man beispielsweise im richtigen Moment, während des Einatmens, die Leber oder den Solar-Plexus des Gegners, wird ein KO eingeleitet. (siehe 6.2)
Um dieser Gefahr entgegen zu wirken, muss man sich als Kämpfer eine spezielle Atemtechnik aneignen bei der, trotz Atemvorgang, die Bauchmuskeln angespannt bleiben und sich während eines Schlagaustausches so wenig Luft wie möglich in der Lunge befindet.
Starke Schläge, auf beispielsweise weniger sensible Punkte als die Leber und der Solar-Plexus, fügen dem Gegner zwar Schmerzen zu, können aber in der Regel den Gegner nicht außer Gefecht setzten. An dieser Stelle erscheint es mir wichtig, den Leser davon in Kenntnis zu setzten, dass die Verletzungen und Schmerzen von denen geschrieben wird,

einen Kämpfer nicht ein Leben lang außer Gefecht setzten. Sie sind meist reversibel und eine Heilung erfolgt erfahrungsgemäß in einem Zeitraum von einigen Minuten bis ein paar Wochen.

Der Kyokushin-Karate Kämpfer muss über eine ausgezeichnete Schnellkraft und Kraftausdauer verfügen, auf die in Kapitel 6.1.7 näher eingegangen wird. Die Zeit die dem Kämpfer bleibt, den Gegner KO zu schlagen, oder die Schiedsrichter auf Grund von subjektiven Kriterien von sich zu überzeugen, ist zeitlich begrenzt. Ein Turnierkampf dauert in der Regel 2-3 Minuten. Wird bis dahin kein KO initiiert, oder ein Urteil der 5 Schiedsrichter über den Sieger getroffen, wird der Kampf 2min fortgeführt. Bei einem Gleichstand nach diesen zwei Minuten erfolgt eine Abwaage, durch die der leichtere Kämpfer zum Sieger erklärt wird. Unterscheidet sich das Gewicht der Kämpfer nicht in dem vorgegebenen Ausmaß, wird der Kampf 2 Minuten lang weitergeführt.

Der Sieg eines Kämpfers ist nicht nur von der physiologischen und physikalischen Wirkungskomponente abhängig. Auch die mentale und taktische Leistungsfähigkeit tragen zum Sieg bei. Mit diesen Wirkungskomponenten beschäftigt sich Kapitel 6.1.6 im Detail.

Kampfsportler bewirken durch regelmäßiges Training eine Steigerung der Leistungsfähigkeit der Muskulatur. [vgl.: McLatchie, 1986] Diese ist wichtig um die stark ausgeführten Schläge „verarbeiten" zu können, und um sich während der Ausführung von Techniken nicht selbst zu verletzen. (siehe 6.4) Im regelmäßigen Training leistungsorientierter Kyokushin-Karateka wird in der Regel darauf geachtet, keine Verletzungen davon zu tragen, indem mit voller Kontrolle gekämpft wird. Die Erhöhung der Leistungsfähigkeit der Muskeln kommt auch den Gelenken, welche durch das kontinuierliche Training teilweise hohen Kräften ausgesetzt sind, zu Gute. [vgl.: Angeli, 2007, VO am 30.4.2007]

Um rechtzeitig auf Schläge des Gegners zu reagieren, muss der Kyokushin-Karateka über eine außerordentliche Reaktionsfähigkeit verfügen. Oftmals genügt ein Block oder ein kleiner Schritt auf die Seite, um die Wirkung des gegnerischen Schlages auszulöschen. Dieser Schlag muss jedoch erst erkannt und richtig zugeordnet werden. Das Gehirn veranlasst die Ausführung eines Konterangriffs indem die Information über die Nervenbahnen im Rückenmark den Motoneuronen übermittelt wird, und jene daraufhin eine Muskelbewegung initiieren. Für eine genauere Ausführung des Ablaufes der Reizweiterleitung siehe Kapitel 6.1.4.

6 Physiologie

Das Kapitel beschäftigt sich sowohl mit den Komponenten die für die Entstehung und Durchführung von Bewegungen zuständig sind, als auch mit der dafür notwendigen Energiezufuhr. Der Plan einer Bewegung entsteht im Gehirn und wird über eine elektrische Reizweiterleitung der Nervenfasern an den Muskel übermittelt. Der Aufbau des Muskels wird physiologisch und mittels des mechanischen Muskelmodells beleuchtet.
Des Weiteren wird auf Verletzungsrisiken bei KO-Schlägen auf primäre und sekundäre Trefferpunkte im Kyokushin-Karate eingegangen. Danach werden Verletzungsrisiken der angreifenden Person erläutert, welche des Öfteren durch Selbstverschulden eingeleitet werden. Diese können durch Vermittlung korrekter Schlagtechniken, Abhärtung bestimmter Körperstellen und Schutzausrüstung vermieden werden.
Um den Gegner kampfunfähig zu machen, bedarf es starken und schnellen Schlägen auf die richtigen Punkte am Körper. Die Übertragung der Kraft F über eine Kontaktfläche A des Gegners wird als Druck p beschrieben. [vgl.: Ebel, 2005]

$$p = \frac{F}{A} \tag{6.1}$$

Der Druck steigt mit wirkender Kraft und verkleinerter Fläche. Ist der Druck zu groß brechen Knochen, platzen Zellen und Blutgefäße reißen, da die Strukturen überlastet werden. [vgl.: Pfeiffer, 2006]

6.1 Kontrolle von Bewegungen

Zur Ausführung von Bewegungen sind ein leistungsfähiges Nervensystem und Muskeln notwendig. Während das Sinnessystem der Eingang des Nervensystems ist, bildet das motorische System den Ausgang. Das Sinnessystem besteht aus den Sinnesorganen und den auswertenden Teilen des ZNS. Unter dem motorischen System fasst man die Muskulatur und die Teile des ZNS zusammen, die Programme für die Bewegung erstellen. [vgl.: Lindner, 2002]

6.1.1 Bau und Funktion der Nervenzelle

Der Grundbaustein des Nervensystems ist die Nervenzelle (Neuron). Motorische Nervenzellen (α-Motoneuronen) steuern die Kontraktion von Muskeln. Die Nervenzelle besteht aus dem bis zu 0,25mm großen Zellkörper und mehreren Fortsätzen. Die Dendriten, welche aus dem Zellkörper hervor gehen, sind kurz und stark verästelt. Einer

der Fortsätze kann bis zu 1m lang sein und dient der Weitergabe von Erregung an andere Zellen. Dieser Fortsatz heißt Nervenfaser, Neurit oder Axon. Um die Reizweiterleitung zu beschleunigen (bis zu 120m/s), sind markhaltige Nervenfasern mit sogenannten Schwannschen Zellen (Myelinscheide) isoliert. An den Stellen, wo zwei diese Zellen aufeinandertreffen, liegt das Axon frei. Diese Stelle nennt man Ranvierschen Schnürring. Die Axone, welche nicht isoliert sind und somit eine langsamere Reizweiterleitung aufweisen, werden marklose Nervenfasern genannt. Die Berührungsstellen zwischen zusammengeschlagenen Nervenzellen, sowie zwischen Nervenzellen und Muskelfasern oder Drüsenzellen heißen Synapsen. Ein Nerv besteht aus Bündeln parallel laufender Neurite. Die einzelnen Bündel und der ganze Nerv sind von Bindegewebszellen umhüllt. Die Gesamtheit aller Nervenzellen wird zusammen mit den umgebenden Zellen und Geweben als Nervensystem betrachtet. In Abbildung 2 wird ein 5-20µm großes Motoneuron im Rückenmark schematisch dargestellt. Der rote Pfeil gibt die Erregungsrichtung an. [vgl.: Linder, 2002]

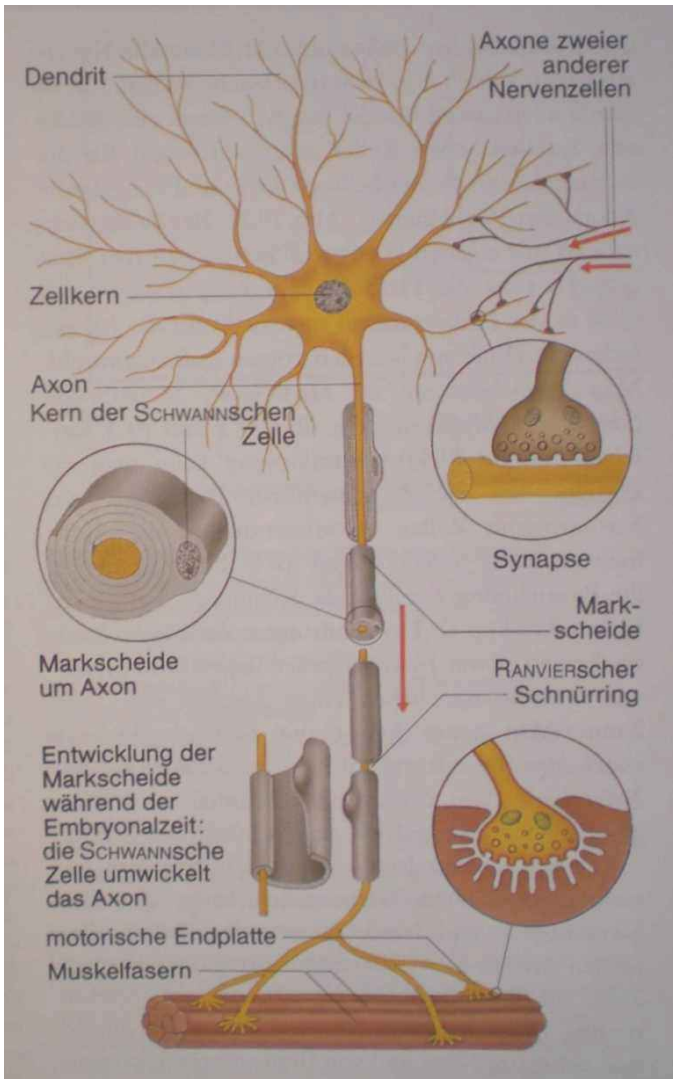


Abbildung 2: Motoneuron im Rückenmark

Die Initiierung einer Bewegung ist ein komplexes Zusammenspiel vieler Komponenten im Körper. Zwei dieser Systeme sind für die Einleitung von Bewegungen von wichtiger Bedeutung und werden in Folge genauer beschrieben.

6.1.2 Das Gehirn

Während die ursprünglichen, als Stammhirn bezeichneten Gehirnabschnitte (Nachhirn, Mittel- und Zwischenhirn) Funktionen ausüben, die beim Menschen unbewusst und unwillkürlich ablaufen, ist das Großhirn der Ort des Bewusstseins. In der Großhirnrinde steuern die motorischen Regionen die willkürlichen Bewegungen der Skelettmuskeln. Sie übermitteln die Befehle an die zuständigen Bezirke des Rückenmarks. Dies geschieht über zwei Leitungen im Rückenmark. Direkt über die Nervenfasern der Pyramidenbahnen und indirekt über die Fasern der extrapyramidalen Bahnen. Die Zellkörper der Pyramidenbahnen liegen in der Großhirnrinde, die Axone dieser Zellen laufen ohne Unterbrechung bis ins Rückenmark. Die Fasern der extrapyramidalen Bahnen kommen ebenfalls von der Großhirnrinde, sind aber durch eine oder mehrere Synapsen in anderen Gehirnabschnitten unterbrochen.

Das Kleinhirn wird über alle Meldungen von und nach den motorischen Regionen der Großhirnrinde informiert. Zusätzlich empfängt es Meldungen aus den Sinnesorganen, welche die Gelenksstellungen messen, sowie Meldungen aus den Bogengängen, den Schweresinnesorganen und den Augen. Es ist also jederzeit über die Stellung des Körpers im Raum, die Lage einzelner Gliedmaßen zueinander, sowie über gerade auslaufende Bewegungsbefehle orientiert. Das Kleinhirn gibt seine Befehle entweder an die motorischen Regionen der Großhirnrinde, oder an die Schaltstellen des extrapyramidalen Systems. [vgl.: Lindner, 2002]

6.1.3 Das Rückenmark

Das Rückenmark liegt im Wirbelkanal der Wirbelsäule und ist aus zwei Substanzen aufgebaut. Die graue Substanz, welche den Zellkörper enthält, liegt im Inneren der weißen Substanz, die aus Axonen aufgebaut ist. In der weißen Substanz verlaufen die Pyramidenbahnen und die extrapyramidalen Bahnen. Zwischen je zwei Wirbeln der Wirbelsäule entspringt beidseitig ein Rückenmarksnerv mit einer vorderen und hinteren Wurzel. Die Vordere enthält die motorischen (efferenten) Nervenfasern, die Hintere die sensorischen (afferenten) Fasern. Die Rückenmarksnerven verzweigen sich unmittelbar nach ihrem Austritt aus der Wirbelsäule in dünnere Nerven. Die Nerven, die eine Verbindung mit Skelettmuskeln herstellen, bilden das somatische Nervensystem, die anderen, welche zu den inneren Organen ziehen, gehören zum vegetativen Nervensystem. Sensorische und motorische Neuronen treten innerhalb der grauen

Substanz in Verbindung. Die Verbindung zwischen Sinnesorganen und Muskeln wird als Reflexbogen, die durch den Sinnesreiz ausgelöste Reaktion als Reflex bezeichnet. Das Rückenmark empfängt außerdem von allen außerhalb des Kopfes liegenden Sinnesorganen Meldungen, die es an das Gehirn weitergibt. Es ist eine wichtige Schnittstelle für Nervenerregungen von und zum Gehirn. [vgl.: Lindner, 2002]

6.1.4 Steuerung zielgerichteter Bewegungen

Um eine komplexere Bewegung zu erzeugen, müssen oft große Bereiche des zentralen Nervensystems (ZNS) zusammenarbeiten. (Abbildung 3) Wenn man beispielsweise einen Faustschlag durchführen will, laufen folgende Prozesse im ZNS ab. Der Plan für die Handlung entsteht in den Assoziationsregionen des Großhirns. Diese veranlassen Basalganglien und Kleinhirn, für diesen Plan eine konkrete Handlungsabfolge zu entwerfen. Das Kleinhirn ist für die schnellen Bewegungen, die Basalganglien für die langsamen Bewegungen zuständig. In beiden Strukturen sind die dazu notwendigen Informationen über die Lage des Körpers im Raum und die Stellungen der Gelenke vorhanden (in diesem konkreten Beispiel, die Lage von Arm und Faust). Aus diesen Informationen und dem zu erreichenden Ziel (Streckung des Armes) werden dann die durchzuführenden Bewegungen ermittelt. Sind auf Grund der Bewegungen wesentliche Verschiebungen des Körperschwerpunktes zu erwarten, werden entsprechende Kompensationsbewegungen möglicherweise gleich mit entworfen. Zu diesem Zweck sind im Kleinhirn und den Basalganglien bestimmte Handlungsprogramme abrufbereit. Ohne solche Programme wäre die Bewegung langsamer und weniger gut koordiniert. Die Handlungsprogramme werden dann über den Thalamus zur motorischen Großhirnrinde geleitet, die sie in Bewegungsbefehle für einzelne Muskeln oder Muskelgruppen umsetzt. (in diesem Fall, die Muskeln die den Arm bewegen) Die Befehle werden über Pyramidenbahnen und extrapyramidale Bahnen den betroffenen Motoneuronen übermittelt. Das Kleinhirn erhält Kopien, der in den Pyramidenbahnen und extrapyramidalen Bahnen auslaufenden Befehle. Über die extrapyramidalen Bahnen kann es während des Auslaufens dieser Befehle Korrekturen anbringen. [vgl.: Lindner, 2002]

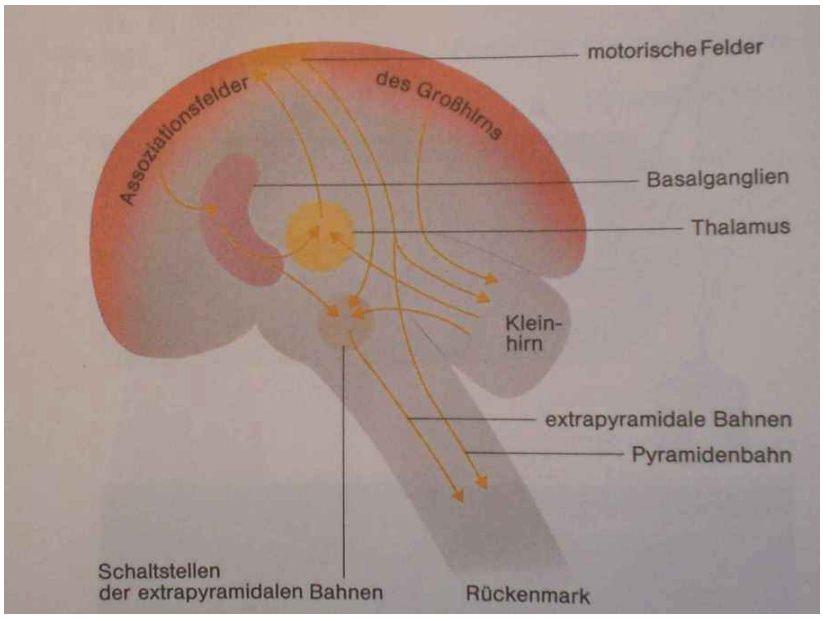


Abbildung 3: Steuerung von Bewegungen [vgl.: Lindner, 2002, S128]

Die im letzten Absatz beschriebenen Abläufe unterliegen einer bestimmten Reaktionszeit, die durch Training verkürzt, aber nicht beliebig verringert wird. Die Reaktionszeit ist die Zeit, die von der Setzung des Reizes (z.B.: Erkennen eines Angriffs) bis zur bewussten willkürlichen Reaktion auf den Reiz verstreicht. Sie hängt von der Art der Reizinszenierung (optisch, akustisch, taktil) ab und verkürzt sich mit der Erfahrung. Eine Untersuchung an Karateka ergab Reaktionszeiten von 0,3s bei beliebigen Techniken auf einen Lichtimpuls, bei freien realen Angriffen erhöhte sich die Reaktionszeit auf bis zu 0,8s. [vgl.: Pfeiffer, 2006] Tabelle 1 zeigt die Aufteilung der Reaktionszeiten bei einfacher Wahrnehmung.

Übertragungsweg	**Zeit**
Reizaufnahme im Rezeptor	1-40ms
Übertragung zur Großhirnrinde	1-100ms
Zentrale Vorgänge	70-300ms
Efferente Übertragung	10-20ms
Latenzzeit des Muskels	30-70ms

Tabelle 1: Reaktionszeiten bei einfacher Wahrnehmung [vgl.: Pfeiffer, 2006, S264]

Um die Muskeln zu enervieren werden Aktionspotentiale[2] von den Nervenfasern über die Synapsen an die motorische Endplatte (Abbildung 2) weitergeleitet. Im Allgemeinen

[2] Änderung des Membranpotentials (Ruhepotential=-90mV) der Zelle, aufgrund einer Depolarisation (Umkehrung der Ladungsverteilung an der Membran)

versorgt ein Motoneuron mehrere Muskelfasern. Tritt in dessen Axon ein Aktionspotential auf, kontrahieren sich alle von ihm versorgten Muskelfasern gleichzeitig. Man nennt alle von einer Nervenzelle versorgten Muskelfasern, eine motorische Einheit. Soll die Muskelspannung steigen, dann muss sich die Frequenz der Aktionspotentiale in den tätigen Motoneuronen erhöhen, somit sind mehrere motorische Einheiten aktiv. [vgl.: Linder, 2002]

6.1.5 Der Motor Muskel

Jeder Muskel besitzt einen Ursprung und einen Ansatz. Der Muskel entspringt entweder vom Knochen oder von sehnenartigen Strukturen. Der Ansatz des Muskels erfolgt jenseits des nächsten Gelenks direkt am Knochen oder wiederum über eine Sehne. Zwischen Ursprung und Ansatz befindet sich der Muskelbauch, der aus parallel angeordneten Muskelfasern besteht. Diese Muskelfasern haben die Fähigkeit sich zu Kontrahieren, was zu einer Bewegung im Gelenk führt. Es werden lediglich 40-50% der vorhandenen Muskelfasern bei der Bewegung eingesetzt. Kampfsportler erwerben jedoch durch regelmäßiges Training die Fähigkeit einen höheren Prozentanteil ihrer Muskelfaser zu verwenden, indem die Leistungsfähigkeit der Muskulatur gesteigert wird. [vgl.: McLatchie, 1986]

Körperliches Training führt zur Vergrößerung der Muskeln, Erhöhung der Sauerstoffversorgung durch Bildung zusätzlicher Kapillaren in den Muskeln, Erhöhung der Sauerstoffaufnahme durch verbesserte Atemtechnik und Erhöhung der Förderleistung des Herzens. [vgl.: Lindner, 2002]

An der äußeren Kraft sind 2 Arten von Muskeln beteiligt. Der aktive Muskel, auch Agonist genannt und dessen Gegenspieler, der Antagonist. Ein Beispiel dafür ist die Streckung des Armes. Während der Bizeps gestreckt wird, verkürzt sich der Trizeps.

Die Leistungsfähigkeit eines Muskels kann man durch Training steigern, trotzdem wird sie durch einige Faktoren begrenzt. Die Reibung im Muskel, in den Gelenken und in den Geweben, die gegen die Bewegungsrichtung wirkt und mit der Beschleunigung wächst, der Luftwiderstand, und die Trägheitskräfte wirken als Widerstände. [vgl.: McLatchie, 1986]

Der Muskel besteht aus Muskelfasern, die aus Myofibrillen bestehen, die wiederum aus Filamenten zusammengesetzt sind. Es gibt 2 Arten von Filamenten: Aktin und Myosin. 6 Aktinfilamente umschließen ein Myosinfilament, die Querbrücken bilden. Diese kleinste Muskeleinheit wird Sarcomer genannt. Durch die regelmäßige Anordnung der Filamente entsteht der Eindruck der Querstreifung bei Skelettmuskeln. Bei der glatten Muskulatur sind Aktin und Myosin unregelmäßig angeordnet. Bei der Kontraktion gleiten die dünnen Aktinfilamente zwischen die Myosinfilamente. Durch biochemische Vorgänge, bei der Energie durch Abspaltung des ATP geliefert wird (siehe 6.1.8), werden die Köpfchen an

den Myosinfilamenten durch die Aktinfilamente geknickt. Dadurch ziehen sie das Aktinfilament entweder ca. 10nm weit am Myosinfilament vorbei, oder sie dehnen das elastische Halsstück. Im ersten Fall verkürzt sich der Muskel, und die Muskelspannung bleibt dabei gleich. Diese Kontraktion wird isotonische Muskelkontraktion genannt. Im zweiten Fall, der isometrischen Kontraktion, erhöht sich dagegen die Muskelspannung bei gleichbleibender Muskellänge. [vgl.: Lindner, 2002]

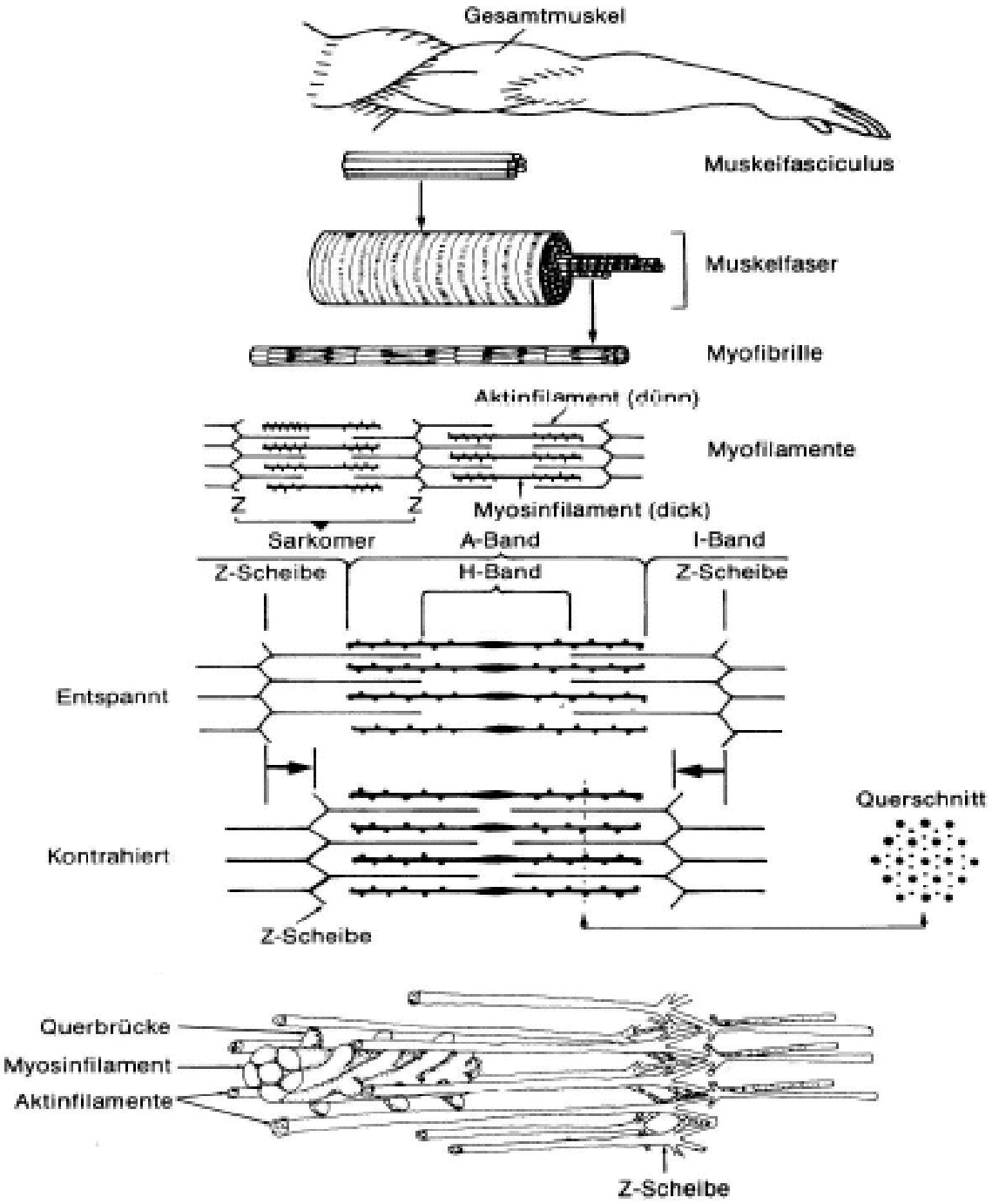


Abbildung 4: Darstellung der Struktur des Skelettmuskels [Weineck, 1998, S34]

Durch Muskeltraining werden nicht die Muskelfasern vermehrt, sondern die Myofilamente. (Abbildung 4) Dadurch vergrößert sich der Muskelquerschnitt der Muskelfaser. Man unterscheidet zwischen 2 Arten von Muskelkontraktionen.

- Exzentrische Kontraktion: Verlängerung oder Dehnung des Muskels, wobei die Muskelkraft die Dehnung bremst. Der Bewegung des Muskels wirken also die Muskelkraft und dessen innere Reibung entgegen. Beobachten kann man diese Bewegung beim Ablegen einer Hantel. Wenn alle Fasern eng aneinander liegen, ergibt sich bei Verlängerung gegen die Zugkraft des Muskels (Exzentrik) folgendes:
    - Vor Beginn der Bewegung stehen alle Fasern unter Zug und drücken aufeinander
    - Bei Beginn der Bewegung werden die Fasern dünner und der Muskelquerschnitt verringert sich
    - Die äußeren Fasern sacken nach und verschieben sich gegenüber der Inneren, weil sich nicht alle Fasern gleichmäßig verlängern.
    - Je höher die Zugkraft ist, umso stärker drücken die äußeren Fasern auf die Inneren, was die Reibung zwischen gegeneinander gleitende Fasern verstärkt [vgl.: Pfeiffer, 2006]

- Konzentrische Kontraktion: Verkürzung oder Anspannung eines Muskels durch die eigene Muskelkraft. Die Muskelkraft wirkt in Richtung der Bewegung, die innere Reibung aber entgegen der Bewegung. z.B.: Hantel anheben.
    - Vor Beginn der Bewegung stehen alle Fasern unter Zug und drücken aufeinander
    - Bei Beginn der Bewegung verdicken sich die Fasern und der Muskelquerschnitt nimmt zu
    - Die äußeren Fasern werden weggedrückt und verschieben sich gegenüber der inneren Fasern, weil sich nicht alle Fasern gleichmäßig verkürzen. [vgl.: Pfeiffer, 2006]

6.1.5.1 Hill'sche Kurve

Die bei der dynamischen Arbeitsweise erzeugbare Muskelkraft hängt nicht nur von der Bewegungsrichtung, sondern auch von der Geschwindigkeit ab, mit der sich der Muskel zusammenzieht oder gedehnt wird. Je größer die erforderliche Muskelkraft ist, desto geringer wird die Kontraktionsgeschwindigkeit und damit auch die Bewegungsgeschwindigkeit.

Die Hill'sche Kurve, die man im nachfolgenden Bild betrachten kann, zeigt die Abhängigkeit der Muskelkraft zur Geschwindigkeit des kontraktilen Elements einer Muskelfaser (Aktin-, Myosinfilament). Betrachtet man den Muskel, so setzt er nicht nur

seine Umgebung in Bewegung, sondern auch seine eigene Masse. Diese Massenträgheit wirkt der Bewegungsänderung entgegen und wächst mit der Beschleunigung. Die isometrische Kontraktion ist der Spezialfall mit der Geschwindigkeit 0. Sie wird auch „titanische Kraft" genannt. Die Kurve links der titanischen Kraft stellt die exzentrische und die rechts davon die konzentrische Kontraktion dar. Die Reibung im Muskel wächst mit der Kraft, die der Muskel aufbringt. Die Kraft-Geschwindigkeits-Kurve wird mit der Muskelleistung P beschrieben, welche durch die Multiplikation der Kraft F und der Geschwindigkeit v dargestellt wird. [vgl.: Hill, 1938]

$$P = F \cdot v \qquad (6.2)$$

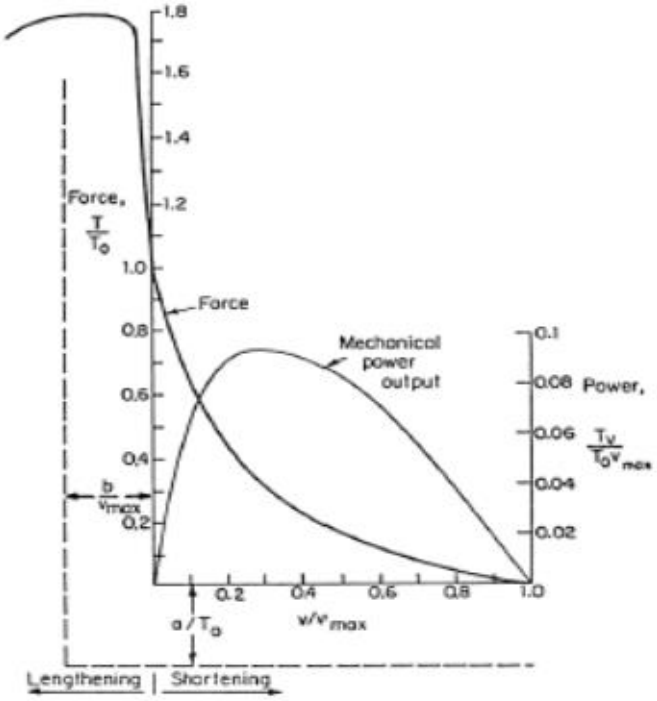


Abbildung 5: Hill'sche Kurve [Hill, 1938]

6.1.5.2 Mechanisches Muskelmodell

Um die Wirkungsweise des Muskels einfacher beschreiben zu können, dient das mechanische Muskelmodell in Abbildung 6, bestehend aus 3 Elementen.

- kontraktiles Element (CE): Aktin und Myosin
- parallel-elastisches Element (k_{PE}): wirkt parallel zum kontraktilen Element. Es ist vergleichbar mit einer elastischen Feder. z.B. Bindegewebe
- serien-elastisches Element (k_{SE}): das seriell mit dem kontraktilen Element wirkt.

k_T ist das Modell für eine Sehne. Der Winkel α soll die Fiederung eines gefiederten Muskels darstellen. Als Fiederung bezeichnet man das Bauprinzip eines Skelettmuskels,

der die Kraft und das Verkürzungsvermögen eines Muskels beeinflusst. In gefiederten Muskeln verlaufen die Muskelfasern nicht parallel zu ihrer Ansatzsehne, sondern schräg. [vgl.: Angeli, VO, 26.3.2007] Gefiederte Muskeln, die eine große Kraft erzeugen müssen und über höchstens ein Gelenk verlaufen, wie der M. Quadriceps haben einen größeren physiologischen als anatomischen Muskelquerschnitt. Der physiologische Muskelquerschnitt von nicht gefiederten Muskeln, die über mehrere Gelenke gehen, ist gleich groß wie der Anatomische. [vgl.: Hill, 1938]

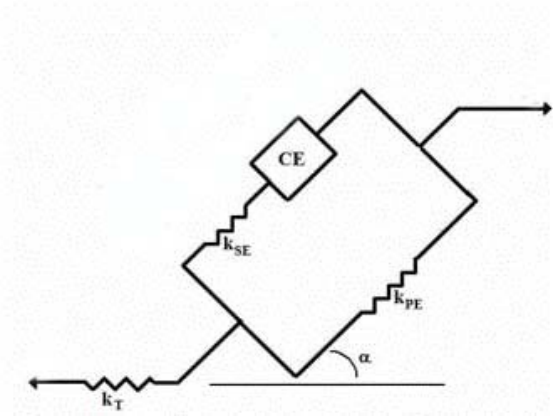


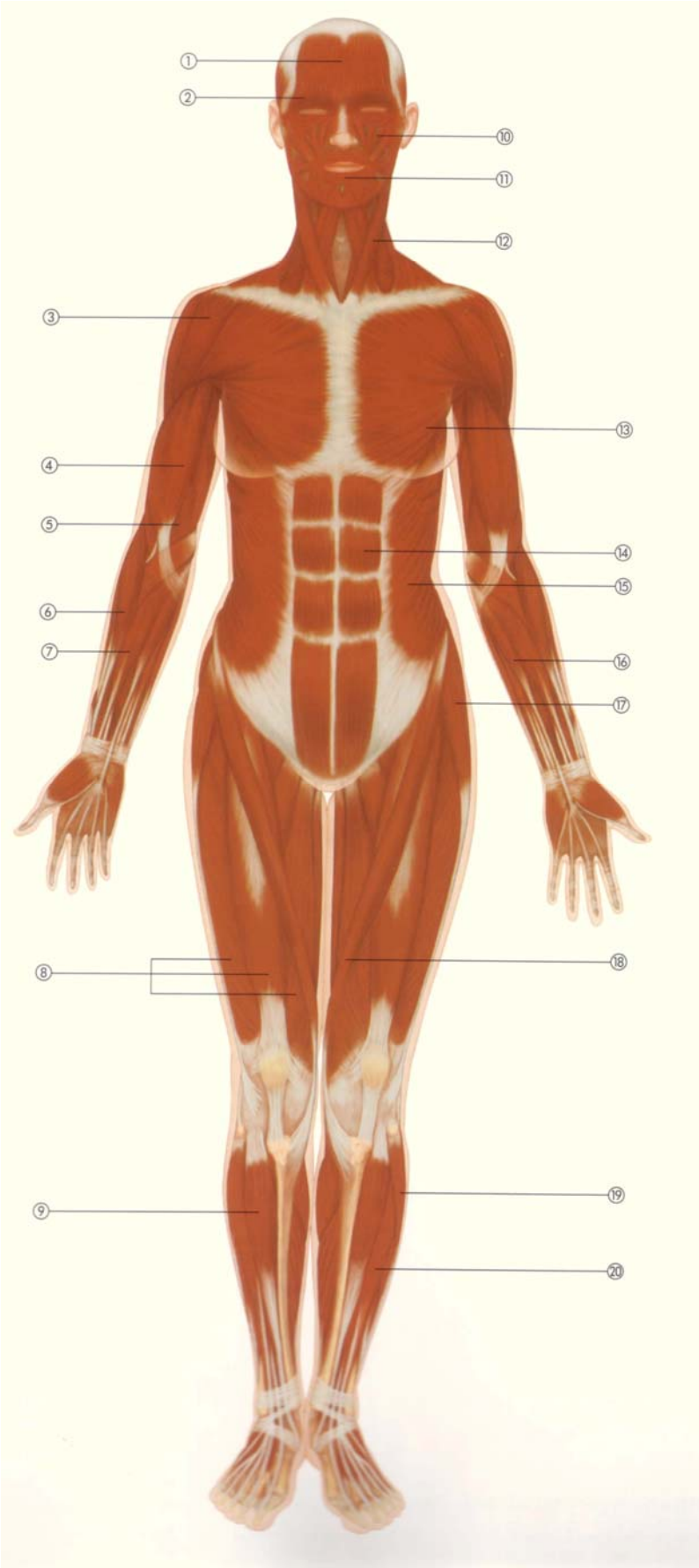
Abbildung 6: mechanisches Muskelmodell [Hill, 1938]

6.1.5.3 Intra- und intermuskuläre Koordination.

Wichtig für eine perfekt ausgeführte Technik, sind eine gute intra- und intermuskuläre Koordination.

- Intramuskuläre Koordination: Es werden so viele motorische Einheiten einer Muskulatur wie möglich angesteuert. Stimmt diese nicht, arbeiten einige Fasern zu viel und manche gar nicht.
- Intermuskuläre Koordination: Alle Muskeln, die die gleiche Funktion haben sollen gleichzeitig aktiviert werden. Die Bewegung eines Fauststoßes beginnt im Fuß, wandert über das Bein in die Hüfte, die den Impuls für den Oberkörper gibt, der die Schulter bewegt und die letztendlich ausschlaggebend für den Arm ist, der nach vor gebracht wird. Falls man diese nicht beherrscht fällt der Schlag zu schwach aus. Bei schlechter intermuskulärer Koordination kann der Kämpfer in der Streckphase des Fauststoßes den Bizeps und dessen Bremswirkung nicht abschalten. [Pfeifer R., 2006, S253]

Die in den nachfolgenden Kapiteln verwendeten Muskelnamen werden in Abbildung 7, Abbildung 8 und Abbildung 9 erklärt. In der ersten Abbildung sind alle Muskeln der Vorderseite des Menschen dargestellt, in den beiden anderen die Oberschenkelmuskulatur des Menschen.



1. M.frontalis (Stirnmuskel)
2. M.orbicularis oculi (Ringmuskel des Auges)
3. M.Deltoideus (Deltamuskel)
4. M. Biceps brachii
5. M. Brachialis (Oberarmmuskel)
6. M. Brachioradialis
7. M. Flexor carpi radialis (radialer Handbeuger)
8. M. Quadriceps femoris (vierköpfiger Schenkelstrecker)
9. M. Tibialis anterior (vorderer Schienbeinmuskel)
10. M-. Zygomaticus (Jochbeinmuskel)
11. M. Orbicularis oris (Ringmuskel des Mundes)
12. M. Sternocleidomastoi deus (Kopfwender)
13. M. Pectoralis major (großer Brustmuskel)
14. M. Rectus abdominis (gerader Bauchmuskel)
15. M- obliquus abdominis externus (äußerer schräger Bauchmuskel)
16. M. Palmaris longus (langer Hohlhandsehnenspanner
17. M. Tensor fasciae latae (Schenkelbindenspanner)
18. M. Sartorius (Schneidermuskel)
19. M. Peroneus longus (langer Wadenbeinmuskel
20. M. Extensor digitorum longus (langer Zehenstrecker)

Abbildung 7: Muskeln des menschlichen Körpers (Ansicht von Vorne) [McCracken, 1999]

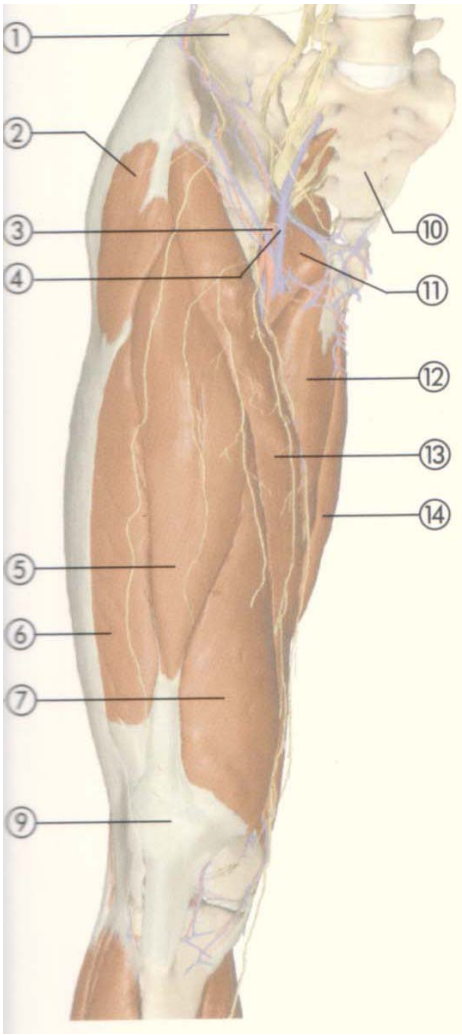


Abbildung 8: Oberschenkel von Vorne [McCracken, 1999, S. 117]

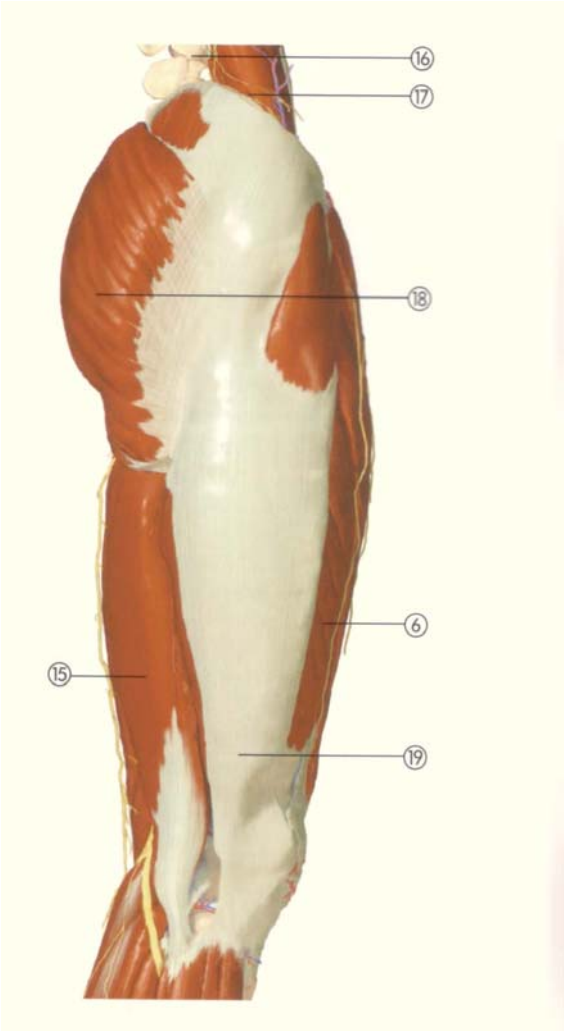


Abbildung 9: Oberschenkel von der Seite [McCracken, 1999, S. 117]

1. Os ilii (Darmbein)
2. M. Tensor fasciae latae
3. A. Femoralis
4. V. Femoralis
5. M. Rectus femoris
6. M. Vastus lateralis
7. M. Vastus medialis
8. M. Quadriceps femoris
9. Patella (Schniescheibe)
10. Os. Sacrum
11. M. Pactineus (Kammmuskel)
12. M. Adductor longus (langer Anzieher)
13. M. Sartonus (Schneidermuskel)
14. M. Gracilis (Schlanker M.)
15. M. Biceps femoris (zweiköpfiger Oberschenkelm.)
16. Columna vertebralis
17. Crista iliaca (Darmbeinkamm)
18. M. Gluteus maximus
19. Tractus iliotibialis

6.1.6 Muskuläre Koordination und Leistungsfähigkeit

Um starke Schläge ausführen zu können, muss der Kämpfer über eine exzellente muskuläre Koordination verfügen. Jedoch nicht nur die Stärke der Schläge, sondern auch die richtige Positionierung und die korrekte Durchführung der Schläge, führen mit dem richtigen Timing möglicherweise zu einem KO. Um Kräfte in dem bereits erwähnten Ausmaß auszuhalten, oder abgeben zu können, muss man über gut trainierte Muskeln verfügen. Um gut kämpfen zu können, reicht es jedoch noch lange nicht, seine Muskeln zu trainieren. Mindestens genau so wichtig, sind eine schnelle Reaktionsfähigkeit, Timing, ein schnelles Auge, Technik, Taktik, Ausdauer und vor, allem der Wille sich zu verbessern und nicht aufzugeben. Die Wirkung eines Schlages hängt infolgedessen von nachstehenden Wirkungskomponenten ab.

- Physikalische Wirkungskomponente: kann durch die Schlagkraft oder negative Beschleunigung von Schlägen ausgedrückt werden.
- Physiologische Wirkungskomponente: zeigt sich in der Reaktion des getroffenen Gegners. Der Angreifer versucht den Trefferpunkt so zu wählen, dass die physikalische durch die physiologische Komponente verstärkt wird, indem auf KO Punkte geschlagen wird.
- Psychologische Wirkungskomponente: bewirkt die mentale Schwächung des Gegners
- Taktische Wirkungskomponente: beschreibt die Fähigkeit zur Umsetzung der Techniken im Kampf.

Diese vier Wirkungskomponenten können sich nur entfalten, wenn der Kämpfer über ein hohes Maß an Schlagpräzision verfügt, um die Techniken an den vorgesehenen Stellen, des sich bewegenden Gegners, zu platzieren. [vgl.: Pfeiffer, 2006]

6.1.6.1 Umsetzung im Kyokushin-Karate

Wie in allen Vollkontakt-Stilen muss auch im Kyokushin-Karate, Geschwindigkeit und Kraft vereint werden, indem die Muskelketten und der Körpereinsatz trainiert werden. Es muss darauf geachtet werden, alle Muskeln in der Muskelkette insbesondere den schwächsten Muskel zu stärken. Die Kräfte müssen aus den Beinen, über die Hüfte, über den Rücken, in den Arm und zur Faust weitergeleitet werden. Ein Sprichwort aus dem Boxsport besagt, dass ein Faustschlag in der großen Zehe beginnt. Wie man aus der Hill'schen Kurve herauslesen kann ist die Muskelkraft von der Muskellänge abhängig, deshalb sollten die Bewegungen so eingeübt werden, dass alle Muskeln der Muskelkette beim Schlag ihre individuell größte Kraft entwickeln können. Außerdem verliert der Muskel an Schlagkraft, je schneller er arbeiten muss. Deshalb schaltet man mehrere Muskeln hintereinander, um ihre Einzelgeschwindigkeiten addieren zu können. [vgl.: Pfeifer, 2006]

Harte Fauststöße lassen sich nicht alleine durch Schattenboxen einüben. Deshalb wird im Kyokushin-Karate vor allem auf Targets, den Sandsack oder den Partner geschlagen.
Das aktive Zurückziehen der Faust nach dem Impact darf erst nach der Trennung von Faust und Körper geschehen. Vorher drücken sich noch Faust und Körper voneinander ab und tauschen Impulse aus. Um diesen Impuls zu vergrößern, wird mit der Faust nachgedrückt und der Brennpunkt der Kraft hinter den Trefferpunkt gelegt. Als anschauliches Beispiel dazu dient das Tameshiwari (Bretter zerschlagen). Man fokussiert den Schlag nicht auf das Brett, sondern dahinter, damit man es durchbrechen kann.
Der Schlag mit der Faust wird als elastischer Stoß betrachtet, dh. Wenn die Faust auf den Körper des Gegners prallt, verformen sich beide, und geben die gespeicherte Energie ohne Verlust wieder zurück.
Wird die Faust nie auf Kraftübertragung trainiert, besteht die Gefahr einer Verletzung, weil die Muskulatur zu schwach ist, um das Handgelenk zu versteifen. Dieser Verletzung entgegen zu wirken, werden z.B. im Kyokushin-Karate Liegestütze auf den ersten beiden Handknöcheln trainiert. [vgl.: Pfeifer, 2006]

6.1.7 Kraftarten

Wenn man von Schlagkraft spricht sollte man sich vor Augen halten, welche Arten von Kräften es im Sport gibt. Im Training von Kampfsportarten müssen Schnellkraft, Kraft und Ausdauer trainiert werden. [vgl.: Konopka, 2006] Die nachfolgenden Kraftarten sind jedoch nur Kräfte, die sich im Muskel abspielen, wohingegen die gemessene Schlagkraft den ausgeübten Druck pro Fläche darstellt. Wie in Abbildung 10 ersichtlich, sind im Kampfsport Kraftausdauer, Schnellkraft und Maximalkraft die wichtigsten Kräfte.

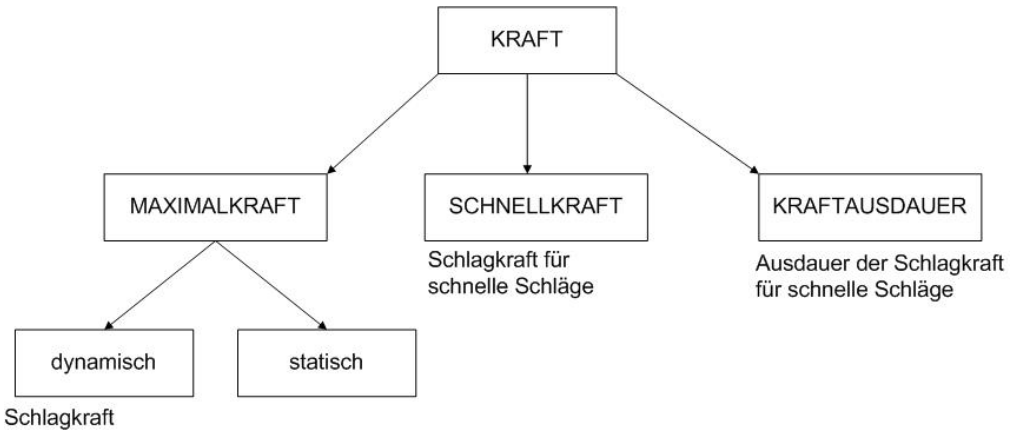


Abbildung 10: Kraftarten

6.1.7.1 Kraftausdauer

Als Kraftausdauer wird die Ermüdungswiderstandfähigkeit eines Muskels bezeichnet. Die Kraftausdauer ist die Fähigkeit des Nerv-Muskel-Systems, eine möglichst hohe Impulssumme in einer gegebenen Zeit gegen höhere Lasten zu produzieren. Sie steht für die Ermüdungswiderstandsfähigkeit des Organismus bei lang andauernden Kraftleistungen (statische und dynamische Arbeit). Sie ist abhängig von der Maximalkraft, der anaeroben, sowie auch aeroben Ausdauer, der Erholungsfähigkeit der Muskulatur und intra- und intermuskulären Koordination. [vgl.: Weineck, 1997]

6.1.7.2 Schnellkraft

Die Schnellkraft, ist die Fähigkeit, bei willkürlicher Kontraktion die Muskelkraft schnell zu mobilisieren und das Kraftmaximum in kürzester Zeit zu erreichen. Die Schnellkraft beinhaltet die Fähigkeit des Nerv-Muskel-Systems, den Körper mit maximaler Geschwindigkeit zu bewegen. [vgl.: Weineck,1997, S238]
Sie ist abhängig von:

- Der Startkraft*: „Die Startkraft kennzeichnet die Fähigkeit des neuromuskulären Systems, vom Beginn der Kontraktion an einen möglichst großen Kraftstoß zu entwickeln.“* [Ehlenz, 1995]

- Explosivkraft: *„Ist die Fähigkeit, den begonnenen Kraftanstieg maximal weiterzuführen.“* [Ehlenz, 1995]. Die Startkraft geht nahtlos in die Explosivkraft über. Sie ist durch die Kontraktionsgeschwindigkeit der Fast–twitch-fibers (Schnell kontrahierende Muskelfasern), Anzahl und Querschnitt dieser Fasern und inter- und intramuskuläre Koordination festgelegt. [vgl.: Ehlenz, 1995]

6.1.7.3 Maximalkraft

„Unter Maximalkraft wird die höchste Kraft verstanden, die das neuromuskuläre System bei einer maximalen willkürlichen Kontraktion entfalten kann.“ [Schmidtbleicher, 1999, S224]
Bei einer maximalen willentlichen Kontraktion können höchstens 2/3 der Muskelfasern kontrahieren. Sie ist abhängig vom Muskelquerschnitt und von der inter- und intramuskulären Koordination. Über jede dieser zwei Komponenten kann eine Verbesserung der Maximalkraft erreicht werden [vgl.: Weineck, 1997]

6.1.8 Metabolismus

Kyokushin-Karate zeichnet sich durch die vielseitigen Anforderungen an Kraft, Ausdauer, Schnelligkeit, Kondition und Koordinationsvermögen aus. An einem Turniertag sind für den Kämpfer mehrere Einsätze vorgesehen. Falls er bis ins Finale aufsteigt, muss er einige Kämpfe bestehen, welche bis zu 7Min andauern können. Während dieser Einheiten müssen die Schläge schnell und kraftvoll durchgeführt werden. Somit kann man den Metabolismus des Kampfsportlers zwischen Spielsport, Schnellkraftsport, Ausdauersport und Kraftsport einreihen. Durch die charakteristischen azyklischen Bewegungsabläufe im Kampf mit intervallartigen Belastungsspitzen, können teils sehr hohe Milchsäurewerte im Blut nachgewiesen werden. Die anaerob-laktazide Energiegewinnung geht durch den anaeroben (ohne Sauerstoff) Abbau des Muskelglykogens vor sich. Aus diesem Grund ist eine Auffüllung der Glykogenspeicher durch eine kohlenhydratreiche Ernährung besonders wichtig. Nicht nur kohlenhydratreiche sondern auch eiweißhaltige Nahrung muss vom Kampfsportler aufgenommen werden, um die Anforderungen an Kraft und Schnellkraftleistungen, sowie an Konzentrationsfähigkeit, Schnelligkeit und Kampfkraft zu fördern. Ein leistungsorientierter Kyokushin-Karateka muss deshalb in trainingsintensiven Zeiten den Eiweißanteil um bis zu 20% der Gesamtenergiemenge erhöhen, das bedeutet, dass eine tägliche Eiweißzufuhr von ca. 2g/kg Körpergewicht aufgenommen werden sollte. Der durchschnittliche Energiebedarf liegt bei 70kcal (293kJ)/kg Körpergewicht.

Im Kyokushin-Karate werden Turniere mit und ohne Gewichtsklassen ausgetragen. Teilnehmer an Turnieren mit Gewichtsklassen versuchen, mit einem Körpergewicht im oberen Bereich in der für sie möglichst niedrigen Gewichtsklasse zu starten, um gute Wettkampfaussichten zu haben. Dabei wird oft der Fehler begangen, den Gewichtsverlust nur durch Flüssigkeitsverlust herabzusetzen, wodurch die Leistungsfähigkeit herabgesetzt wird. Es ist besser, langfristig das Gewicht durch Abbau von Fett und nicht durch Verlust von Flüssigkeit oder Muskelgewebe zu verringern. Um den Verlust von Flüssigkeit, Mineralstoffen und Kohlenhydraten während eines Kampfes auszugleichen, sollten isotonische Getränke und leicht verdaulicher Kohlenhydrate dem Körper zugeführt werden. Die optimale Nährstoffrelation, die ein Kampfsportler täglich seinem Körper zur Verfügung stellen soll, besteht aus 55% Kohlenhydrate, 12-20% Eiweiße und 25-33% Fette pro Tag. [vgl.: Konopka, 2006]

Für jede Muskelarbeit verbraucht der Körper Energie. Es gibt mehrere Arten der Energiegewinnung im Körper. Die Wege, über die der Körper die benötigte Energie erhält, sind verschieden und greifen ineinander über. Bei der Abspaltung eines Phosphates von ATP, wird Energie freigesetzt. (Adenosin-Tri-Phosphat)

Zuerst wird das, in der Zelle vorhandene, ATP gespalten, danach wird vom Kreatinphosphat ein Phosphat abgespalten, um das ADP (Adenosin-Di-Phosphat) zu vervollständigen. Daraufhin wird Glykogen (Kohlenhydrat) zu ATP und Laktat

umgewandelt. All diese Vorgänge brauchen keinen Sauerstoff. Laktat ist die Milchsäure die im Muskel bei intensiver Belastung entsteht, wenn die Muskulatur durch die Lunge und den Kreislauf nicht mehr genügend Sauerstoff zur Erfüllung des Energiebedarfes erhält. Erst der Zitronensäurezyklus und die Lipolyse verbrauchen Sauerstoff.

1. *Spaltung von Adenosintriphophat (ATP)* [anaerob – alaktazid]**:** ATP→ ADP+P (erste 3 Muskelkontraktionen)
2. *Kreatinphosphat* [anaerob – alaktazid]**:** KP + ADP = Kreatin + ATP (7-10sec)
3. *anaerobe Glykolyse* [anaerob – laktazid]**:** Glucose → ATP + Laktat (40-90 sec)
4. *aerobe Glycolyse:* Glykogen + O_2 → CO_2 + H_2O + ATP (Zitronensäurezyklus) (45-90min)
5. *Lipolyse, oxydativer Fettabbau:*
   freie Fettsäuren + O_2 → CO_2 + H_2O + ATP (Stunden)
   [vgl.: Zintl, 2001]

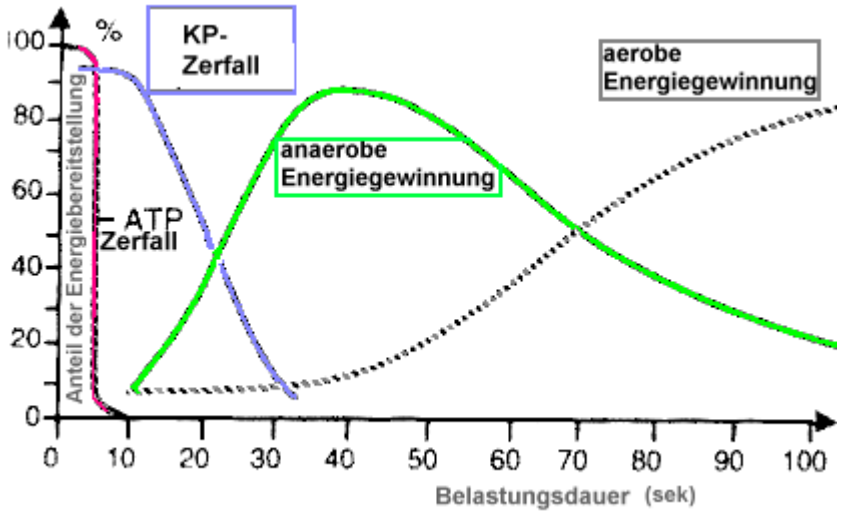


Abbildung 11: Energiebereitstellung im Körper [Grosser, 1998, S 121]

Kampfsportler trainieren vor allem Intervalltraining, und befinden sich entweder im anaeroben Bereich, oder in der anaeroben-aeroben Schwelle. An dieser Schwelle wird nicht mehr Laktat in den Muskeln aufgebaut, als zur Leber abtransportiert wird (bis 4mmol/l). Oft befinden sie sich auch in der anaeroben Zone und bauen mehr Laktat auf, als abgebaut werden kann. Als Kampfsportler sollte man viel Grundlagenausdauer trainieren, damit der Fettstoffwechsel mobilisiert wird und der Körper bei geringer Anstrengung nicht nur Kohlenhydrate abbaut. Die Kohlenhydrate und das Kreatinphosphat sind wichtig für Kräfte, die durch die Muskelkontraktion ausgelöst werden. [vgl.: Konopka, 2006]

6.1.9 Regeneration

Als Kampfsportler sollte man auf keinen Fall auf die Regenerationszeit verzichten, da ansonsten die Trainingsleistung abfällt. Abbildung 12 zeigt das Modell von Jakowlew (1977), welches in erster Linie das Zeitverhalten der Wiederherstellungsprozesse, nach vorausgegangener Belastung beschreibt. Sie zeigt den Ablauf der vier Phasen im Superkompensationsmodell. Nach dem Belastungs-Erholungsverhalten (Phase 1+2) kommt es in Phase 3 zu einer überschießenden Wiederherstellung, mit daraus resultierender, erhöhter Leistungsfähigkeit. An diese knüpft die Abnahme der Leistungsfähigkeit in Form einer gedämpften Schwingung bis zum Ausgangsniveau an.
Wenn auch der biologische Komplex Belastung-Erholung immer seine eigene Prägung hat und deshalb nur persönliche Verlaufsbeobachtungen zuverlässige individuelle Aussagen erlauben, sollten die im nächsten Absatz aufgezählten Richtwerte für die Trainingsplanung einhalten werden.

1. Frühphase (Bis 6h):
   - Regeneration energiereicher Phosphate
   - Rückschwingung von Herzfrequenz, Blutdruck und Atemfrequenz
   - Milchsäureabbau im Muskel, Normalisierung des Säurezustandes
   - Wiederherstellung der Nerv-Muskelfunktion
   - Beginn der Substratauffüllung

2. Spätphase (6-36h):
   - Auffüllung von Muskel und Leberglykogen
   - Einlagerung von Fetten in die Muskelzelle
   - Regeneration der Mitochondrien (Kraftwerk der Zelle für aerobe Energiegewinnung)
   - Regeneration von kontraktilen Eiweißen (Aktin und Myosin)
   - Regeneration von Binde und Stützgewebe

3. Superkompensationsphase (36 bis mehrere Tage)
   - Wiederherstellung von Struktureiweißen
   - Herstellung der Elektrolytkonzentration [vgl.: Zintl, 2001]

1-2	Phase der Abnahme nach einem Belastungsreiz
2-3	Phase der Wiederherstellung
4	Superkompensation Wenn bei diesem Punkt der nächste Trainingsreiz gesetzt wird erhöht man die Leistungsfähigkeit
5	Auspendeln

Tabelle 2: Phasen der Leistungsfähigkeit [vgl.: Zintl, 2001]

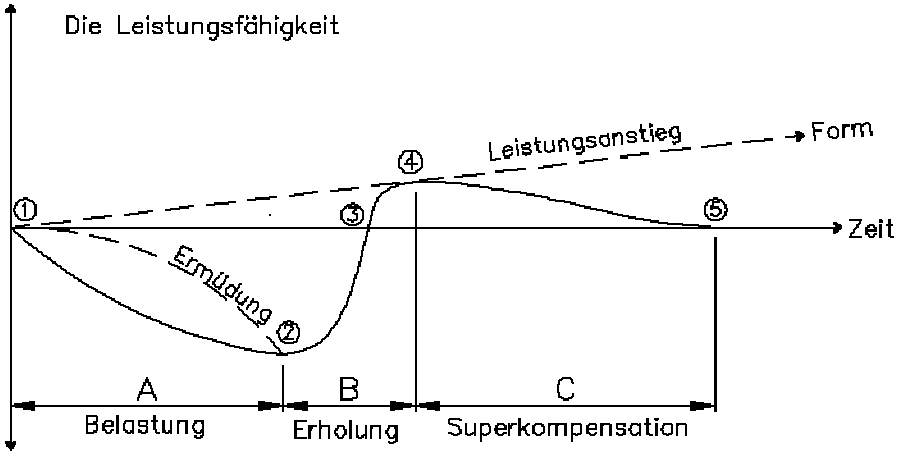


Abbildung 12: Modell der Superkompensation [Zintl, 2001]

6.2 Primäre Trefferpunkte im Kyokushin-Karate

Die Trefferflächen des Körpers im Kyokushin-Karate reduzieren sich vor allem auf KO-Punkte wie den Kopf, den Abdomen und die Oberschenkel. Schläge auf die Knie, die Wirbelsäule, in den Genitalbereich oder mit der Faust in die Kopfgegend sind nicht erlaubt. Wird während eines Turnierkampfes dreimal diese Regel nicht eingehalten, wird der Kämpfer disqualifiziert. Ist die Regelverletzung beim ersten Schlag sehr gravierend, wird die Disqualifikation nach diesem Schlag ausgesprochen. Gewisse Schläge, wie Tritte in das Knie können nur bedingt von den Schiedsrichtern erkannt werden. Deshalb ist es außerordentlich wichtig, dass die Kämpfer mit fairen Mitteln kämpfen. Verletzungen, die durch legale KO-Schläge eingeleitet wurden, sind meist reversibel und die Heilung erfolgt innerhalb weniger Wochen.

Ein KO (englisch: Knock out) tritt ein wenn der Gegner kampfunfähig ist. Die meisten KOs im Kyokushin-Karate sind auf Schläge auf die Leber, den Solarplexus, den Kopf und den Oberschenkel zurückzuführen. Die Handhabung einer Entscheidung wann ein Kampf durch ein KO eingeleitet wurde ist von Kampfsportart zu Kampfsportart

verschieden. Im Kyokushin-Karate erhält der Kämpfer, der seinen Gegner für drei Sekunden außer Gefecht setzt, dieser aber noch weiterkämpfen kann, einen halben Punkt (Wazaari). Ist der KO-Schlag so wirkungsvoll, dass der Gegner länger als drei Sekunden Schmerzen oder nicht mehr den Willen weiterzukämpfen zeigt, wird der Schlag mit einem ganzen Punkt (Ippon) gewertet.

Beim Boxen sind die meisten KOs auf geschwungene Kinnhaken zurück zu führen. Im Boxsport wird ein Kampf durch KO entschieden, wenn der Kämpfer nach einem starken Schlag binnen 10 Sekunden nicht weiterkämpfen kann. Der Kämpfer muss nicht zwangsläufig liegen, ein KO kann auch im Stehen eintreten. Ein technisches KO tritt ein wenn der Kämpfer körperlich kampfunfähig ist. z.B. Eine Verletzung am Auge hat. Dies soll verhindern, dass die Kämpfer schwere körperliche Verletzungen davontragen.

6.2.1 Kopf und Hals

Alle Bereiche außer dem Kopf sind durch Muskeln geschützt, deshalb gilt es, besonders viel Wert auf das Blocken von Schlägen zum Kopf zu legen. Das Gehirn ist zwar in einem harten Schädelknochen eingebettet, trotzdem sollte man es nicht zu oft Erschütterungen aussetzten. Im Kyokushin-Karate sind zum Kopf nur Schläge mit den Füßen oder den Knien erlaubt. Erfahrungsgemäß sind die Schlagkraft und Beschleunigungen eines Kicks um ein vielfaches höher als die der Fäuste. [vgl.: Diacu, 2003] Der Weg, den die Beine zum Kopf zurück zu legen haben, ist jedoch länger als der der Arme. Nur wenigen sehr gut gedehnten Kämpfern gelingt es in einer kurzen Distanz mit ihren Füßen den Gegner am Kopf zu treffen. Normalerweise verlang ein Fußtritt eine gewisse Distanz, die sich erst erarbeitet werden muss. Somit ist ein Kyokushin-Karateka nicht so oft Schlägen zum Kopf ausgesetzt wie ein Boxer. Der Kopf eines Boxers ist nicht nur bei Turnieren, sondern auch im Training bei Partnerübungen regelmäßig Erschütterungen ausgesetzt.
Besonders gefährlich im Kopfbereich sind die Schläfe, das Kinn, der Kiefer und die Halsschlagader.
Wegen der hohen Verletzlichkeit des Gehirns, ist es in eine starre knöcherne Kapsel, dem Schädel, eingeschlossen. Der Schädel ist mit einer Gehirn-Rückenmarksflüssigkeit, dem Liquor angefüllt. Das Hirn produziert und befindet sich in dem Liquor. Die Aufgabe des Liquors ist es, bei Schädelbewegungen das Hirn abzuschirmen. Zusätzlich wird das Gehirn von drei Hirnhäuten eingehüllt. Einer harten Hirnhaut, die am Schädelknochen anliegt, und zwei weichen. In den Räumen zwischen diesen Hirnhäuten befinden sich sowohl Blutgefäße, als auch der Liquor. Das Gehirn selbst besteht aus einer weißen und einer grauen Substanz. Die graue befindet sich an der Hirnaußenseite und ist aus Millionen von Nervenzellen aufgebaut. Die weiße befindet sich im Hirninneren und besteht aus Leitungsfasern, die aus der grauen Substanz stammen. Die beiden Substanzen unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Dichte und ihres spezifischen Gewichtes.

Wird der Kopf von einem starken Schlag getroffen erfährt das Gehirn den gleichen Bewegungsimpuls wie der Schädel, allerdings mit einer Verzögerung, die Bruchteile von Sekunden ausmacht. In diesem Zusammenhang ist die unterschiedliche Substanz der weißen und grauen Substanz des Gehirns von Bedeutung. Beide Substanzen erfahren daher eine unterschiedliche Beschleunigung. Durch die unterschiedlichen Beschleunigungen entstehen Scherkräfte zwischen den Substanzen. Einige Nervenzellen werden geschädigt, andere sterben ab und können nicht mehr ersetzt werden. [vgl.: McLatchie, 1986]

In Abhängigkeit von der Stärke der Schlageinwirkung ist der Kämpfer für Sekunden oder Stunden bewusstlos. In Abbildung 13 wird die Auswirkung von Schlägen auf den Kopf für das Gehirn zusammenfassend dargestellt. Die Doppelpfeile deuten die Hin und Her-Bewegung des Gehirns durch eine Schlageinwirkung an. Pfeil 1 stellt die direkte Einwirkung auf das Stirnhirn dar.

Der zweite Pfeil demonstriert die Auswirkung durch Scherkräfte auf Hirnteile gegenüber der eigentlichen Schlageinwirkung. Durch einen Schlag auf die Stirn können daher sowohl der vordere, als auch der hintere Teil des Gehirns geschädigt werden. Ein solcher Mechanismus der Hirnschädigung wird Contrecoup-Verletzung („Rückschlag") genannt. Das bedeutet, dass eine Hirnschädigung an einer Stelle auftreten kann, die weit entfernt vom eigentlichen Ort der Schlageinwirkung liegt. Pfeil 3 stellt die auf das Hirn einwirkende Schlagkraft dar, welche auch nach unten abgeleitet werden kann, wobei das Gehirn gegen das Rückenmark gedrückt wird und folglich indirekte Effekte entstehen. [vgl.: McLatchie, 1986]

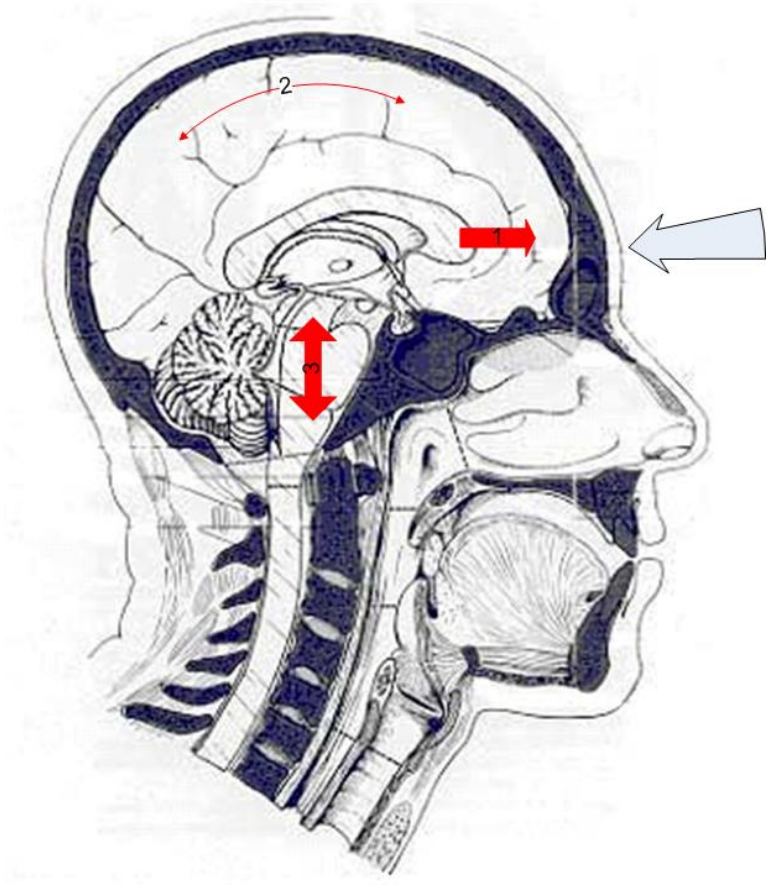


Abbildung 13: dreifache Auswirkung eines Schlages gegen die Stirn

Unter dem Bruch eines Schädelknochens wird der Schädelbruch verstanden. Als Folge eines solchen Bruches kann eine Blutung im Schädel auftreten, die eine Druckwirkung auf das Gehirn ausübt oder eine Entzündung der Hirnhäute hervorruft. Es sind zwei Typen von Schädelbrüchen möglich. Knochenrisse verlaufen gerade durch die Schädelknochen und können die mittlere Hirnhautarterie zerreißen. Impressionsfrakturen, bei denn ein Teil des Schädelknochens nach innen gedrückt wird, können das Gehirn sehr leicht verletzen.

Jeder KO-Schlag im Kopfbereich ist für den Kampfsportler mit einer Gehirnschädigung verbunden, selbst wenn diese im Allgemeinen nur geringfügig ist. Nervenzellen gehen zugrunde, der dadurch entstandene Funktionsausfall wird jedoch von anderen Nervenzellen ersetzt.

Ein Schaden, der im Zusammenhang mit dem Untergang von Nervenzellen als Folge des KO-Schlages steht, wird als primär bezeichnet. Betrifft ein solcher Schaden das ganze Gehirn ist es ein diffuser Hirnschaden. Wird das Hirn in umschriebenen Anteilen geschädigt, spricht man von Herdschädigung.

Durch eine von einem kraftvollen Schlag eingeleitete Druckwelle strömt Flüssigkeit an die Oberfläche und quetscht oder zerreißt dort die Blutgefäße der Hirnhäute. Es kommt zu Blutungen, die Druck auf das Gehirn ausüben, wie dies auch in Zusammenhang mit

Schädelbrüchen auftreten kann. Reißt die Schlagader, welche unter dem Schädelknochen verläuft, resultiert daraus eine Hirnblutung, die zu einem verstärkten Schädelinnendruck führt.

Todesfälle im Boxsport nach einem KO-Schlag, sind in den meisten Fällen auf den gesteigerten Innendruck des Gehirns, als Folge einer solchen Blutung zurück zu führen. Eine Komplikation dieser Art ergibt sich erst nach der eigentlichen Verletzung, man spricht daher von einer sekundären Hirnschädigung. [McLatchie, 1986]

Wird das Gehirn auf Grund der Quetschung der Blutgefäße in der Hirnhaut für eine kurze Zeit nicht mehr durchblutet, folgt daraufhin die Ohnmacht. [vgl.: Biermann, 2007]

- Primäre Hirnschädigung

  Eine primäre Hirnschädigung kann sich in zweierlei Arten auswirken.

  - Gehirnerschütterung: ist ein zeitlich begrenzter Hirnschaden, der keine Folgezustände beinhaltet. Es ist der kurzzeitige Verlust des Bewusstseins, als Resultat eines Kos. Es ist eine diffuse Hirnschädigung, welche nach wenigen Stunden oder Wochen völlig beseitigt ist.
  - Posttraumatische Amnesie: ist der Verlust des Gedächtnisses nach einer Kopfverletzung, die nicht notwendigerweise mit einer Bewusstlosigkeit verbunden sein muss. Das Verhalten des Verletzten kann dabei auf Grund von Automatismen normal erscheinen, trotzdem fehlt ihm im Nachhinein jegliche Erinnerung. Ein solcher Gedächtnisschwund nach einer Verletzung bedeutet einen primären Hirnschaden, der im Allgemeinen folgenlos ausheilt.

- Sekundäre Hirnschädigung

  Nach einer primären kann eine sekundäre Hirnschädigung eintreten, die sich durch eine zunehmende Bewusstseinsstörung oder motorische Ausfälle bemerkbar macht. [McLatchie, 1986]

Durch einen Schlag zur Schläfe oder zur Kinnspitze kommt es zu einer Erschütterung des gesamten Schädels. Dies kann Benommenheit und kurzfristige Bewusstseinstrübung auslösen. Eine entsprechende Erschütterung des Gleichgewichtsorgans verstärkt die Schlagwirkung.

Im Halsbereich finden sich neben den Wirbeln auch andere wichtige Strukturen wie Luft- und Speiseröhre, die Jugularnerven, die Halsschlagadern, der Vagus- und die Zwerchfellnerven. Wird man seitlich am Hals getroffen, erfolgt eine direkte Beeinflussung der das Gehirn versorgenden Blutgefäße. An der Halsseite liegen Nervenzentren, die die Regulierung der Herz- und Kreislauftätigkeit entscheidend beeinflussen. Ein Treffer auf diese Stelle bewirkt eine kurzfristige Drosselung der Gehirndurchblutung. [vgl.: Barrabas]

Wird man frontal oder seitlich am Hals getroffen, kann es vorkommen, dass die Luftröhre kurz gequetscht und somit das Luft-holen erschwert wird.
Eine Verletzung des Kehlkopfes kann durch Fußtritte oder durch abgerutschte Armtechniken eingeleitet werden. Ein Treffer zum Kehlkopf birgt die Gefahr des Stimmritzenkrampfes und Atemnot. Wird man an dieser Stelle getroffen, kann diese Verletzung zu einer mehrtägigen andauernden Schluckbeschwerde führen.

6.2.2 Abdomen

Die primären Ziele sowohl mit den Armen als auch mit den Beinen im Kyokushin-Karate sind am Abdomen der Solar Plexus, die Leber und die Milz. (siehe Abbildung 14) Schläge auf die Brustmuskulatur sind schmerzhaft aber führen meistens nicht zu einem KO (siehe 6.3.1), deshalb konzentrieren sich Kyokushin-Karateka vor allem darauf, in den mittleren Bereich des Abdomen zu schlagen.

Der Brustkorb und der Bauch bilden eine große Angriffsfläche. Der Brustkorb enthält Herz und Lungen, die großen Gefäße, Speiseröhre und Luftröhre (Trachea), die sich in die Bronchien verzweigt. Jede Seite der Wand besteht aus 12 Rippen, die vorne am Brustbein (Sternum) und hinten an den Brustwirbeln befestigt sind. Die Außenseite des Brustkorbes wird vorne vom Pektoralmuskel und hinten vom großen Rückenmuskel bedeckt.

- Lunge: Die Lungen befinden sich beidseitig innerhalb des Brustraumes und sind mit einer doppelten Haut (Pleurea) bedeckt. Die Pleurea besteht aus dem Rippenfell und dem Lungenfell. Wenn die äußere Schicht der Lunge durch eine penetrierende Verletzung einreißt, so ist die Folge ein Lungenriß. Eine gebrochene Rippe kann zu einem Durchstoßen eines Lungenflügels führen, wodurch ein Lungenkollaps eingeleitet werden kann. Plötzlicher Atemstillstand zusammen mit Brustschmerzen nach einem Schlag, erweckt den Verdacht auf einen Lungenriss. In manchen Fällen kommt es sogar zum Aushusten von Blut. [vgl.: McLatchie, 1986]
- Herz: Das Herz wird in 4 Kammern unterteilt, zwei davon enthalten venöses Blut, welches in die Lunge weitergeleitet wird, um mit Sauerstoff angereichert zu werden. Von dort wird es in die dritte Kammer gepumpt, um anschließend aus der vierten Kammer wieder in den Körperkreislauf geleitet zu werden. Eine direkte Schlagwirkung auf die Herzgegend, führt zu Erschütterung des Herzens mit Störungen seiner Tätigkeit, im Sinne einer unregelmäßigen Schlagfolge und sekundärer Wirkung auf den gesamten Kreislauf. Es kann gelegentlich auch zu einer Überreizung des Vagusnervs, verbunden mit einer übermäßigen Pulsverlangsamung, oder zum Herzstillstand kommen. Ein Schlag auf den Solarplexus, in die unterhalb des Brustbeins befindliche Gegend, führt zu einer Reizung des, vor der Wirbelsäule liegenden, Nervenzentrums. Die Person bekommt für kurze Zeit keine Luft mehr,

durch die Verkrampfung der Organe. Im schlimmsten Fall kann eine Herabsetzung der Herztätigkeit erfolgen, die zu anhaltender Ohnmacht führt. [vgl.: McLatchie, 1986]

Die Bauchhöhle erstreckt sich von ihrer oberen Begrenzung, dem Zwerchfell, bis in die Beckenhöhle, die die Blase enthält. Ihre knöchernen Begrenzungen bestehen aus den Rippen und dem Beckenknochen. Es werden zahlreiche Organe, wie die Leber, der Magen, die Milz und die Nieren, im oberen Bauchraum von den Rippen bedeckt. Die Leber stellt unter den Bauchorganen das größte Organ dar. Sie nimmt den ganzen rechten und einen kleinen Teil des linken Bereichs des Oberbauches ein. Der Magen und die Milz befinden sich im linken Bereich des Oberbauches. Darunter liegen der Dick- und Dünndarm. Hinter dem Magen, vor der Wirbelsäule befindet sich die Bauchspeicheldrüse (Pankreas). Diese kann durch einen harten Schlag in den Bauch gequetscht und zerrissen werden, folglich treten Verdauungssäfte aus, die eine bedrohliche Entzündung der Bauchhöhle bewirken. Unter den Rippen und den Wirbelknochen befinden sich die Nieren. Sie können vor allem durch Beintechniken des Gegners verletzt werden. [vgl.: McLatchie, 1986]

- Leber: Trifft man mit der linken Faust unter den Rippenbogen, setzt sich die Schlagwirkung durch die Muskeln (M. obliquus abdominis externus) zur Leber fort und lässt den Gegner, falls man ihn im richtigen Moment getroffen hat, KO gehen. Ein Schlag auf die Leber führt zu einer Verkrampfung der Gefäßmuskulatur in diesem stark blutgefüllten Organ. Die Blutzufuhr wird zwar nicht gestört, der Weitertransport in der Leber stockt jedoch, wodurch die getroffene Person vorübergehend kampfunfähig wird. [vgl.: Barrabas]
- Milz: Derselbe Vorgang spielt sich bei einem Schlag auf der anderen Seite der Rippenbögen, auf die Milz ab. Auch sie ist ein verletzungsanfälliges Organ. Die Milz ist ein stark durchblutetes Organ. Genau gezielte Schläge darauf führen zu einer stark spürbaren Stockung der Blutzufuhr, und dadurch zu einer Störung der Nervenfunktion, die die Tätigkeit der inneren Organe steuern.
- Magen: Ein Treffer in den Magen führt zur Verkrampfung der Bauchdeckenmuskulatur. Diese Wirkung zeigt sich auch in der Zwerchfellmuskulatur. Durch eine Zwerchfellverkrampfung tritt vorübergehende Atemnot ein.
- Solar Plexus: Der Solarplexus ist eine besonders sensible Stelle am Abdomen, die aus Nervensträngen besteht, die man nicht abhärten oder durch Bauchmuskeltraining trainieren kann. Durch vorübergehende Lähmung des Zwerchfells hat der Verletzte extreme Schwierigkeiten bei der Einatmung. Ein derartiges KO kann man durch die richtige Atemtechnik im Kampf verhindern.

Der Musculus Rectus abdominis auch gerader Bauchmuskel genannt schützt die Vorderseite des Bauches. Wie man in Abbildung 7 gut erkennen kann, sind die Stränge dieses Muskels längsgestreift und nicht quergestreift. Somit spürt man einen Schlag mit einer Faust die senkrecht gehalten wird stärker, als eine Faust die waagrecht gehalten wird. Der Musculus obliquus abdominis externus, auch äußerer schräger Bauchmuskel genannt, schützt die Leber, die Milz und die kurzen Rippen.

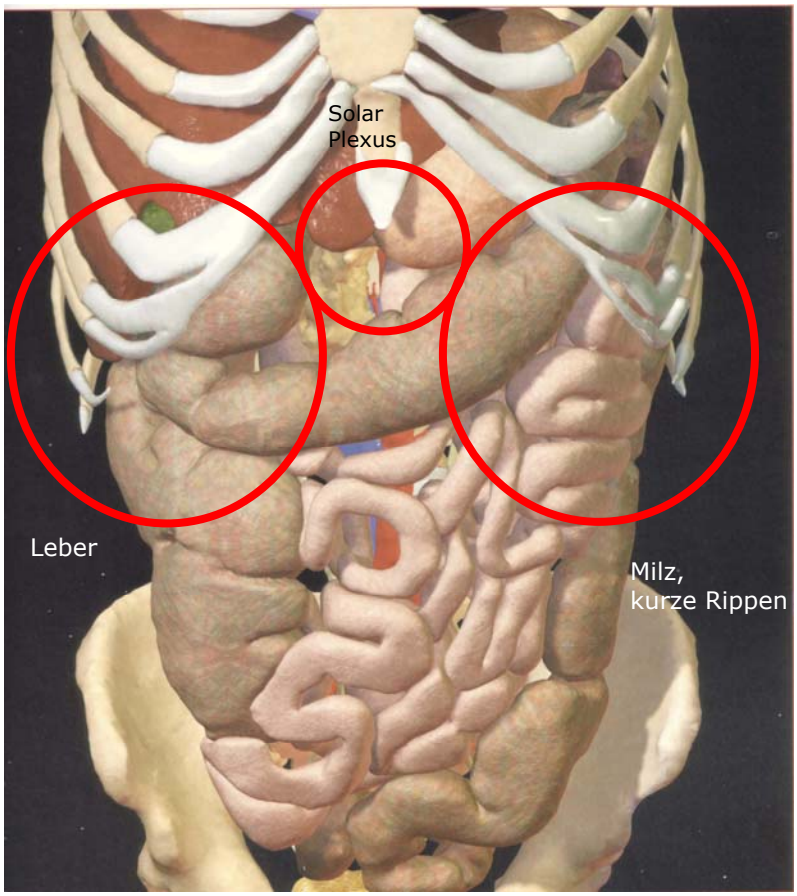


Abbildung 14: Abdomen [McCracken, 1999, S. 189]

6.2.3 Oberschenkel

Die Vorderseite des Oberschenkels bildet der vier-köpfige Oberschenkelmuskel (Quadriceps), an der Rückseite befinden sich die Kniesehnenmuskeln. Diese Sehnen haben ihren Ursprung an den Beckenknochen, ihren Ansatz an der Kniescheibe und am Schien- bzw. Wadenbein.

Der Lowkick, einer der häufigsten Schläge im Kyokushin-Karate, ist ein Halbkreisfußtritt bei dem das Schienbein zum Oberschenkel des Gegners geführt wird. Beliebt ist der Tritt zum Muskelansatz (oberhalb der Kniescheibe). Wird dieser Punkt getroffen, knickt der Gegner vor Schmerzen ein.

Trifft man den Gegner auf der Innenseite des Oberschenkels, ist die Trefferwirkung auf Grund der dort verlaufenden Nervenstränge groß. Die zweite Möglichkeit ist, den Gegner auf den äußersten des M. Quadriceps femoris (vierköpfiger Schenkelstrecker) zu treffen. Dieser ist aufgebaut aus M. Rectus femoris, M. Vastus lateralis, und M. Vastus medialis. Bei einem direkten Schlag gegen die Oberschenkelmuskulatur, einem sogenannten stumpfen Muskeltrauma, kommt es zu Blutungen unterschiedlichen Ausmaßes in der Haut und der Muskulatur. Dem anfänglichen plötzlichen Schmerz folgt ein dumpfes Druckgefühl. Es entwickelt sich nur dann eine deutlich sichtbare Schwellung, wenn jene an der Oberfläche des Muskels entsteht. Oft entsteht eine Schwellung im Inneren des Muskels und ist nicht erkennbar. Ursache des Schmerzes ist der erhöhte Innendruck im Muskel als Folge der Blutung. [vgl.: McLatchie, 1986]

Der Getroffene kann dem Schlag auf mehrere Arten entgegenwirken. Entweder er dreht den Oberschenkel in Richtung des Schlages, dass das Schienbein den ganzen Quadriceps trifft. Eine weitere Möglichkeit wäre den Schlag mit dem Schienbein zu blocken oder auszuweichen, indem man sich nach hinten, nach vorne oder seitlich bewegt.

Muskelverletzungen haben zwei mögliche Ursachen, zum einen eine Überdehnung, die selbst verschuldet ist, zum anderen eine direkte Verletzung als Schlagfolge. Muskelverletzungen können eine breite Palette an Symptomen hervorrufen, die von einem leichten Zwicken während der Bewegung, bis hin zu schweren Muskelschmerzen reicht. Muskelzerrungen oder Muskelfaserrisse sind Gründe für Schmerzen dieser Art.

Der Quadriceps ist häufig von Verletzungen dieser Art betroffen. Nach einem direkten Schlag tritt im Falle einer Zerrung, oder eines Faserrisses zunächst ein heftiger Schmerz auf, es folgt eine Schwellung und ein taubes Gefühl am Bein. Obwohl der Schmerz nachlässt, bleibt das Bein schwach und steif.

Nach einer Muskelverletzung können Komplikationen wie Verknöcherung oder örtlicher Gewebsuntergang auftreten. Eine Verkürzung des Muskels nach einer Verletzung ist problematisch. Sie entsteht dadurch, dass der Muskel durch die Bildung nicht elastischem Narbengewebe heilt. Die Rehabilitation nach einer solchen Verletzung muss daher Streckübungen beinhalten, um die ursprüngliche Länge und Beweglichkeit wieder herzustellen.

- Verknöcherung: Durch Massagen bei Oberschenkelverletzungen wird dadurch das Blutgerinnsel vergrößert und es kann sich durch Einlagerung von Kalk, oder sogar durch die Bildung von Knochenmasse verhärten. Eine solche Verhärtung ist schwer zu behandeln
- Örtlicher Gewebsuntergang: Von dieser Komplikation sind vor allem die Muskeln auf der äußeren Seite des Schienbeins betroffen. Ebenso wie bei anderen Muskeln kommt es unter Schlageinwirkung zu einem Bluterguss. Die Besonderheit besteht darin, dass diese Muskulatur in einer engen bindegewebigen Hülle eingeschlossen ist. Die

Schlagader, die diesen Bereich mit Blut versorgt, kann verschlossen werden und einen Gewebsuntergang hervorrufen. [vgl.: McLatchie, 1986]

6.3 Sekundäre Trefferpunkte

Unter sekundären Trefferpunkten werden im Zuge dieser Arbeit, jene Stellen am menschlichen Körper verstanden, auf welche nicht vorzugsweise geschlagen wird, da ein KO an diesen Stellen zwar möglich aber eher unwahrscheinlich ist.

6.3.1 Schulterbereich

Oft werden Schläge auf die Schulter angewandt, um den Gegner aus dem Gleichgewicht zu bringen um anschließend einen Schlag auf einen KO-Punkt anzubringen. Selten kommt ein Bruch des Schulterblattes vor, dessen Genesung jedoch innerhalb von zwei bis drei Wochen erfolgt. Muskelverletzungen können im Bereich des „Musculus pectoralis major" entstehen. Die Sehne dieses Muskels kann auf Grund eines Schlages oder Trittes reißen. [vgl.: McLatchie, 1986]

6.3.2 Nerven

Wenn Nervenschäden in einem Vollkontakt Kampfsport auftreten, dann sind der Radialisnerv am Oberarm und der Ulnarisnerv die betroffenen Nerven.

- Radialisnerv: Er ist verantwortlich für die sensible Versorgung der Haut im Bereich der Rückenseite des Unterarms und der Hand. Darüber hinaus vermittelt er die Impulse für die kräftige Streckmuskulatur von Arm und Hand. Ein kraftvoller Tritt gegen die Mitte des Oberarmes kann diesen Nerv außer Gefecht setzen. Als Folge wird eine sofortige Schwäche im Arm verspürt, wodurch die Ausführung eines Faustschlages unmöglich wird. Gelegentlich können solche Nervenverletzungen mit einem Bruch des Oberarmknochens einhergehen.
- Ulnarnerv: Der Ulnarverv liegt direkt unter der Haut der Innenseite des Ellenbogens. Eine Schädigung ruft ein kribbeliges Gefühl im Bereich des kleinen und Ringfingers der Hand hervor. Hervorgerufen wird diese Verletzung durch einen Tritt des Gegners, der sich nicht selten eine Fußverletzung dadurch zuzieht. Sie Symptome verschwinden normalerweise innerhalb von Minuten und eine völlige Genesung ist gewährleistet. [vgl.: McLatchie, 1986]

6.4 Selbst verschuldete Verletzungen

Bei allen Vollkontakt-Sportarten, bei denen es zu Zusammenstößen mit dem Gegner kommt, können Knochen- und Gelenksverletzungen auftreten. Durch die Ausführung einer falschen Technik, kann es zu Verletzungen an den Extremitäten der schlagenden, als auch der blockenden Person führen. Am häufigsten sind Knochen betroffen, die direkt unter der Haut liegen. Z.B. Verletzungen der Tibia (Schienbein) oder Ulna (Unterarmknochen) können auftreten, wenn Tritte beispielsweise mit nur einem Arm abgeblockt werden. Durch einen unglücklichen Aufprall oder schlechte Ausführung können bei Schlägen der Daumen, der Handwurzelknochen und das Handgelenk gefährdet sein.

Vor allem Handverletzungen können durch die Vermittlung korrekter Schlagtechniken verhindert werden. Im Kyokushin-Karate wird mit den Knöcheln des Zeige und Mittelfingers geschlagen, da diese verhältnismäßig unbeweglich sind. Die auf sie ausgeübte Kraft wird direkt auf die festen Armknochen, speziell die Elle weitergeleitet.

Die Schutzausrüstung für die Fäuste im Kyokushin-Karate gewährleistet eine korrekte Fausthaltung, wie sie in Abbildung 15 dargestellt wird. Der Daumen muss den eingeklappten Zeigefinger umschließen. Um bei den Schlägen im Handgelenk nicht einzuknicken und das Handgelenk zu versteifen werden im Training Liegestütze auf den ersten beiden Knöcheln auf dem Holzboden trainiert. Bei der Heilung der Mikroverletzungen, die durch das Aufliegen der Fäuste auf dem harten Boden entstehen, bildet sich Narbengewebe, das zu einer Verstärkung der Knöchel führt. Mit der Zeit entwickeln sich auch natürliche Schutzmechanismen, wie z.B. die Verdickung der Haut über den Knöcheln.

Durch Tameshiwari- und Makiwara-Training (Bruchtest-Training) kann es zu Verletzungen der Knöchel oder des Handgelenks kommen. Durch die Krafteinwirkung kommt es an den Gelenken zu Gelenksrissen oder am Mittelhandknochen zu einem spinalen Bruch.

Wird die Faust nie auf Kraftübertragung trainiert, besteht die Gefahr einer Verletzung, weil die Muskulatur zu schwach ist um das Handgelenk zu versteifen. Deshalb werden Schläge im Kyokushin-Karate auf den Boxsack, ein Target oder den Partner trainiert.

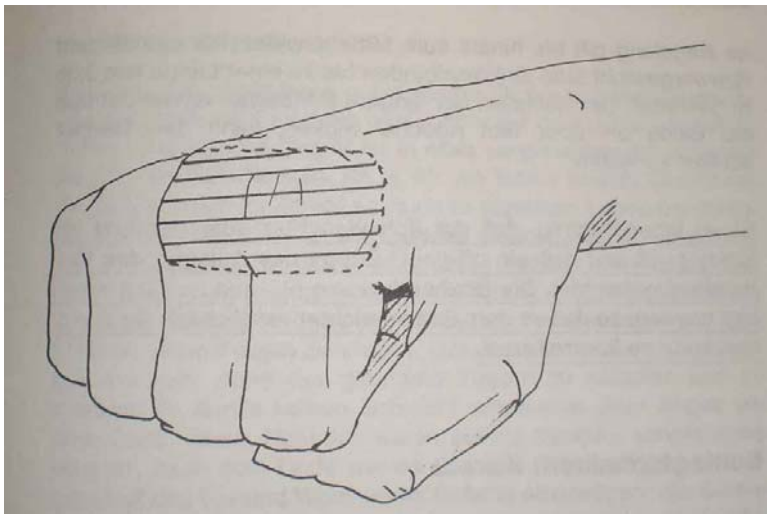


Abbildung 15: Schlagbereich der Knöchel an der Faust [McLatchie, 1986]

Der Knöchel oder das Schienbein kann z.B. durch Schläge auf den Ellenbogen, durch Fußfeger oder Verknöcheln im Kampf verletzt werden.
Der Knöchel bildet ein einachsiges Gelenk, dessen oberer Anteil durch das jeweilige untere Ende von Schien- und Wadenbein, sowie durch deren Bandverbindungen und dessen unterer Anteil durch das Sprunggelenk des Fußes abgebildet werden. Auf beiden Seiten wird dieses Gelenk durch kräftige Bänder und Sehnen gestützt. Sehnen und Bänder sind bindegewebige Strukturen. Sehnen verbinden Muskeln und Knochen, Bänder verstärken Gelenke. Es können Seitenbanddehnungen am Knöchelgelenk, Schwellungen, Verstauchungen oder Knochenbrüche auftreten.
Erleidet man am Schienbein ein Schienbeinmuskelsyndrom werden die, zwischen dem Waden- und Schienbein liegenden, Muskeln verletzt. Sie sind eng mit einer Faszie umhüllt und somit sehr anfällig auf Blutergüsse. Die straffe Einengung durch die Faszie kann dazu führen, dass trotz eines Blutergusses die darauf folgende Schwellung nach außen hin nicht sichtbar ist. Die Schwellung kann die für die Blutversorgung verantwortliche Arterie einengen und zu einem Taubheitsgefühl im Bein führen. [vgl.: McLatchie, 1986]

6.5 Verletzungen an unerlaubten Stellen

Obwohl Schläge auf das Knie, auf die Wirbelsäule oder die Genitalien im Kyokushin-Karate verboten sind, kommt es des Öfteren vor, dass sich Verletzungen dieser Art bei Turnieren oder im Training ereignen. Schläge an das Knie finden statt, wenn ein Lowkick zu tief oder ein Fußfeger zu hoch ausgeführt wird. Wird das Knie einmal ernsthaft verletzt, wird es auf Grund seiner Komplexität im Allgemeinen nicht mehr die vorherige Stabilität aufweisen.

Wird ein Innenlowkick (Tritt mit dem Schienbein auf die Innenseite des Oberschenkels) zu hoch ausgeführt, kann der Genitalbereich stark verletzt werden. Dreht sich ein Anfänger zu weit um seine Achse bei Abwehrmanövern, kann unabsichtlich ein Schlag auf die Wirbelsäule die Folge sein. Der Rücken ist auf Grund der Wirbelsäule und der Nieren sehr sensibel, deshalb wird einem Kämpfer von Anfang an gelehrt, niemals mit dem Rücken zum Gegner zu stehen. Erfahrene Kämpfer haben durch andauerndes Training gelernt, ihre Körperrotation um die Longitudinalachse unter Kontrolle zu haben.

- Knie: Das Knie, dargestellt in Abbildung 16, ist eine Gelenksverbindung zwischen dem unteren Ende des Oberschenkelknochens (Femur) und dem oberen Ende des Schienbeins (Tibia). Vorne wird das Knie durch die Knieschiebe (Patella) bedeckt. Von der Unterseite der Kniescheibe verläuft die Patellarsehne zum Schienbein. Im Bereich des Kniegelenks befinden sich vier wichtige Bänder und zwei Knorpelstrukturen, die Menisken. Jede dieser Strukturen kann nach einem Schlag auf das Knie ein- bzw. abreißen. Knieverletzungen können in drei Kategorien unterteilt werden.
    - Verletzungen der Kniescheibe: Die Kniescheibe ist mit dem Quadriceps verbunden. Spannt man den Muskel an, wird die Kniescheibe fixiert. Ist einer der drei Quadricepsköpfe zu schwach, rutscht die Kniescheibe aus ihrer Verankerung. Ein Bluterguss ist meistens Grund eines bewegungsabhängigen Schmerzes. Die Streckfähigkeit des Beines bleibt erhalten, die Druckempfindlichkeit auf die Kniescheibe ist jedoch beschränkt.
    - Bandverletzungen: Die zwei Seitenbänder (inneres und äußeres Seitenband) befinden sich seitlich unterhalb der Haut Die Kreuzbänder (vorderes und hinteres Kreuzband) überkreuzen sich von der Seite und befinden sich im Inneren des Gelenks. Ihre Fasern sind in sich verdreht und bilden eine Überkreuzung. Bandverletzungen treten durch Schläge auf das Knie, Drehbewegungen des Standbeins bei der Ausführung von Tritten und Überstreckungen des Knies auf. Es erfolgt keine Heilung bei einem Riss der Kreuzbänder. Um die Bänder operativ wieder herzustellen, werden Teile von Sehnen des Grazilis- oder Schneidermuskels verwendet. Nach einer Kreuzband-OP ist der Patient wieder voll sporttauglich, obwohl das Band nicht die Stabilität vorweist wie vor dem Unfall.
    - Meniskusriss: Die Menisken sind zwei C-förmige Knorpelteile im Kniegelenk zwischen der Gelenkfläche der Tibia und des Femurs. Befestigt sind sie auf der Tibia. Der innere Meniskus ist größer als der äußerer. Sie dienen zur Verteilung der Kontaktflächenbelastung. Würden sich die Menisken nicht zwischen den Gelenksflächen befinden, würde zu viel Druck auf nur eine kleine Fläche aufgebracht werden. Sie enthalten viel Faser- und wenig Knorpelsubstanz, welche nur teilweise durchblutet ist und somit ein Heilung nicht möglich ist.

Deshalb werden Menisken bei einer Verletzung operativ entfernt. [vgl.: McLatchie, 1986]

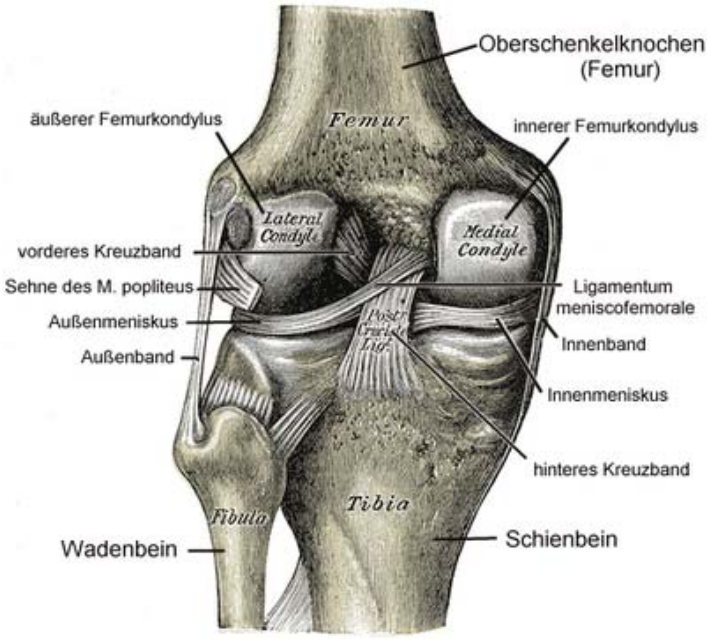


Abbildung 16: Aufbau des Kniegelenks [Keller-Stöckigt, 2008]

6.6 Verhütung von Verletzungen

All diesen Verletzungen sollte im Training durch genügend Schutzausrüstung und eine gute Ausbildung der Kampfpartner vorgebeugt werden. Durch falsche Blocktechniken oder Abwehrmanöver zum falschen Zeitpunkt, kann es zu Verletzungen der Extremitäten kommen. Leistungsorientierte Kämpfer trainieren bis zu 4mal pro Woche mit dem Partner und können sich somit keine Verletzungen leisten. Natürlich kommt es immer wieder zu Blutergüssen, Prellungen oder Verstauchungen. Diese heilen im Allgemeinen innerhalb kürzester Zeit aus.

6.6.1 Schutzausrüstung

Schutzkleidung in Form von Schienbeinschützern, Boxsack-Handschuhen, Knieschützern, und Brustschützern bzw. Suspensorien müssen beim Sparring im Training getragen werden. Die Finger der Handschuhe sind einzeln gepolstert und an den Spitzen offen. Die Schienbeinschützer müssen das gesamte Schienbein und den Rist bedecken. Durch diese Schutzausrüstung können vor allem Verletzungen der Hand, des Schienbeines, der Genitalien und der Brust vorgebeugt werden.

Im Kyokushin-Karate wird bei Turnieren in der Regel auf diese Protektoren verzichtet. Bei fortgeschrittenen Turnieren, sind ein Zahnschutz und ein Brust- bzw. Tiefschutz Pflicht,

Hand und Schienbeinschützer verboten. In Anfänger Kategorien ist in der Regel das Tragen von Schienbeinschützer obligatorisch.
Junioren tragen bei Turnieren zusätzlich zu der Trainings-Schutzbekleidung auch einen Helm und möglicherweise kindergerechte Boxhandschuhe.
Die grundsätzliche Aufgabe der Protektoren ist es, einen großen Druck, der auf einer kleinen Fläche entsteht, in einen kleinen Druck umzuwandeln, der sich auf eine große Fläche verteilt. Protektoren gliedern sich in weiche Offensivschützer und harte Defensivschützer. Offensivschützer finden sich auf den eigenen Angriffswerkzeugen wie Fäusten oder Schienbeinen wieder. Die Schienbein und Faustschützer bestehen aus einer Dämpfungsschicht (Schaumstoff), die von außen durch Leder oder einen Textilbezug umhüllt wird. Sie haben den Vorteil, dass beim Training auch der Partner geschützt wird. Würde der Angreifer harte Schützern, bestehend aus Plastik, tragen, wäre der Treffer für den Partner genauso unangenehm wie ohne Schutz. Weiche Schützer ermöglichen außerdem eine Abhärtung der Schienbeine und Knöcheln, da die Spitzendrücke zwar gesenkt werden, aber immer noch so hoch sind, dass ein Trainingseffekt eintritt. Defensivschützer finden sich auf den Körperteilen, die vor einem gegnerischen Angriff geschützt werden sollen. Es handelt sich um Hartschalen, die den Körperbereich der nicht abgehärtet werden kann zu schützen. Hartschalen sind unbedingt am Genitalbereich der Männer und am Brustbereich der Frauen zu verwenden.
Ein weiterer Effekt der Schützers ist die Energieaufnahme, bei der der Protektor wie eine Knautschzone funktioniert. Durch das Tragen von Schutzausrüstung kommt nicht die gesamte Energie des Schlages am Gegner an, sondern ein Teil der Energie wird in Materialumformung umgewandelt. Um welche Energien es sich handelt wird im Kapitel 8.1.7 beschrieben.

7 Bereits veröffentlichte Messwerte

In wie weit gibt ein Boxautomat Auskunft über die Schlagkraft? Diese Frage kann man ganz einfach mit den Worten „gar nicht" beantworten. Mit Kraftmessung hat ein Boxautomat nichts zu tun. Es handelt sich lediglich um eine Infrarot Zeitmessung, bei der ein IR Lichtstrahl durch das Schlagen des Balls mit einem 1 cm breiten Metallteil kurzzeitig unterbrochen wird. Die daraus gemessene Zeit ergibt dann einen Wert, der digital und einheitslos am Automaten dargestellt wird. Je kürzer die Zeit ist in der der Metallteil durch den IR Lichtstrahl geschickt wird, desto „stärker" schlägt man. [vgl.: Gassmann, 2008]

In vielen trainigswissenschaftlichen Zentren werden bereits Sensoren für die Entwicklung der Sportler eingesetzt. Sportwissenschaftler führten vor allem statische Messungen mit an der Wand befestigten Platten durch. Matsushita et al. und Pfeiffer verwendeten Kistler-Kraftmessplatten, mit integrierten Dehnmessstreifen, um die Schlagkraft zu messen. [vgl.: Matsushita, 1989] [vgl.: Pfeiffer, 2006]

Laut der Reportage „Was passiert wenn ein Boxer KO geht?" ist die Schlagkraft des Boxers Oktay Urkal mit der Führungshand 2000N und mit dem Haken 3300N stark. Die Geschwindigkeit mit der der Weltergewichtboxer schlägt kommt auf ca. 50km/h also 13.8m/s. Im Olympiastützpunkt in Berlin wird regelmäßig der Leistungszustand von Boxern überprüft. Die Leistungsdiagnostiker können Maximal-, Schnellkraft, Ausdauer und Reaktionsgeschwindigkeit der Boxer messen. So erfahren sie von ihren Stärken und Schwächen, zusätzlich können sie ihre Ergebnisse mit vergangenen Werten vergleichen und haben so ein Feedback über ihren derzeitigen Trainingszustand. Die Messung wird auf einer Schlagplatte durchgeführt, das heißt, dass diese Kraft nicht ungebremst am Gegner ankommt, da dieser Ausweichbewegungen und Blocktechniken anwendet, um die Kraft vom Gegner zu reduzieren. [vgl.: Biermann, 2007].

In der Reportage „Fight Science" von National Geographics wird mit der Faust von einem Kung-Fu Kämpfer 2770N, von einem Shotokan Karateka 3700N, von einem Tae Kwon Do Kämpfer 4150N und von einem Boxer 4500N erreicht. Den stärksten Fußstoß schaffte der Tae-Kwon Do Kämpfer mit einem Ushiro Geri (gedrehter Halbkreisfußtritt), der 7130N stark war. Der Karateka schaffte 4640 mit einem Halbkreisfußtritt und der Kung Fu Meister 4440N mit einem Doppelkick. Die gemessene Schnelligkeit der Schläge des Muay Thai Kämpfers beträgt 56km/h. Um die Reizweiterleitung der Nerven und die daraus resultierende Muskelbewegung zu visualisieren wurden Videoanimationen demonstriert. (Abbildung 17)[vgl.: Stern, 2006]

Abbildung 17: Mawashi-Geri Chudan (Halbkreisfußtritt zu den Rippen), computeranimiertes Bild von Fight Science [Stern, 2006]

In der Reportage von Discovery Channel wird ein Druck von 1600N/cm^2 bei einem Halbkreisfußtritt gesprochen. Ein Mae Geri (Kick nach vor) erreicht bis zu 1330N/cm^2. Die Geschwindigkeit mit der aufgetroffen wird beträgt 50km/h. [Stern, 2006]. Feld und McNair (1983) schreiben in dem Artikel „Die Physik des Karateschlags" von einer Kraft von 3000N und einer Geschwindigkeit von 10-14m/s die ein Schlag erreichen kann.

Pierce nimmt als einer der wenigen dynamische Messungen vor. (Abbildung 18)

Er veröffentlicht in der Publikation „Direct Measurement of Punch Force During Six Professional Boxing Matches" Messwerte, die während 6 professionellen Boxkämpfen gemessen wurden. Die Kraftsensoren, die ursprünglich für die Verwendung in einem isometrischen Kniedynamometer um den Drehmoment zu messen patentiert wurden, werden in den Boxhandschuhen der Kämpfer platziert. Diese sind mit der Elektronik verbunden, die am Handgelenk im Boxhandschuh fixiert ist. Sie erhält das Signal vom Sensor und übermittelt es mittels Radiofrequenz an einen Receiver außerhalb des Rings, der mit einem Laptop verbunden ist. Das untere Limit, das vom System aufgenommen werden kann sind 500 N. Das System wurde von der Firma SPS „bestshot System" genannt. Pierce lässt Boxer verschiedener Gewichtsklassen gegeneinander kämpfen und misst Werte zwischen 866 und 5300 N. Der Unterschied zu den statischen Messungen ist leicht ersichtlich. Die Messwerte sind um einiges geringer, da im Kampf oft nicht die ganze Kraft der Schläge ankommt, sondern durch Ausweichmanöver oder Blocks abgelenkt wird. Im Ring oder auf dem Tatami (Kampffläche) kann man Schlägen ausweichen, jene blocken oder die Distanz verkürzen, damit der Schlag einen vor seinem Optimum erreicht. Außerdem würde ein Boxer im Ring den Schlag nicht mit komplettem Körpereinsatz durchführen, da immer das Risiko eines Konterschlages besteht. Die Ergebnisse seiner Messung brachten neue Erkenntnisse ans Licht. Interessanterweise hängt die durchschnittliche Schlagkraft nicht mit dem Gewicht der Kämpfer zusammen. Die höchste durchschnittliche Schlagkraft hatte ein Leicht-Mittelgewicht (1149.2 N). Die totale Kraft wird berechnet, indem man die durchschnittliche Schlagkraft mit der Anzahl

der Schläge multipliziert. Auch diese Kraft zeigt keine Verbindung zu dem Gewicht des Boxers auf. Die höchste Totalkraft erreichte ein Boxer im Leicht-Mittelgewicht (342472N). Totale Schlagkraft spielte eine Rolle im Ausgang des Kampfes. Der Boxer mit der höchsten kumulativen Schlagkraft hat einstimmig den Kampf gewonnen. Von den 1675 Schlägen wurden 59,2% unter 1000N gemessen. Nur 3.3% befanden sich über 2000N und 1.1% über 3000. 3 Schläge insgesamt wurden über 4000N geschlagen, 2 davon von einem Leicht-Mittelgewicht und einer von einem Cruisergewicht.

Die gemessenen Werte unterscheiden sich stark von den auf statischen Objekten gemessenen Werten. Der stärkste Schlag (5358 N) von einem Cruisergewicht erreicht lange nicht die 6000N gemessen von Atha er al., 1985. Dort hat der Athlet Zeit sich zu Positionieren und kann einen Schlag abfeuern, ohne Angst zu haben eine Reaktion zu erwarten. Ausgebildete Boxer wissen wie man Schläge absorbiert, wie man zu Seite geht, blockt und kontert. Oft können sie einen Teil, oder manchmal sogar die komplette Kraft von ihrem Körper ableiten. Die Werte der stärksten Schläge, abgegeben von einem Cruisergewicht (80,5kg) und einem Leicht-Mittelgewicht (62,3kg) sagen aus, dass nicht nur die Masse sondern vor allem die Geschwindigkeit die Schlagstärke ausmacht.

Die Leichtgewichtler sind wahnsinnig schnell aber extrem leicht, die Schwergewichtler sind zwar schwer aber langsamer. Die stärksten Schläge kommen von Mittelgewichten, da diese die Vorteile von beiden vereinen. [vgl.: Pierce, 2006]

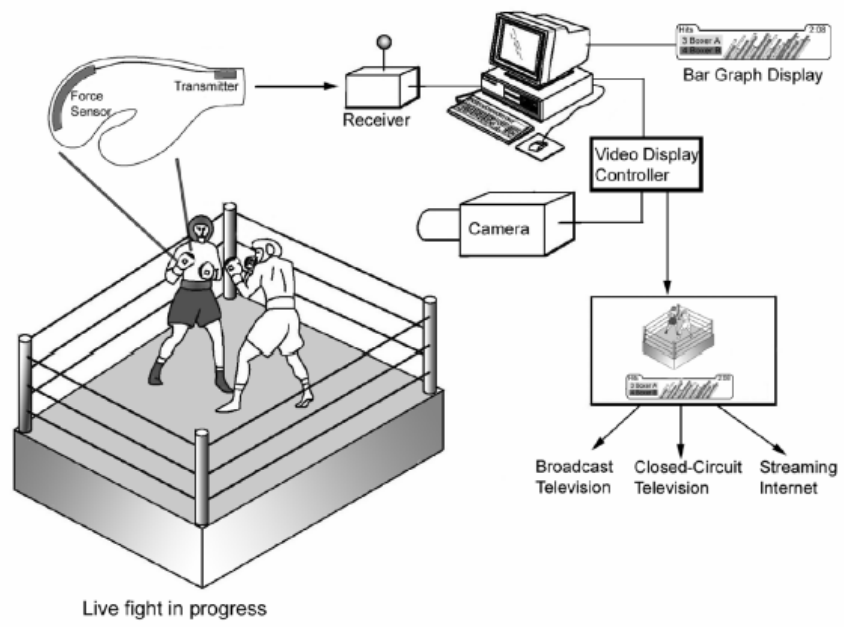


Abbildung 18: dynamische Schlagkraftmessung im Boxkampf [Pierce, 2006]

Die Biomechanik des Kopfes bei Schlägen zum Kiefer und das Risiko einer Kopfverletzung, ausgehend von einer translationalen und rotationalen Kopfbeschleunigung wurden in „Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face" von Walilko et al beschrieben. Sie ließen 7 Boxer von 5 verschiedenen

Gewichtsklassen 18 geradlinige Schläge zum Kinn des Hybrid 3 Dummies ausführen. Schlagkräfte von 1990N bis 4741N wurden gemessen, die durchschnittliche Schlagkraft war 3427N, die Standardabweichung 811N. Die Schläge wurden mit einer Geschwindigkeit von durchschnittlich 9,14m/s (Standardabweichung=2,06) durchgeführt, die nicht in Korrelation mit dem Gewicht des Boxers stand. Je höher die Masse des Probanden war, desto stärker fiel der Schlag aus, die Relation von Kraft und Gewichtsklasse wurde mittels der Parson's Korrelationsanalyse durchgeführt. Die Kraft nimmt linear mit der Gewichtsklasse zu. Beschleunigungssensoren der Firma Endevko wurden den Probanden in die Schlaghand gelegt. Die Signale wurden mittels des IDDAS Data Akquisition System aufgenommen und mit 14,7kHz gesampelt. Ein Tekscan Kraftsensor des Modells 9500 (genaue Beschreibung von FSR siehe Fraunschiel, 2008) wurde am Kinn des Dummies eingebaut. Eine High Speed Kamera des Typs Kodak HG2000 wurde für die Videoanalyse verwendet. [vgl.: Walilko, 2005]

Für die Leistungsdiagnostik im Sportkarate, dem Shotokan-Karate, wurde ein Messplatz um den Gyaku-Tsuki (Erläuterung der Technik in Absatz 8.1.7.1), der in diesem Karate von besonderer Bedeutung ist zu untersuchen. Der Kampfstil des Shotokan-Karate unterscheidet sich stark vom Kyokushin-Karatestil. Die Gegner befinden sich in einer weiten Distanz, und bewegen sich mit einer Technikkombination aufeinander zu und vergrößern danach wieder ihre Distanz. Deshalb ist es für diesen Sport so wichtig diese eine Technik besonders schnell auszuführen.

Der Messplatz besteht aus einem Infrarotmesssystem AS 200, basierend auf Infrarotmarkern, deren in bestimmter Frequenz aufleuchtende Signale von drei Infrarotkameras aufgenommen werden. Die Marker werden an relevanten Körperpunkten angebracht und die dreidimensionalen Bewegungsdaten dieser Punkte automatisch zu erfassen. Zusätzlich dazu wurden piezoresistive Beschleunigungssensoren um die Beschleunigung der Stoßfaust zu erhalten und Elektroden für eine bipolare Ableitung in der Elektromyographie für die intermuskuläre Koordination verwendet. Eine mit 200Hz aufnehmende Kamera wurde für die Aufzeichnung von dreidimensionalen Bewegungen aufgestellt. Letztendlich wurde mit dem Infrarotmessgerät die Bewegungsbahn und die Geschwindigkeit der Faust gemessen und mit der Videokamera die Bewegungsbahn weiterer Körperteile.

Für die Synchronisation der Videokameras untereinander war der Einsatz eines Triggers, welcher durch die gleichzeitige Aktivierung eines Lichts und Spannungssignals die Synchronisation garantiert, unabdingbar. Ein Problem beim Aufzeichnen der Infrarotsignale, hat sich durch einen nicht ständigen Sendekontakt zwischen Kamera und Marker dargestellt. Um erste Ergebnisse aufzuzeigen wurden 4 Probanden untersucht.

Der Gyku-Tsuki wurde in 3 Phasen eigeteilt, die erste Phase verkörpert die positive Beschleunigung den Stoßfaust, die zweite den negativen Beschleunigungsvorgang beim

Abbremsen und die letzte Phase stellt die Rückholbewegung dar. Der schnellste Stoßvorgang dauerte 120ms. [vgl.: Hofman, 2005]

Derselbe Messplatz wurde auf für andere Fragestellungen verwendet.

Durch die erste Fragestellung sollten mehrere Beschleunigungssensoren verglichen werden um den besten Sensor, für die Aufzeichnung des zeitlichen Verlaufes der Beschleunigung einzelner Körperteile, herauszufinden. Es wurde ein dreiachsiger kapazitiver Beschleunigungssensor der Firma XSENS mit einem zweiachsigen piezoresistiven der Firma BIOVISION und einem einachsigen piezoelektrischen Kistler-Sensor verglichen. Jene Sensoren wurden an Hüfte und Faust angebracht und von 3 Probanden getestet, wobei jeweils fünf Bewegungen aufgezeichnet und bezüglich des Verlaufs so wie der verschiedenen Extremwerte gegenübergestellt.

Aufgrund der Beziehung der Winkel zu den Dimensionsachsen, müsste der Betrag der Richtungskomponente die absolute Beschleunigung ausgewertet werden. Demnach müsste der Kistler Sensor die geringsten Beschleunigungswerte aufweisen, da er nur eindimensional ist. Jedoch weist er die verhältnismäßig größten Messwerte auf. Der Sensor misst die absolute Beschleunigung der Hüfte mit 11,514m/s^2, XSENS mit 11,565 m/s^2. Auf Grund der erlangten Messergebnisse, konnten die Autoren für weitere Messungen triaxiale Sensoren mit einem hohen Messbereich herausfinden. [vgl.: Langenbeck, 2005]

In einer anderen Fragestellung sollte die Beschleunigung und zeitliche Koordination einzelner Körpersegmente erfasst werden und die Bedeutung für die Gesamtbewegung herausgefunden werden. Dafür wurde wieder der Gyku-Tsuki zweier Shotokan-Karateka mittels des bereits erwähnten Infrarotmessgeräts und verschiedenen Beschleunigungssensoren, die am Knie, Oberschenkel, Hüfte, Schulter und Faust angebracht sind, gemessen. Die Untersuchung beschränkte sich auf den Beschleunigungsanstieg des Oberschenkels bis zur maximalen Streckung des Arms. Der Proband, der den Gyaku-Tsuki mit einer Innenrotation des Oberschenkels einleitete, und eine stabile Abfolge der Beschleunigung der Körpersegmente aufwies, führte einen wesentlich schnelleren Schlag von 7,88m/s aus, als die Probandin mit 3,29m/s. [vgl.: Kraft, 2005]

Joch et al. füllte einen Schlagball mit Wasser, um den Druck von geraden Faustschlägen von Boxern zu messen. Es wurden 70 Boxer in 3 Gruppen, entsprechend ihres Könnens, eingeteilt. Am Wasserball wurde ein Druck-Messumformer angebracht um das nichtelektrische Signal Druck in ein elektrisches umwandeln. Die maximal gemessene Kraft war 3453N, 3023N und 2932N für die drei Gruppen. [vgl.: Joch, 1981] Wasserbälle sind jedoch auf Grund ihrer Unwucht schwer zu handhaben und deshalb nicht besonders geeignet für Messungen dieser Art.

Nien stellt eine Applikation aus einem Box-Dummy her, um die Reaktionszeit und Beschleunigung von Elite und Hobby Tae-Kwon-Do Kämpfern zu analysieren. (Abbildung 19) Ein dreiachsiger piezoelektrischer Beschleunigungssensor CXL100HF3 der Firma Crossbow wurde im Inneren und eine LED auf der Oberfläche des Dummíes angebracht. Beide Signale wurden mittels einer 6024 NiDAQ Karte in ein digitales Signal umgewandelt. Der Proband steht mit einem Fuß auf einer Switch box, die dann ein Signal sendet, wenn er den Fuß abhebt, weil das LED Licht am Dummy aufleuchtet. Die Reaktionszeit wurde durch die Subtraktion der Zeit vom Abheben des Fußes und des Aufleuchtens der LED Lampe berechnet. Gleichzeitig wurden die Signale des Beschleunigungssensors aufgenommen. Die Probanden wurden in zwei Gruppen zu je 4 Personen geteilt. Die Test-Technik war ein Mawashi-Geri-Chudan (Halbkreisfußtritt zum Oberkörper), einer der häufigsten verwendeten Kicks im Tae-Kwon-Do. Die durchschnittliche Reaktionszeit der Elitekämpfer war 0,329 Sekunden und der Hobbysportler 0,363 Sekunden. Die durchschnittliche Bewegungszeit der Elitesportler war 0,175sec, die der Hobbysportler 0,182sec. [vgl.: Nien, 2004]

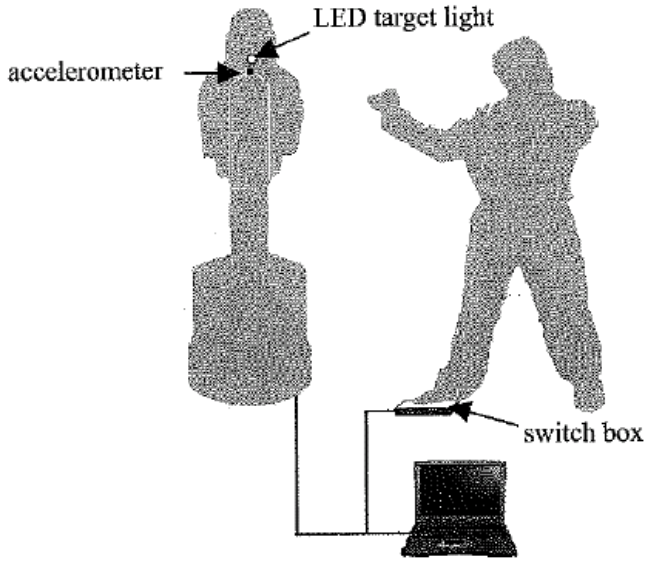


Abbildung 19: Messaufbau [Nien, 2004]

Hashimoto machte eine Studie über die Aufprall und Reaktionskräfte. Durch mehrere, in einer mit Gummi umhüllten Stahlplatte eingearbeiteten, Dehnmessstreifen wird der Aufprall der Faust gemessen. (Abbildung 20) Ein dreidimensionaler „gyro Sensor" wurde für die Bewegungsanalyse verwendet, der wegen seiner Größe leicht an den Probanden angebracht werden konnte, ohne diese in ihrer Bewegungsfreiheit einzuschränken. (Abbildung 21)

Es wurden 2 trainierte und ein untrainierter Kämpfer gemessen und verglichen. Die Schlagkraft der trainierten Kämpfer wurde mit 1994N und 1571N gemessen, der untrainierte schnitt mit 1324N den Test ab. Der erste Proband bewegte das Knie des

Beines, dessen schlagender Arm in der gleichen Achse ist leicht nach innen, der zweite Proband jedoch nach außen. Die Winkelgeschwindigkeit der Schulter des ersten Probanden stieg während des Auftreffens an, somit wird die rotationale Bewegung der Hüfte unterdrückt und die ganze rotationale Winkelgeschwindigkeit der Schulter konnte durch die Innenbewegung des Knies beibehalten werden. Der zweite Proband bewegte sein Knie nach außen und unterdrückte somit nicht die Hüftbewegung, deshalb ist die Schlagkraft des ersten Probanden höher als die des zweiten. [vgl.: Hashimoto, 2004]

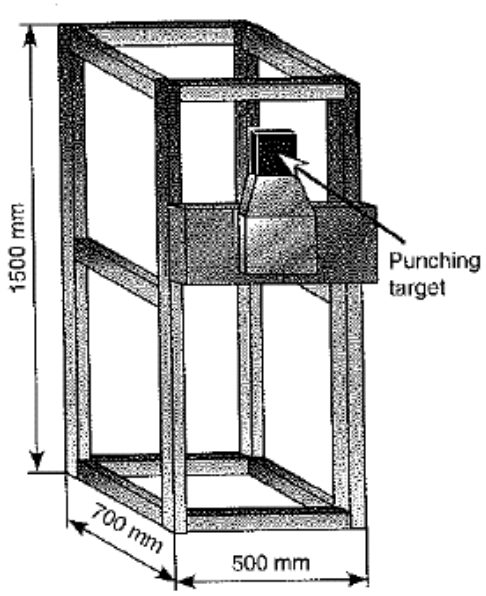


Abbildung 20: Applikation für Schlagkraftmessung [Hashimoto, 2004]

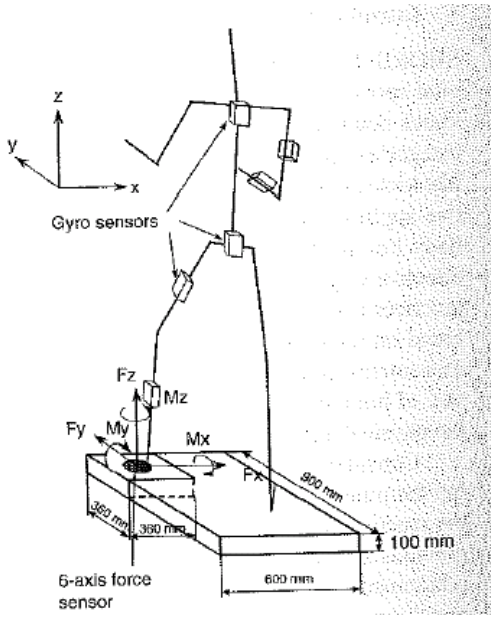


Abbildung 21: Positionen der dreidimensionalen Gyro-Sensoren [Hashimoto, 2004]

Smith entwickelte ein Boxdynamometer indem ein triaxiales Kraftmesssystem mit einem Boxdummy-interface kombiniert wurde. Es wurde die Schlagkraft von geraden Faustschlägen von Elite, fortgeschrittenen Anfängern und Anfängern verglichen. Die maximal gemessene Kraft war 4800 ± 227N, 3722 ± 133N und 2381 ± 116N für die hintere und 2847 ± 225N, 2283 ± 126N und 1604 ± 97N für die Führungshand. In allen Gruppen war die Schlagkraft der hinteren Hand größer als die der vorderen. [vgl.: Smith, 2000]

Der Zweck der Studie von Fortin war es, ein portables Dynamometer zu entwickeln, das Boxern biomechanische und statistische Auskünfte über ihren Trainingsstatus erteilt. Im unteren Drittel eines zylindrischen mit Wasser gefüllten Boxsacks wurde ein Druckumwandler eingetaucht. Dieser Sensor hat eine Sensitivität von 7,18mV/kPa, dessen Signal mit einer Verstärkung von 10 von einem Analog-Digital Konverter mit 1000Hz gesampelt wurde. Die Daten wurden in einem Mikrocomputer gespeichert und verarbeitet. Um das System zu kalibrieren wurde ein Kraftumwandler direkt auf die

Oberfläche eines ballistischen Pendels angebracht. (Abbildung 22) Somit konnte von 0 bis 1000N kalibriert werden. Um einen größeren Kraftbereich abzudecken (0-2300N) wurde mit einem 20g Beschleunigungssensor kalibriert. Alle drei Sensoren zeigten ein lineares Verhalten auf. Die Ausgangsspannung des Druckumformers musste mit der auftreffenden Kraft des Pendels in Beziehung gebracht werden. Dafür wurde das Pendel mit 4kg am Ende belastet und aus verschiedenen Höhen auf den Boxsack fallen gelassen. Drei verschiedene Platten simulierten unterschiedliche Boxhandschuhgrößen. Durch eine selbst geschriebene Software kann die maximale, minimale und durchschnittliche Kraft angezeigt werden. Laut Kanadischen Boxern ist dieses System effektiv und hat sich als Unterstützung für die Box- Trainer bewährt. [vgl.: Fortin, 1993]

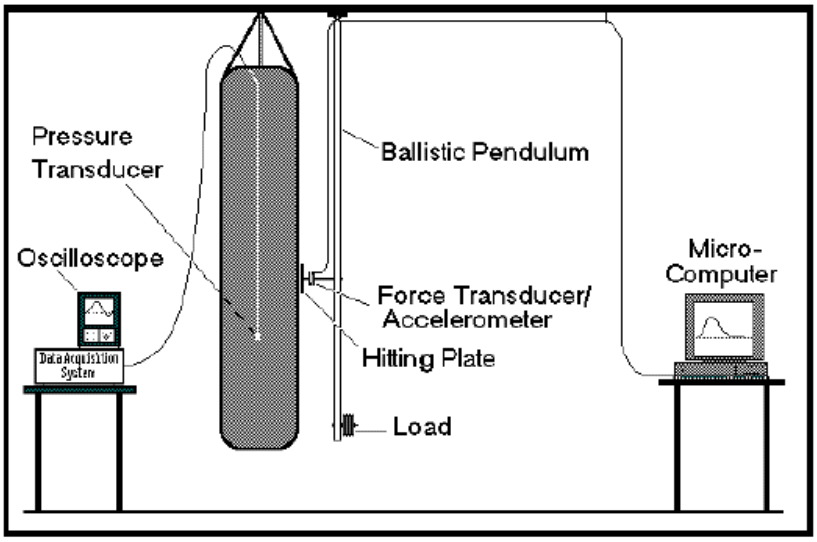


Abbildung 22: Kalibrierungsaufbau [Fortin, 1993]

8 Schlagkraft und Beschleunigungsmessung

8.1 Methoden und Ergebnisse

Um die physikalische Wirkungskomponente einer Kampftechnik zu analysieren, werden die Untersuchungen mit einem komplexen Messplatz durchgeführt, der im Rahmen der Diplomarbeit „Sensortechnik für Schlagmessungen im Kampfsport" [vgl.: Fraunschiel, 2008] erstellt wurde. (Abbildung 23)

Die physikalische Wirkungskomponente lässt sich nicht nur an einem Gegner beobachten, sondern auch an einem Sandsack, der durch einen Schlag zurückpendelt. Beim Gegner bewirkt diese Komponente Bewegung oder das Entstehen von Verletzungen. Eine dieser physikalischen Wirkungskomponenten ist die negative Beschleunigung, die mit einem Beschleunigungsmodul gemessen wird. Das Modul besteht aus drei einachsigen piezoresistiven Beschleunigungssensoren, die die negative Beschleunigung beim Aufprall des Schlages messen und einem Kraftsensor, bestehend aus drei FSR-Sensoren, die den auf sie aufgebrachten Druck messen. Die Beschleunigungssensoren sind in einem Gehäuse untergebracht, das der Proband entweder am Hand- oder Fußgelenk befestigen kann. Die Kraftsensoren sind in einem Gehäuse auf einem Nierengürtel eingearbeitet. Die analogen Signale der Sensoren werden mit einem Kabel an einen A/D Wandler, einer 6062E NiDAQ-Karte, übermittelt, der die Signale sampelt, digitalisiert und in einem Signalverarbeitungsprogramm namens DasyLab9.0 darstellt. Das Betriebssystem auf dem sowohl der NiDAQ-Treiber als auch die Software DasyLab9.0 installiert sind, ist ein Windows XP System.

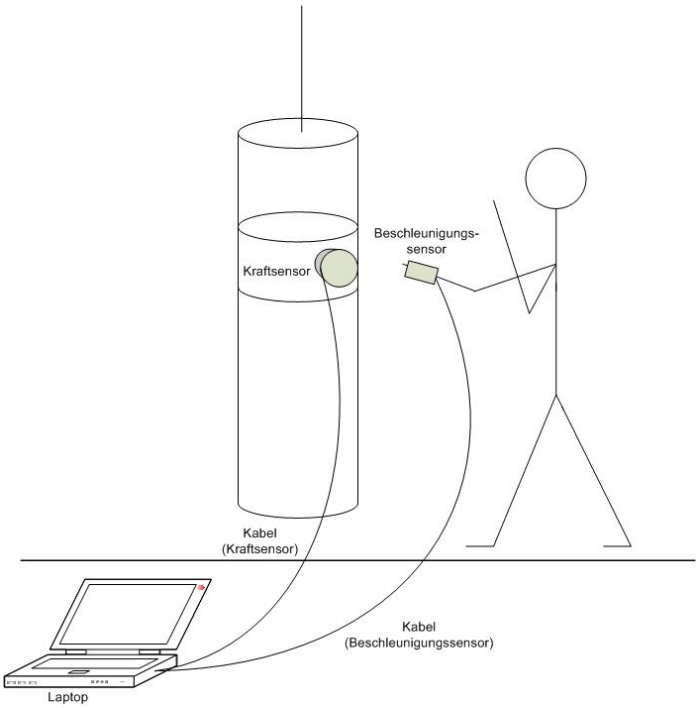


Abbildung 23: schematische Darstellung des Messplatzes

Da es einen großen Unterschied macht, ob man mit einem beleibten oder dünnen Gegner kämpft, müssen auch die Versuchsaufbauten dementsprechend gestaltet sein. Das erste Target ist ein Boxsack, der einen mit Fettgewebe behafteten Gegner repräsentiert. Das zweite ist ein im Boden verankertes Holzbrett, an dem in körperhöhe ein Hartgummi befestigt ist, namens Makiwara, das einen muskulösen Oberkörper darstellt. Um die Messwerte vergleichbar zu gestalten, werden drei definierte Schlagtechniken auf dem Boxsack (Abbildung 24) und danach auf dem Makiwara (Abbildung 25) durchgeführt.

Abbildung 24: Boxsack

Abbildung 25: Makiwara (im Boden verankertes Holzbrett mit Hartgummiummantelung)

8.1.1 Beschleunigungsmessung

Ein Beschleunigungssensor ist ein Sensor, der die positive oder negative Beschleunigung durch eine, zur Beschleunigung proportionale, elektrische Ausgangsgröße, anzeigt. Messgröße ist die Beschleunigung a, die auch oftmals als Vielfaches der Erdbeschleunigung g angegeben wird. [vgl.: Ebel, 2005]

$$a = m \cdot g \tag{8.3}$$

Unter der Beschleunigung a versteht man die Änderung der Geschwindigkeit Δv eines Körpers in einem bestimmten Zeitabschnitt Δt. Bei einer linearen Bewegung lässt sich die Beschleunigung als skalare Größe a angeben. [vgl.: Ebel, 2005]

$$a = \frac{\Delta v}{\Delta t} \tag{8.4}$$

Nach dem newtonschen Kraftgesetz ist das Produkt aus Körpermasse m und Beschleunigung a gleich der einwirkenden Kraft F. [vgl.: Ebel, 2005]

$$F = m \cdot a \tag{8.5}$$

Für die Beschleunigungsmessung wird ein Beschleunigungsmodul, bestehend aus einem uhrenähnlichen Gehäuse, welches einen mit drei piezoresistiven Beschleunigungssensoren behafteten Würfel beinhaltet. (Abbildung 27) Jeder der drei

Sensoren deckt durch seine Position am Würfel eine Ebene (lateral, sagittal und transversal) ab. Es werden drei einachsige, aus Silizium hergestellte, Beschleunigungssensoren des Modells 52 der Firma Measurement Specialities verwendet. In Abbildung 26 wird die Sensoranbringung im Gehäuse schematisch von oben dargestellt. Die schwarzen Rechtecke stellen die Sensoren dar. Durch ihre Anbringung deckt jeder der Sensoren eine Achse ab.

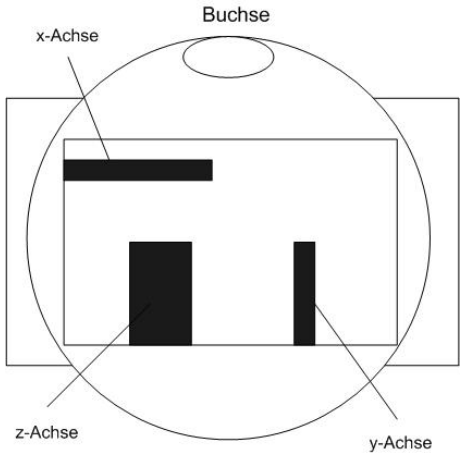


Abbildung 26: Beschleunigungsmodul

Das Wirkungsprinzip der Sensoren beruht auf dem piezoresistiven Effekt. Wenn äußere mechanische Kräfte auf einen elektrisch leitfähigen Werkstoff einwirken, kommt es zu einer Deformation. Die damit verbundene Widerstandsänderung wird als piezoresistiver Effekt bezeichnet. Der Widerstand *R* eines leitfähigen Materials wird durch nachfolgende Formel beschrieben, wobei δ den spezifischen Widerstand darstellt.

$$R = \frac{\delta \cdot l}{A} \qquad (8.6)$$

Nach Gleichung (8.6) ist ersichtlich, dass bei einer Änderung der Fläche *A* oder Länge *l* des Materials eine Widerstandsänderung auftritt.

Werden z.B. auf einem Biegebalken Widerstandsbahnen angebracht, so lässt sich über die infolge mechanischer Spannung auftretende Veränderung des Widerstandswertes ein Maß für die Auslenkung des Biegebalkens und damit für die einwirkende Größe ermitteln. [vgl.: Riedel, 1995]

Um eine detaillierte Beschreibung der Beschleunigungssensoren zu erhalten siehe Fraunschiel, 2008, Beschleunigungssensor.

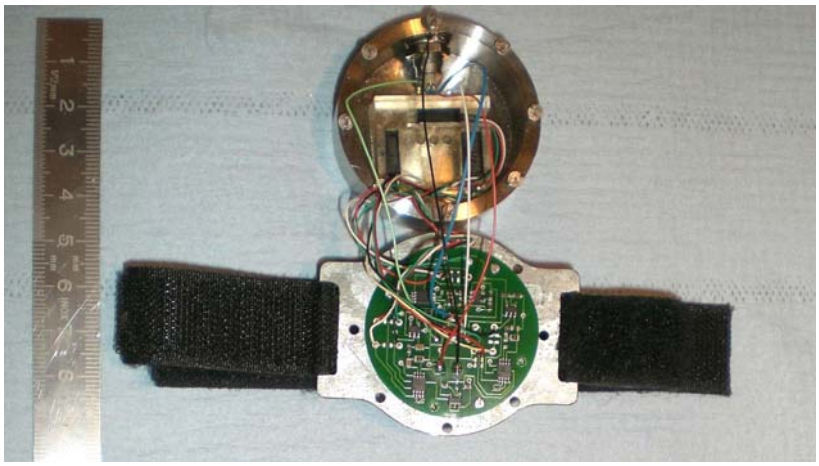


Abbildung 27: Innenleben des Beschleunigungssensors

Das uhrenähnliche Instrument wird sowohl an die Hand als auch an die Sprunggelenke der Probanden angebracht, um die negative Beschleunigung beim Aufprall der Schläge zu messen. Das Modul sollte so nah wie möglich am Punkt des Aufpralls angebracht werden, um die negative Beschleunigung des relevanten Körperteils genau messen zu können. Im Falle der Faustschläge wird das Modul in der Nähe der ersten beiden Knöchel (Abbildung 28), welche die Auftrefffläche darstellen angebracht. Für die Beintechniken muss der Sensor oberhalb vom Sprunggelenk (Abbildung 29) angebracht werden, um sich möglichst in der Nähe des Schienbeins zu befinden. Wie in Abschnitt 6.2.3 beschrieben, trifft der Lowkick mit dem Schienbein am Oberschenkel des Gegners auf.

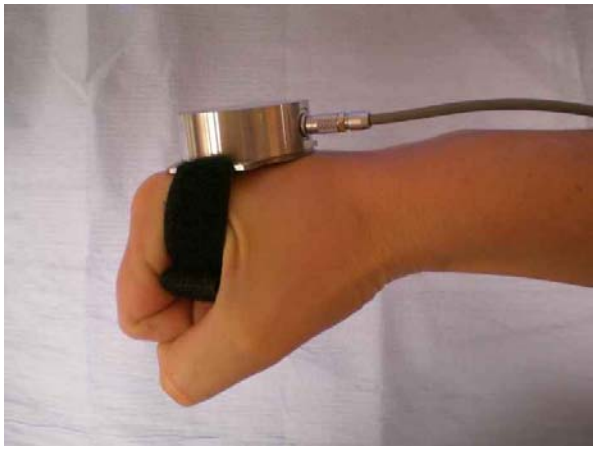


Abbildung 28: Sensormodul am Handrücken

Abbildung 29: Sensormodul am Sprunggelenk

Es werden jeweils drei gleiche Schlagtechniken auf den Boxsack mit einer weichen Auftrefffläche und auf das Makiwara mit einer harten Fläche abgegeben, um die negative Beschleunigung verschiedener Techniken zwischen einem harten und einem weichen Objekt gegenüber stellen zu können. Einige Techniken konnten auf Grund ihrer Schlagrichtung oder wegen einer möglichen Verletzungsgefahr nur auf dem Boxsack ausgeführt werden. Auf die Messdaten wird im Kapitel 8.1.7 genau eingegangen. Die Messwerte der einzelnen Techniken werden gegenüber gestellt und analysiert.

8.1.2 Kraftmessung

Kraft und Druck sind über die Auftrefffläche zueinander proportional. Der Druck p wird als skalare Größe, als eine Kraft F, die senkrecht auf eine Fläche A wirkt, definiert.

$$p = \frac{F}{A} \tag{8.7}$$

Die international gültige Einheit des Druckes ergibt sich aus den SI-Einheiten von Kraft und Fläche, und wird nach dem französischen Physiker Blaise Pascal mit Pascal [Pa] bezeichnet. Vor allem im industriellen Bereich wird die Einheit Bar [bar] verwendet, im englischsprachigen Raum wird Druck auch in psi angegeben.
Kraft kann des Weiteren als Produkt von Masse und Beschleunigung angesehen werden, wobei *a* für die auf den Körper wirkende Beschleunigung steht. Die Beschleunigung kann auch als Ableitung der Geschwindigkeit *v* nach der Zeit gesehen werden.

$$F = m \cdot a \tag{8.8}$$

$$F = m \cdot \frac{\partial v}{\partial t} \tag{8.9}$$

Die Einheit der Kraft wird in Newton angegeben. Für das bessere Verständnis kann man die Einheit Newton über die Erdbeschleunigung in die Einheit kg umrechnen.

$$\mathrm{m} = \frac{\mathrm{F}}{9{,}81\mathrm{m/s}^2} \tag{8.10}$$

Um eine weitere physikalische Wirkungskomponente zu messen wurde im Zuge der Diplomarbeit „Sensortechnik für Schlagmessungen im Kampfsport" zusätzlich zum Beschleunigungssensor ein Kraftsensor hergestellt um die Schlagkraft zu messen. Als Sensoren dienen drei FSR (Force Sensitive Resistor) Sensoren, die in einem gleichschenkeligen Dreieck, in einem mechanischen Gehäuse integriert sind. Die Schlagrichtung soll auf Grund der verschiedenen Signale der drei Sensoren nachvollziehbar sein.
Der FSR Sensor vom Modell A201-100 der Firma Tekscan besteht aus 2 Substratlayern, die aus Polyester aufgebaut sind. Auf jedem Layer befindet sich ein leitendes Material (Silber), gefolgt von druck-sensitiver Tinte, welches den kraftsensiblen Bereich darstellt. Das Silber erstreckt sich vom Messbereich bis an das andere Ende des Sensors, an dem die Anschlüsse befestigt sind. Der Sensor agiert wie ein variabler Widerstand in einem Schaltkreis. Der Sensor hat, wenn er nicht belastet ist, einen sehr hohen Widerstand von 20MΩ. Wird er belastet, sinkt sein Widerstandswert bis auf 20kΩ und somit ändert sich

die Verstärkung der integrierten Schaltung. [vgl.: Tekscan, 2005] Die auf die Sensoren aufliegende Platte drückt auf den kraftsensiblen Bereich der Sensoren, welche mit der darunter liegenden Platine verbunden sind. (Abbildung 30) Die Sensoren haben als Ausgangssignal einen Spannungswert, der proportional zum aufgetragenen Druck ist. Bevor die Messung von statten ging, mussten die FSR Sensoren konditioniert, also mit 110% ihres Maximaldruckes belastet und danach bis zu 4400N kalibriert werden. Sind die Sensoren längere Zeit nicht in Verwendung muss dieser Vorgang wiederholt werden.

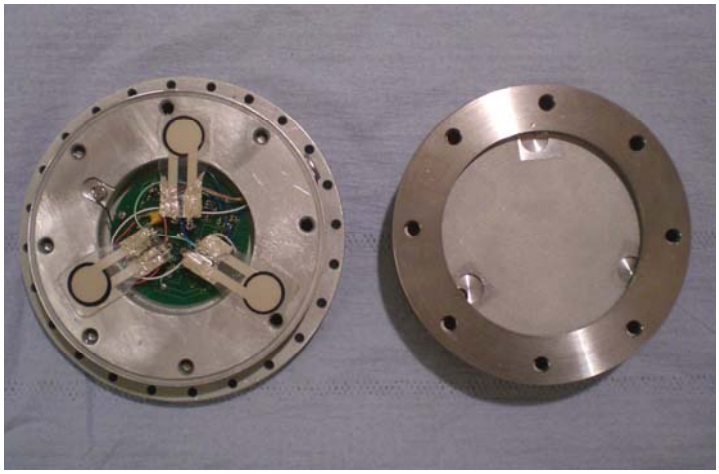


Abbildung 30: Kraftsensormodul

Der Nierengürtel wird auf dem Boxsack und dem Makiwara montiert, damit die Schläge der Probanden verglichen werden können. Sie schlugen dreimal mit einer Fausttechnik auf den Nierengürtel am Boxsack und dreimal auf das Makiwara. Ein Beispiel der am Boxsack abgenommen Signale ist in Abbildung 31 ersichtlich. Möglicherweise führt die Deformation des Boxsackes und die daraus resultierenden Nachschwingungen zu einem nicht erwarteten und unregelmäßigen Signalverlauf. Die Messwerte konnten auf Grund der nicht rekapitulierbaren Signalverläufe nicht ausgewertet werden.

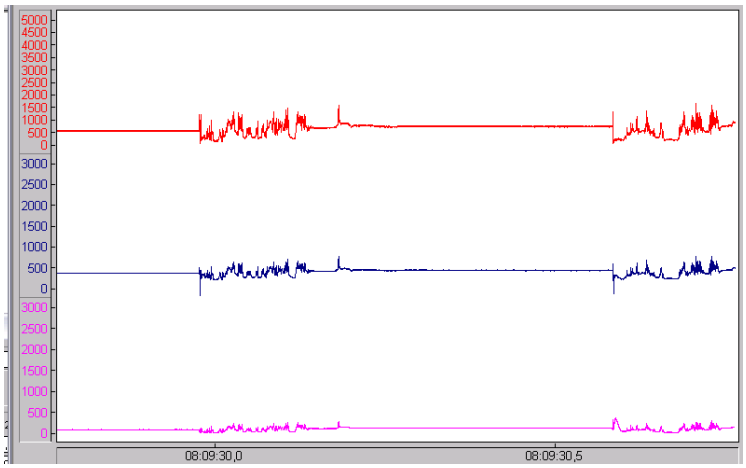


Abbildung 31: Messwerte am Boxsack

Somit konnten nur die Werte von den Schlägen auf das Makiwara erfasst und niedergeschrieben werden.

Während der Auswertung stellte sich heraus, dass man keine übereinstimmende Gesetzmäßigkeit zwischen den einzelnen Techniken der Probanden erkennen kann. Im Gegensatz zu den Messdaten der Beschleunigungsmessung, ähneln sich die Werte in keinster Weise.

Die FSR Sensoren halten laut Datenblatt einer Kraft von 4400N stand. Die Frage ist jedoch in welcher Zeit sie diese Belastung ertragen können. Treten mehrere kurze impulsartige Impacts nacheinander auf die FSR Sensoren auf, liefern diese nicht rekapitulierbare Werte. Dieser Sensor war vorrangig für die Analyse der Schlagrichtung vorgesehen. Aufgrund der entstandenen Probleme ist es lediglich möglich, die Belastungsintensität der Sensoren zu erkennen. Die Aussage der Belastungsentstehung stellt sich jedoch als schwierig dar. Man kann keine Schlagrichtung anhand der ausgewerteten Daten in Tabelle 3 und Tabelle 4 treffen. Gleich ausgeführte Techniken von verschiedenen bzw. der gleichen Person/en, belasten die Sensoren in einem nicht nachvollziehbaren Schema. In Abbildung 32 wird bei einem Gyaku-Tsuki der dritte Sensor nicht belastet, in Abbildung 33 sieht man bei der gleichen Technik einen Ausschlag des Sensors.

Abbildung 32: unbelasteter dritter Sensor (Gyaku-Tsuki)

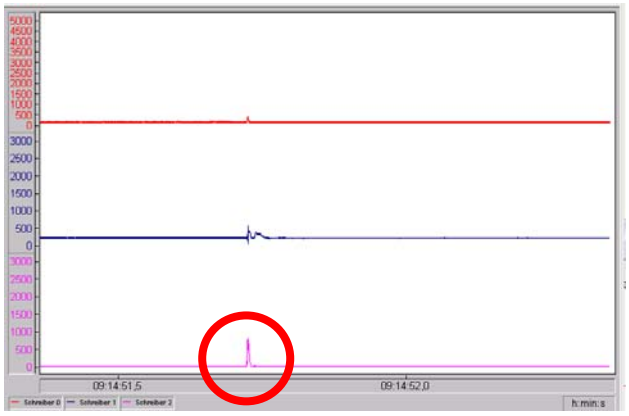


Abbildung 33: belasteter dritter Sensor (Gyaku-Tsuki)

Beim Tate-Tsuki (Erklärung des Schlages siehe 8.1.7.2) des Probanden 11 wird der zweite Sensor zweimal mit 633 und 447N und einmal nicht belastet. Dieses Phänomen erscheint bei den Daten der Beschleunigungsmessung kaum, bzw. nur mit geringen Abweichungen. Aus diesem Grund wurden keine weiteren Auswertungen, wie die Berechnung des Mittelwertes der Messdaten unternommen.

Name	Sensor	Gyaku-Tsuki			Tate-Tsuki			Seiken-Mawashi-Tsuki		
Proband11	1	937	981	870	320	992	815	540	1477	0
	2	0	0	402	633	0	447	662	820	1007
	3	595	518	928	0	225	0	1384	589	662
Proband1	1	209	683	0	320	298	694	165	22	165
	2	353	556	763	0	300	414	747	853	508
	3	809	0	605	634	874	778	225	750	1162
Proband12	1	562	386	275	760	474	738	740	870	926
	2	0	495	678	0	158	650	0	300	341
	3	961	1856	1941	1018	1610	1518	2238	1726	1878
Proband4	1				452	959	860	496	0	1356
	2				414	386	0	215	0	491
	3				0	294	583	792	1795	0

Tabelle 3: Daten der Kraftmessung (rechte Armtechniken)

Name	Sensor	Oi-Tsuki			Tate-Tsuki			Seiken-Mawashi-Tsuki		
Proband11	1	870	727	1102	330	518	231	1146	1609	0
	2	0	914	292	573	841	971	325	186	1174
	3	1911	1988	1760	1083	898	1663	1573	699	2049
Proband4	1	361	1411	363	408	132	518	496	893	997
	2	178	622	595	557	90	325	57	0	142
	3	735	499	1012	0	304	684	550	562	225

Tabelle 4: Daten der Kraftmessung (linke Armtechniken)

8.1.3 Motion Capturing

Um die Werte der Sensoren mit anderen Werten zu vergleichen, wurde ein zweiter Messplatz eingerichtet. Der Hauptbestandteil dieses Messplatzes ist das dreidimensionale optische Motion-Capturing System, das eine Bewegungsanalyse durchführt.

Die Bewegungsanalyse, auch Motion-Capturing genannt, ist eine Technik, die es ermöglicht, menschliche Bewegungen so aufzuzeichnen und in ein von Computern lesbares Format umzuwandeln, um daraus ein 3D Modell zu generieren. Es werden dreidimensionale Koordinaten aufgenommen, um die Bewegungen einer Person im realen Raum darstellzustellen. Die Bewegungserfassungs-Systeme können in vier Hauptklassen unterteilt werden. Es gibt optische, magnetische, mechanische und Hybride Bilderfassungs-Systeme. [vgl.: Horber, 2002]

8.1.3.1 Optische Systeme

Bei diesem System werden reflektierende Punkte, sog. Marker am Probanden angebracht. In einem eigens dafür ausgestatteten Labor nehmen Kameras das von den Markern reflektierte Licht auf. Eher seltene optische Systeme sind jene, bei denen der Akteur keine passiven, reflektierenden Marker auf seinem Anzug trägt, sondern pulsierende LEDs, die selber Licht emittieren.

Die reflektierenden Marker werden an wichtigen Positionen, vor allem an Gelenken, des Körpers angebracht. Für eine genaue Beschreibung der Positionen siehe Kapitel 8.1.4.
Je mehr Marker und je kleiner sie sind, desto genauer kann später eine Bewegung rekonstruiert werden. Mit der wachsenden Anzahl von Markern steigt natürlich nicht nur die Genauigkeit, sondern auch die Datenmenge, die verarbeitet werden muss. Daher muss vorher abgewogen werden wie viele Reflektoren man verwendet.
Vor jeder Messung steht die Kalibrierungsphase, in der die Kameras justiert werden müssen. Es muss der Abstand vom Boden und die Winkel der Ausrichtung gemessen werden, damit die Software später genaue Referenzwerte hat, um die Position der Marker im Raum berechnen zu können.
Die Vorteile von optischen Systemen sind eine hohe Messgenauigkeit und Abtastrate, ein großes Arbeitsvolumen und große Bewegungsfreiheit. Je höher die Abtastrate ist, desto mehr Frames (Einzelbilder) können pro Sekunde gecaptured werden.
Ein großer Nachteil dieser Systeme ist die fehlende Identifikation der einzelnen Marker. Ist ein Marker bei der Aufnahme verdeckt, kann er bei der späteren Erkennung durch die Software nicht wiedergefunden werden und muss manuell identifiziert und eingefügt werden.
Mit optischen Systemen ist es nicht möglich, gleichzeitig mehrere miteinander interagierende Personen aufzunehmen, da es zu viel Aufwand bedeutet, Marker eindeutig einer Person zuzuordnen. Ein weiterer Nachteil einiger Systeme ist, dass sie die Bewegungsdaten nicht in Echtzeit erzeugen können, da fast immer Nachbearbeitungen, wegen möglicherweise verdeckten Markern, erforderlich sind. [vgl.: Horber, 2002]

8.1.3.2 Magnetische Systeme

Magnetische Motion Capture Systeme verwenden Hall-Sensoren, die auf dem Körper des Probanden verteilt sind, um ein tief-frequentes magnetisches Felder zu messen, das von einer Transmittereinheit ausgesendet wird. Die Sensoren übertragen ihre Daten zu einer elektronischen Kontrolleinheit, die die Position und Ausrichtung im dreidimensionalen Raum berechnet. Ein Nachteil dieser Systeme ist die unhandliche und bewegungseinschränkende Konstruktion. Pro Sensor muss ein eigenes abgeschirmtes Verbindungskabel zur Kontrolleinheit geführt werden. Dadurch entstehen Einschränkungen in der Komplexität der Bewegung und Reichweitenprobleme. Die Reichweite ist nicht nur durch das Kabel, sondern auch durch die Leistungsfähigkeit der Transmitter beeinflusst. Diese können nur über einen relativ kleinen Bereich ein Magnetfeld aufbauen. Es gibt jedoch auch Produkte, bei dem der Proband die Kontrolleinheit wie einen kleinen Rucksack auf dem Rücken trägt und die Daten per Funk an die Workstation sendet. Das Verdeckungsproblem wie beim optischen System, wo stets eine freie Sicht zwischen Kamera und Reflektor sein musste, existiert hier nicht. Es können jedoch Interferenzen und Störungen zwischen Akteuren, oder von der Umgebung

eingeleitete Interferenzen auftreten, da magnetische Systeme sehr empfindlich gegenüber Metall und magnetischen Felder in der unmittelbaren Umgebung sind.
Durch das notwendige Filtern der Störsignale erreichen magnetische MoCap Systeme nicht so hohe Sampling-Raten, wie die Optischen, was sich in der Qualität der Bilder auswirkt.
Die Nachteile gleichen jene Systeme durch die Kosten, Echtzeit Capturing und dem Wegfall des Verdeckungsproblems aus. Es existiert nur eine minimale Latenzzeit, die aber im Millisekundenbereich liegt und daher zu vernachlässigen ist. Es wird abgeraten, mit optischen Systemen gleichzeitig mehrere miteinander interagierende Personen aufzunehmen. Es würde zu viel Aufwand bedeuten, bei der Nachbearbeitung die Marker eindeutig einer Person zuzuordnen. Mit einem magnetischen System ist das fast ohne Probleme durchführbar. Man muss nur, wie bereits erwähnt, auf die möglichen Interferenzen achten, die beim Näherkommen der Probanden entstehen können. [vgl.: Horber, 2002]

8.1.3.3 Mechanische Systeme

Bei mechanischen Systemen werden keine Transmitter, Receiver, Sensoren, Reflektoren oder Kameras verwendet. Hier misst man die Bewegung der Körperteile direkt vom Körper aus. Der Proband trägt einen Anzug mit jeweils einer Stange für Ober- und Unterarm, für Ober- und Unterschenkel und für den Kopf und Rücken.
Bewegungen werden mit Hilfe von elektro-mechanischen Sensoren gemessen, indem die Bewegung der Stangen den Widerstand und damit die Spannung in den Potentionmetern an den Gelenken verändert. Die analogen Spannungsänderungen werden für jedes Gelenk digitalisiert, um von der Software interpretiert zu werden. Ein Gyroskop ist an der Hüfte angebracht um die komplexen Rotationsbewegungen aufzunehmen.
Im Gegensatz zu optischen und magnetischen Systemen, erfordert die Kalibrierung des Systems hier genaue Messungen und individuelle Einstellungen des Skeletts des Probanden. Es müssen die Abstände zwischen den Gelenken und die Abstände zwischen den Rotationsmittelpunkten der Potentiometer und der Gelenke vermessen werden. Damit kann die Bewegung des „Außenskeletts" auf die des richtigen Innenskeletts übertragen werden. Bei Produkten mit einem Kabel besteht bereits eine Reichweite von bis zu 50m, da der Einfluss des Magnetfeldes gering ist. Bei neueren mechanischen Systemen werden die Sensordaten per Funk an den Rechner zur Weiterverarbeitung übertragen. Somit wird die Reichweite vergrößert. Es existieren bereits mechanische Funksysteme, die sogar eine Reichweite für Echtzeitaufnahmen von bis zu einem Kilometer aufweisen. Es ist der einzige Systemtyp, der nicht wie die anderen beiden Systeme an ein Aufnahmestudio gebunden ist.

Es gibt keine Probleme, mehrere interagierende Personen gleichzeitig aufzunehmen. Es wirken keine Sensoren mit, die sich untereinander beeinflussen könnten wie bei magnetischen Systemen und die sich nicht verdecken lassen wie bei optischen.
Grundsätzlich ist man in seiner Bewegungsvielfalt eingeschränkt somit kann z.B.: eine Kampfszene damit nicht realisiert werden.
Ein weiterer Vorteil ist die Tatsache, dass die gesamten Daten in Echtzeit mit einer Sampling-Rate von normalerweise 60-240 fps (frames per second) aufgenommen werden. Die Bewegung im dreidimensionalen Raum ist mit dem System noch nicht in der Animation enthalten, da man mit dem Skelett nur Bewegungen des Körpers aufzeichnen kann. Springen und Hüpfen muss also von zusätzlichen Motion Trackern erfasst werden, somit ist die Bewegung im dreidimensionalen Raum in den ersten beiden Systemtypen besser integriert. [vgl.: Horber, 2002]

8.1.4 Motion Capturing mit Vicon System

Ziel dieser Untersuchung ist es, mit Hilfe eines optischen Systems, die Beschleunigungen und die zeitliche Koordination einzelner Körpersegmente (Faust, Ellenbogen, Schulter, Hüfte bzw. Knie, Sprunggelenk) zu erfassen und deren Bedeutung für die Gesamtbewegung einzuordnen. Der Hauptbestandteil des Messplatzes sind 3 Hochgeschwindigkeits-Kameras BASLER A620 fc-2 mit einer Abtastrate von bis zu 300Hz für das Motion Capturing (Abbildung 34), eine Kraftmessplatte für die synchrone Schlagkraftmessung und ein triaxialer Beschleunigungssensor.
Die A620 Serie der BASLER Kameras hat eine Auflösung von 1.3 Megapixel. Die Kamera kann durch ein externes sync Signal getriggert werden oder in einem intern kontrolliertem "free-run" Modus laufen. A620 Kameras haben den Vorteil, dass sie durch eine IEEE-1394 und ein 10pin RJ45 Schnittstelle zum externen Schaltkreis verbunden sind. Die IEEE-1394 Schnittstelle dient einerseits zur Versorgung und andererseits koppelt sie die Videodaten mit den Kontrollsignalen. Der RJ45 Jack wird verwendet um auf die vier physikalischen Eingangs- und Ausgangsports zuzugreifen. Um eine Verbindung zwischen der Kamera und dem PC herzustellen, muss ein abgeschirmtes höchstens 10m langes IEEE1394 Kabel verwendet werden. Um eine korrekte Datenübertragung zu ermöglichen muss die Nähe zu magnetischen Feldern vermieden werden.

Abbildung 34: BASLER Hochgeschwindigkeitskamera

Jeweils drei Stative wurden einmal für sowohl die linke als auch rechte Körperseite eingerichtet. Nachdem der Messplatz aufgestellt wurde, müssen die Kameras so kalibriert werden, dass sie den ganzen Raum abdecken, in dem der Proband später agieren soll. Dafür ist ein Kalibrierobjekt der Firma Vicon vorgesehen. (Abbildung 35) Für die Messung der Armtechniken wird so nah wie möglich an das Kalibrierobjekt rangezoomt. Für die Messung der Beintechniken werden zusätzliche Marker an das Kalibrierobjekt angebracht. Für diese Messung ist es ausreichend die unteren und die ersten Marker des oberen Bereichs vor der Linse zu haben.

Abbildung 35: Kalibrierobjekt

Ein Marker muss von mindestens 2 Kameras aufgenommen werden, um den Punkt korrekt zu erkennen. Zum Erfassen von Bewegungen ist es notwendig, das vom Rechner zu analysierende Material visuell möglichst eindeutig zu gestalten. Die Probandin muss schwarz angezogen sein, um einen guten Kontrast zu den weißen reflektierenden

Markern darzustellen. Bei gleichmäßiger Beleuchtung in einem Raum mit einfarbig gestrichenen Wänden und abgedunkelten Fenstern wird die Bewegung der Probandin aufgezeichnet. Geeignete Bewegungserfassungssoftware sollte in der Lage sein, selbsttätig die Markierungen im Videomaterial zu identifizieren und aus ihrer relativen Position zueinander korrekte 3D-Daten zu errechnen. [vgl.: Horber, 2002]
Die Marker werden nach dem „Plug in gait Marker Placement", dargestellt in Abbildung 36, an anthropometrischen Punkten am Körper angebracht.

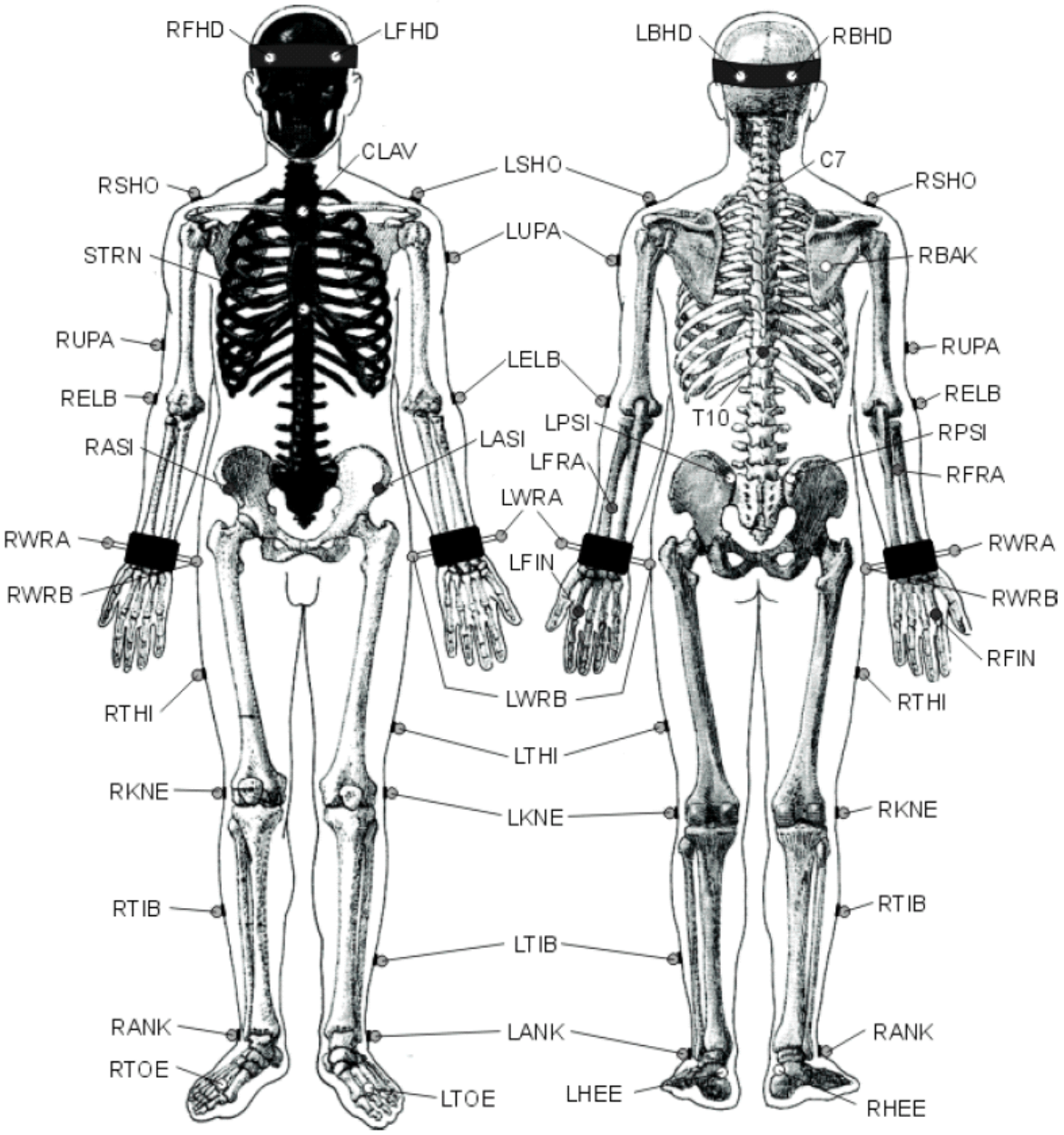


Abbildung 36: Plug in gait Marker placement [vgl.: Vicon Manual, 2002]

Wie in Abbildung 37 und Abbildung 38 ersichtlich sind bei diesem Versuch die Marker am Unterkörper, Arm, Bein und Fuß von Bedeutung.

Unterkörper:

LASI	Left ASIS	linke vordere oberen Spina iliac
RASI	Right ASIS	rechte vordere obere Spina iliac
LPSI	Left PSIS	linke hintere obere Spina iliac
RPSI	Right PSIS	rechte hintere obere Spina iliac

Bein und Fußmarker:

LKNE	Left knee	Am lateralen Epicondyl des linken Knies
LTHI	Left thigh	1/3 des Oberschenkels über dem Knie
LANK	Left ankle	am lateralen Malleolus entlang einer imaginären Linie die durch die transmalleolare Achse verläuft
LTIB	Left tibial wand marker	unteres Drittel des Schenkels
LTOE	Left toe	Auf dem zweiten metatarsalen Kopf, auf der Mittelfuß-Seite zwischen Vor und Mittelfuß
LHEE	Left heel	Am Calcaneous in derselben Höhe über der plantaren Oberfläche des Fußes wie der Zehenmarker.

Armmarker:

LSHO	Left shoulder marker	Acromio-clavicular Gelenk
LUPA	Left upper arm marker	zwischen Ellenbogen und Schultermarker.
LELB	Left elbow	Am lateralen Epicondyl
LFRA	Left forearm marker	Zwischen Handgelenk und Ellenbogen
LWRA	Left wrist marker	Linkes Handgelenk, daumenseitig

[vgl.: Vicon Manual, 2002]

Um eine Korrekte Aufnahme der Fausttechniken zu erhalten werden die Marker auf der Schulter, dem „Acromio-Clavicular Gelenk“[3], am „lateralen Epicondyl“[4] des Ellenbogens,

[3] Höchster Punkt des Schultergelenks

[4] Der Epicondylus lateralis humeri ist eine Knochenvorwölbung auf der lateralen Seite des Oberarmknochens

und dem Handgelenk, auf der Seite des kleinen Fingers, der Probandin angebracht. (Abbildung 37)
Für die Kicks werden sie auf der Hüfte, dem Trochanter Major, am „lateralen Epicondyl"[5] des Knies, und dem „Malleolus Lateralis"[6] des Sprunggelenks angebracht. (Abbildung 38) [vgl.: Vicon Manual, 2002]

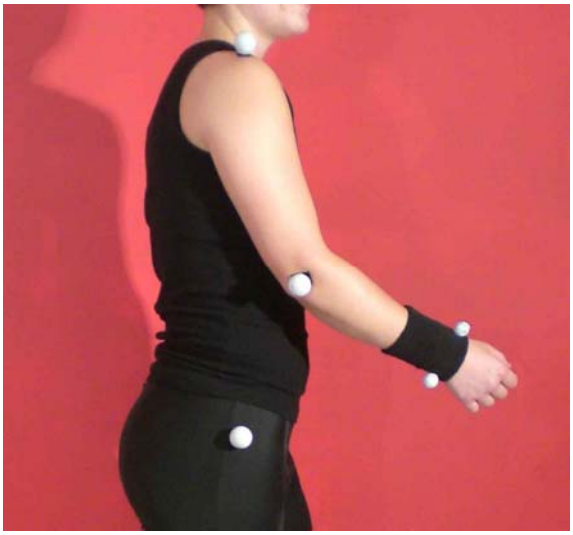


Abbildung 37: Oberkörpermarker

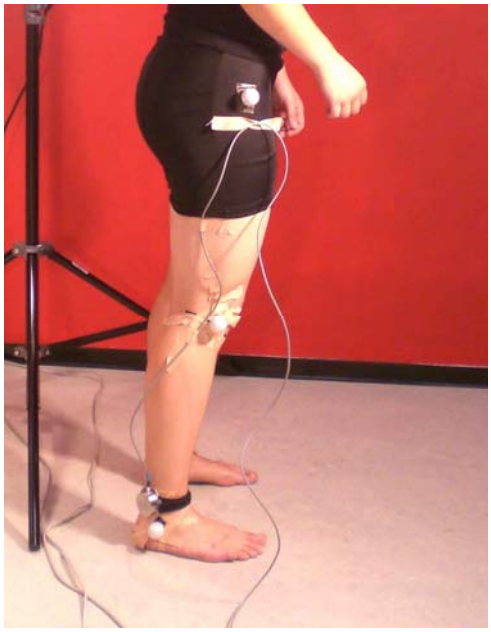


Abbildung 38: Unterkörpermarker

Nach einer Motion Capturing Aufnahme wird eine Datei erstellt, in der alle Koordinaten und Bewegungen einzelner Punkte im dreidimensionalen Raum gespeichert sind. Danach können die Daten in 3D-Systeme importiert und dort analysiert und weiterbearbeitet werden.
Mit Hilfe einer Software, in diesem Fall „Peak Motion" von Vicon, können nun alle Marker aus den einzelnen Frames extrahiert und deren Position im dreidimensionalen Raum berechnet werden. Alle Marker müssen richtig identifiziert werden. Verdeckte Marker müssen hingegen per Hand getrackt und an die richtige Stelle gesetzt werden. Nach dem Rendern sieht es für den Betrachter aus, als würde die virtuelle Figur die Bewegungen des ursprünglichen Akteurs ausführen. [vgl.: Horber, 2002]

Die AMTI Kraftmessplatte misst Kräfte und Momente in der x-, y- und z-Achse durch Dehnmessstreifen, welche in der Nähe der vier Eckpunkte der Plattform angebracht sind.

[5] Der Epicondylus lateralis humeri ist eine Knochenvorwölbung auf der lateralen Seite des Oberarmknochens

[6] Befindet sich auf dem lateralseitigen Knochenvorsprung am distalen Ende des Beinknochens

Sechs Wheatstonebrücken haben vier aktive Arme und jede ist mit acht oder mehr DMS versehen. Drei der Ausgangssignale sind proportional zu der Kraft und drei zum Moment. Wie in Abbildung 39 ersichtlich, läuft die positive y-Achse vom Kabel-Konnektor weg, die positive x-Achse zeigt nach links und die z-Achse nach unten, wenn man die positive y von vorne betrachtet. [vgl.: AMTI Kraftmessplatte „datasheet OR6-7"]

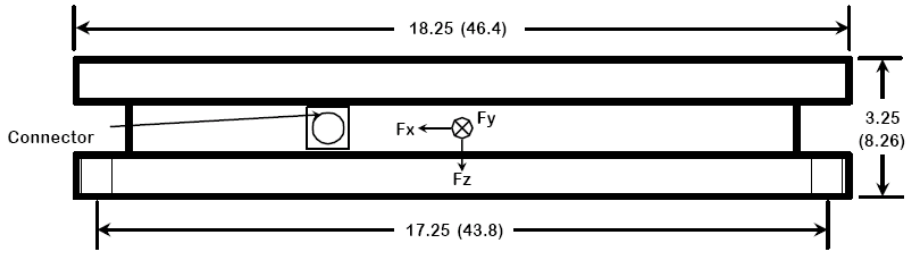


Abbildung 39: AMTI Kraftmessplatte

Aufgrund der kritischen Betrachtung der Kraftwerte der FSR Sensoren wurde eine, mit Hartgummi und Schaumstoff adaptierte AMTI KMP (Kraftmessplatte), um Verletzungen vorzubeugen, für die synchrone Kraftmessung verwendet. Diese Platte wird von einem, an der Wand stehenden, Probanden gehalten. Bevor die Messung der Schläge auf die Schlagplatte vorgenommen wird, schlägt die Probandin auf ein Target.
Der triaxiale Beschleunigungssensor ist an der Hand bzw. dem Bein der Probandin angebracht. Gleichzeitig werden alle Signale aufgenommen und im Weiteren verglichen und analysiert.

8.1.5 Datenerfassung

Von der analogen Verstärkerschaltung werden die analogen Signale an eine PCMCIA-Messkarte weitergeleitet, welche die Analog-Digitalkonvertierung durchführt. Als Schnittstelle zwischen der Hardware und der PC-Workstation fungiert ein eigens entwickelter Adapter. Er speist eine Spannung von 5V in die Schaltung, die vom Laptop zur Verfügung gestellt wird, und leitet die vom Sensor kommenden analogen Signale in die NiDAQ-Card 6024 ein. Die weiteren Berechnungen und die Visualisierung der Daten wird mit der Software „DasyLab 9.0" verwirklicht. Das Zusammenspiel der Komponenten wird in Abbildung 40 dargestellt.

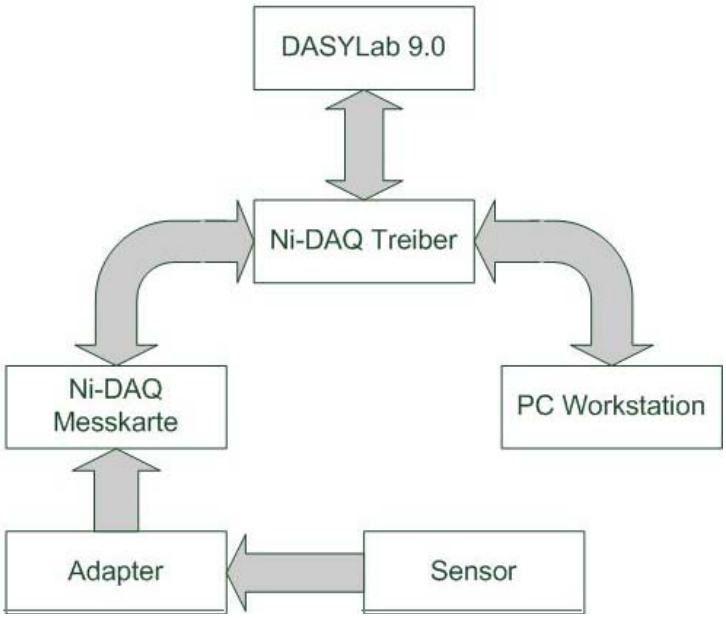


Abbildung 40: Relation zwischen NiDAQ-Karte, Software und Hardware

8.1.5.1 Visualisierungssoftware DASYLab 9.0

Mit DASYLab werden die Daten sowohl in eine Datei gespeichert, als auch online am Bildschirm graphisch dargestellt. DASYLab ist ein Werkzeug zur graphischen Entwicklung für Messapplikationen und beinhaltet diverse Module für On und Offline-Berechnungen wie Mittelungen und Filter oder Mathematik und Statistik-Packages. Für die graphische Darstellung der Messdaten bietet DASYLab Y/t und X/Y-Grafiken, Zeiger oder numerische Anzeigen an. Die Abspeicherung der Daten wird in verschiedenen Datenformaten, z.B. im ASCI Format, ermöglicht. Um Bedienoberflächen und Layouts zu erstellen stehen integrierte Layoutfunktionen im Programm zur Verfügung. Für die Rohdatenaufnahme wurde ein A/D Wandlungsmodul verwendet, wovon jeweils drei Signale von Linienschreibermodulen dargestellt werden. Um die Signale zu speichern, wird das Speichermodul am Ende des Schaltbildes angeschlossen. (Abbildung 41)

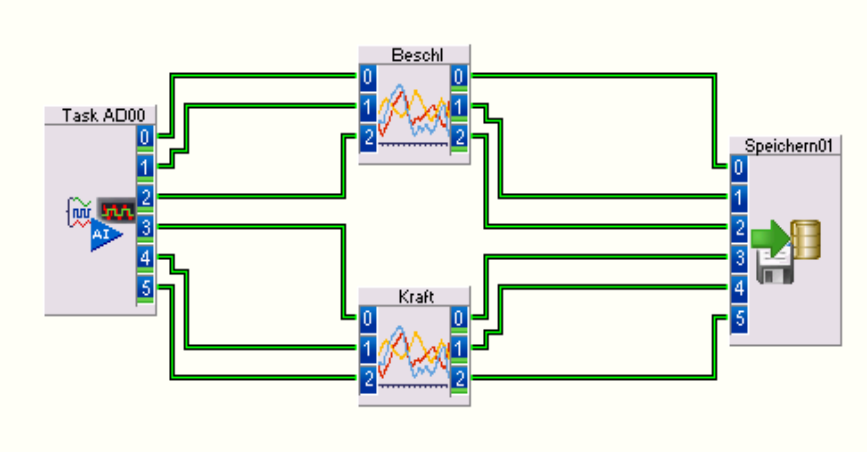


Abbildung 41: DASYLab 9.0 Schaltplan zum Einlesen der Daten

Um die Daten auszuwerten, müssen die aufgenommenen Signale in den Schaltplan eingelesen und skaliert werden. Die Skalierung übernimmt das Skalierungs- bzw. das Formelmodul. Schlussendlich können die skalierten Daten wieder durch den Linienschreiber graphisch dargestellt und somit mittels eines Vermessungs-Tools ausgewertet werden. (Abbildung 42)

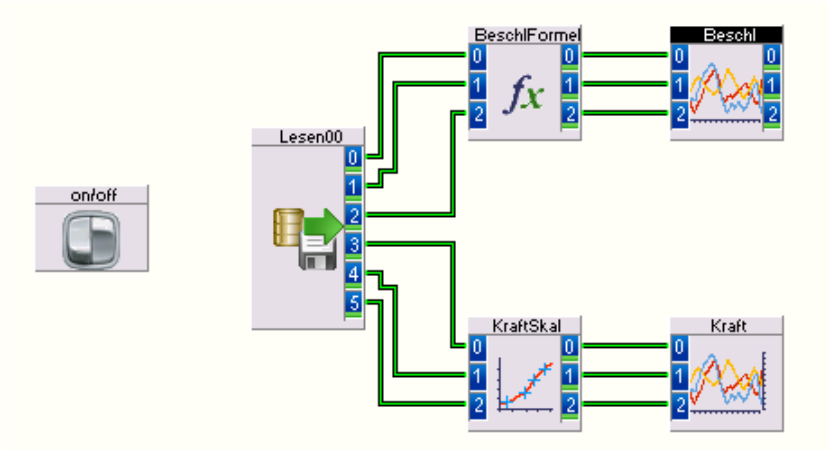


Abbildung 42: DASYLab9.0 Schaltplan zum Ausgeben der Daten

8.1.6 Analyse von Karateschlägen anhand physikalischer Überlegungen

Überall, wo ein Angriff mit Kraft ausgeführt werden muss, ist der Einsatz des Körpers wichtig. Um die Durchschlagskraft der waffenlosen Techniken zu optimieren sollte man nicht nur aus dem Arm heraus schlagen, sondern den ganzen Körper dazu verwenden.

Wenn man die physikalische Größe herausfindet, so lassen sich daraus Rückschlüsse für geeignete Trainingsziele gewinnen. In der Literatur werden damit zwei Größen in Verbindung gebracht: die Energie und der Impuls. Sowohl die Energie als auch der Impuls hängen von der Masse als auch von der Geschwindigkeit ab.

Wenn Masse und Geschwindigkeit gegeben sind, stehen die kinetische Energie, die potentielle Energie und der Impuls fest. Wenn man den Impuls vergrößert, erhöht sich

auch die Energie. Die entscheidende Frage ist jedoch, ob man beim Training mehr Wert auf einen verbesserten Einsatz der Körpermasse oder eine höhere Schlaggeschwindigkeit legen soll. [vgl.: Pfeiffer, 2006]

8.1.6.1 Energie

Um die Energie der geraden Fauststöße zu berechnen, muss man die Summe der potentiellen, kinetischen und Rotations-Energie darstellen. [vgl.: Diacu, 2003]

$$E = \frac{m \cdot v^2}{2} - m \cdot g \cdot h + \frac{m \cdot r^2 \cdot \omega^{2\cdot}}{2} \qquad (8.11)$$

h ist die Differenz der Höhe des Handgelenks von der Anfangsposition zu der Auftreffposition. Da es mehr Energie bedarf die Faust in Kampfposition zu halten als weiter unten, wird die potentielle Energie von der kinetischen Energie subtrahiert. [vgl.: McGonagill, 2004] Der mittlere vertikale Weg der drei Schläge beträgt 20cm. g die Erdbeschleunigung wird mit 9,81 m/s^2 definiert, ν ist die Geschwindigkeit der Faust beim Impact, ω ist die Winkelgeschwindigkeit und r der Radius der Faust und des Armes bei der Faustrotation. Laut Diacu ist die Rotationsenergie vernachlässigbar und muss nicht angegeben werden. [vgl.: Diacu, 2003]

Aus der obigen Formel lassen sich einige Schlüsse ziehen.

- Je höher die Masse, desto größer die Energie. Die Energie steigt linear mit der Masse an. Ein Arm wiegt ca. 10% der Körpermasse. [vgl.: Diacu, 2003]
  Auf Grund der Subtraktion der potentiellen von der kinetischen Energie ist die Energie umso höher, je geringer der Abfall der Faust ist.
  Ungleich der Masse und dem Abfall, die lineare Mengen sind, hat die Geschwindigkeit einen quadratischen Einfluss auf die Energie. Derjenige Kämpfer, der um das doppelte schneller ist bei gleichem Gewicht würde die 4fache Energie liefern. Die Geschwindigkeit ist nicht nur wegen des Überraschungseffektes einer der wichtigsten Komponenten, sondern auch wegen der hohen Energie. Man muss die höchste Energie in dem Moment erreichen, wo man mit der Faust oder dem Fuß auf das Target aufkommt. Haben die Trainingspartner einen Gewichtsunterschied von 20kg muss der leichtere nur 18% schneller schlagen, um die gleiche Energie wie der andere zu erzielen. [vgl.: Diacu, 2003]
- Die Energie verändert sich außerdem linear mit der Distanz, die die Faust vom Beginn der Technik bis zum Ende der Technik zurücklegt. Die Beschleunigung multipliziert mit der Zeit ergibt die Geschwindigkeit und die Länge ist gleichzusetzten mit der halben Beschleunigung mal der Zeit zum Quadrat.

$$v = a \cdot t \tag{8.12}$$

$$L = \frac{1}{2} a \cdot t^2 \tag{8.13}$$

Setzt man für t in der Formel (8.13), die nach t umgeformte Formel (8.12) ein und kürzt man das t aus beiden Formeln weg, erhält man für die Geschwindigkeit:

$$v = \sqrt{2La} \tag{8.14}$$

$$\frac{v^2}{2} = La \tag{8.15}$$

Diese Umwandlung der Formel stellt dar, dass die Geschwindigkeit mit der Quadratwurzel der Distanz zunimmt. Setzt man in die Formel der kinetischen Energie, die Länge multipliziert mit der Beschleunigung ein, erhält man

$$E_{kin} = m \cdot a \cdot L \tag{8.16}$$

Das beweist die lineare Abhängigkeit der Energie von der Distanz, daraus folgt, dass ein längerer Arm eine höhere Geschwindigkeit erzielen kann als ein kurzer. Das kann jedoch nicht nur von Vorteil sein, denn je länger die Distanz ist, umso länger ist auch die Zeit.
Eliminiert man die Beschleunigung von den beiden Formeln (8.12) und (8.13), so erhält man

$$t = \frac{2L}{v} \tag{8.17}$$

Das bedeutet, dass ein kürzerer Arm das Target linear schnelle erreicht als ein langer. Der Kämpfer mit den längeren Armen erreicht eine höhere kinetische Energie aber braucht länger um das Target zu erreichen. Somit hat der Gegner mehr Zeit den Schlag zu erkennen und einen geeigneten Konterangriff einzuleiten. (siehe 6.1.4) [vgl.: Diacu, 2003]

8.1.6.2 Impuls

Der Impuls p ist definiert als Produkt aus seiner Masse und seiner Geschwindigkeit. Der Impuls hängt von den gleichen physikalischen Größen wie die kinetische Energie ab. Er ist eine gerichtete vektorielle Größe, die zusätzlich noch von der Richtung der

Geschwindigkeit abhängt. Der Impuls wird durch folgende Formel vereinfacht beschrieben. [vgl.: Ebel, 2005]

$$p = m \cdot v \tag{8.18}$$

Die erste Ableitung des Impulses nach der Zeit ergibt die Kraft F. [vgl.: Ebel, 2005]

$$\frac{\partial p}{\partial t} = \frac{\partial (m \cdot v)}{\partial t} = m \cdot \frac{\partial v}{\partial t} = m \cdot a = F \tag{8.19}$$

Das zweite Newton'sche Axiom, das Grundgesetz der Dynamik, lässt sich über den Impuls beschreiben. Die Kraft, die auf einen freien Körper ausgeübt wird, leitet eine Änderung von dessen Impuls ein. [vgl.: Ebel, 2005]

$$F = \frac{\partial p}{\partial t} \tag{8.20}$$

In anderer Schreibweise: [vgl.: Ebel, 2005]

$$\int_{t_1}^{t_2} F \cdot \partial t = \int_{t_1}^{t_2} \partial p \tag{8.21}$$

Würden die Schäden am Gegner mit dem Impuls zunehmen, dann würde das bedeuten, dass der Einfluss von Geschwindigkeit und Masse auf die Höhe der Schäden gleichberechtigt ist. Somit wäre das Training des Körpereinsatzes gleich wichtig, wie das Training der Schlaggeschwindigkeit. Lauf Pfeiffer (2006) kann die Geschwindigkeit der Angriffsbewegung eines Kämpfers nicht beliebig gesteigert werden. Es zehren innere Widerstände an der Muskelkraft, bis das übrig bleibt, was man als äußere Kraft oder Überschusskraft bezeichnet.

- Trägheitskräfte:
  Trägheitskräfte wirken der Bewegungsänderung entgegen und wachsen mit steigender Beschleunigung
- Übersetzungsverhältnis:
  Viele Muskeln wirken über Hebel mit veränderlichen Hebelarmen wie z.B. der Quadriceps über das Knie.
- Antagonist:
  Ist der Gegenspieler des aktiven Muskels und ist nicht immer entspannt und locker, wodurch er ebenfalls die verfügbare Kraft mindert
- Reibungskräfte:
  Sie wirken sowohl im Muskel als auch in Gelenken und mitbewegten Geweben.

Laut Pfeiffer (2006) ist der Impuls die relevante Größe, denn an der Trefferstelle besteht ein Gleichgewicht der Kräfte und es gilt das 3. Newton'sche Axiom (actio=reactio). Kräfte entstehen außerdem durch die zeitliche Änderung des Impulses. (2. Newton'sches Axiom).

In Vollkontakt-Systemen reduziert eine übermäßige Steigerung der Geschwindigkeit die äußerlich messbare Überschusskraft. (siehe Hill'sche Kurve in Abbildung 5) Das bedeutet, dass mehr Geschwindigkeit des Muskels weniger Kraft für einen Schlag übrig lässt. Dies ist insofern von Bedeutung, da die physikalische Wirkung eines Schlages nicht nur aus einem Stoßvorgang, sondern auch aus dem Nachdrücken nach dem ersten Kontakt, besteht. In Abbildung 43 wird der Weg von der Kontaktstelle des Angreifers und Verteidigers bis zu Verletzung in fünf Ebenen dargestellt. [vgl.: Pfeiffer, 2006]

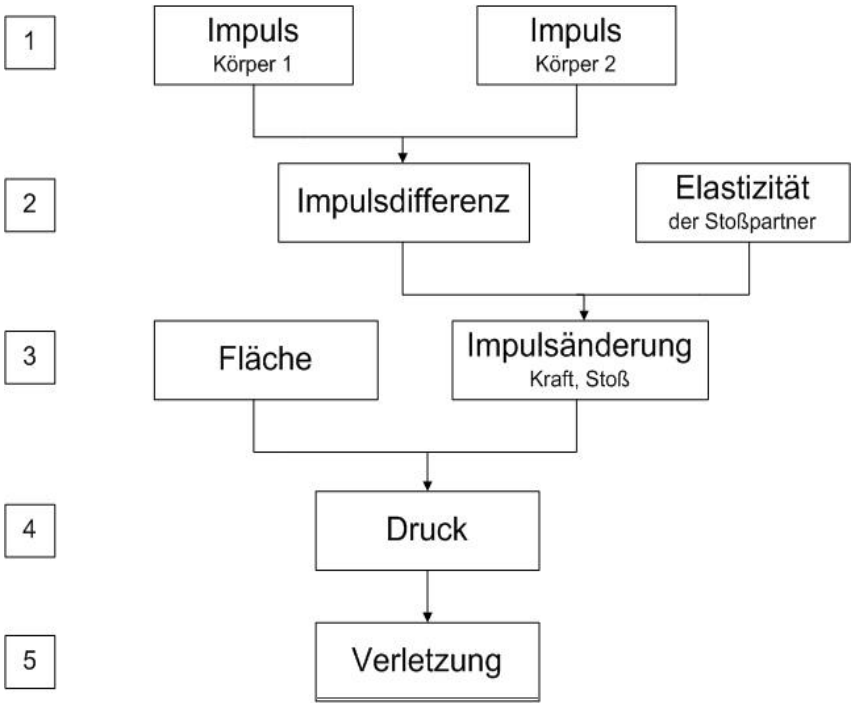


Abbildung 43: Verkettung der physikalischen Größen [vgl.: Pfeiffer, 2006]

1. Vor dem Kontakt besitzen beide Körper einen Impuls
2. Die Kraft entsteht bzw. wächst mit der zeitlichen Änderung der Impulse (2. Newton'sches Axiom). Je größer die zeitliche Änderung der Impulse, umso größer ist die Kraft. Eine schnellere Änderung des Impulses und die daraus folgende Vergrößerung der Kraft kann auf zwei Arten erfolgen.
    - Durch Verkürzung des Bremsweges, also wenn das auftreffende Körperteil schnell abgebremst wird. (Bei „hart auf hart" entstehen größere Kräfte als bei „weich auf weich") (siehe Abschnitt 8.1.7)
    - Wenn beide Körperteile im Augenblick vor dem Aufeinandertreffen einen möglichst großen Impulsunterschied haben.

3. An der Kontaktstelle besteht ein Kräftegleichgewicht, welches aus dem dritten Newton'schen Axiom folgt.
4. Die Kraft wird über eine Kontaktfläche übertragen, welche als Druck beschrieben werden kann. Der Druck steigt mit wirkender Kraft oder durch Verkleinerung der Fläche.
5. Knochen brechen, Zellen platzen und Blutgefäße reißen, weil der Druck zu groß wird

Bei Punkt-Stopp Systemen und Leichtkontakt-Systemen ist die Geschwindigkeit der Faust oder des Fußes wichtiger als eine stark ausgeführte Technik, da diese zu einer Disqualifikation des Kämpfers führen würde. Möglichst wenige Muskeln sind an der Schlagbewegung beteiligt, um dem Gegner die Antizipation des Angriffs zu erschweren. In Vollkontakt-Systemen kann sowohl auf die Schnelligkeit als auch auf den Körpereinsatz nicht verzichtet werden. Somit muss eine Muskelkette am Schlag beteiligt sein, um die Schlagkraft zu steigern. [vgl.: Pfeiffer, 2006]

8.1.7 Schlagtechnikvergleich mit Hilfe der verschiedenen Methoden

8.1.7.1 Oi-Tsuki, Gyaku-Tsuki

Der Oi-Tsuki bzw. Gyaku-Tsuki ist ein gerader Fauststoß. Je weiter man die Schulter und die Hüfte in Richtung des Ziels dreht, desto mehr Reichweite kann man aus dem Schlag heraus holen. In Abbildung 44 ist der Reichweitenunterschied ersichtlich.

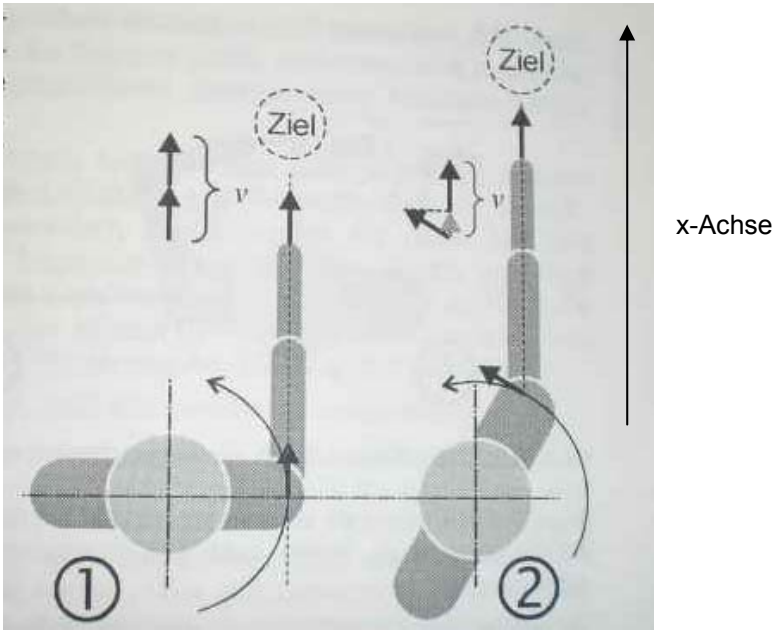


Abbildung 44: gerader Fauststoß

Die Trefferfläche sind die ersten beiden Knöchel der Hand. (Abbildung 45) Die Faust wird mit der Handfläche nach unten gehalten. Optimaler weise schlägt man in der kürzesten Linie direkt von der Kampfstellung nach vor auf den Solarplexus oder auf den Brustbereich des Gegners. Der Arm sollte wie an einer Wand die in Abbildung 44 definierte x-Achse entlang gleiten, ohne den Ellenbogen in der y-Achse zu bewegen.
Bei der Kampfstellung (Schrittstellung) eines „Linksauslegers" ist das linke Bein das Vordere, bei der des „Rechtsauslegers" steht das rechte Bein vorne. Bei einem Oi-Tsuki wird die Hand auf der Seite des vorne befindlichen Beines verwendet. Bei einem Gyaku-Tsuki wird der Arm auf der Seite des hinten stehenden Beines eingesetzt.

Abbildung 45: Gyaku-Tsuki

a.) Analyse der Beschleunigungssignale

In Abbildung 46 sind drei Signalwerte eines mit links durchgeführten Gyaku-Tsukis dargestellt. In Abbildung 47 sieht man die gleiche Technik ausgeführt am Makiwara. Es ist ersichtlich, dass sich die Signale in ihren Amplituden unterscheiden. Der Unterschied kommt durch die Energie-Absorption des Boxsackes zu Stande. Die negative Beschleunigung entsteht dadurch, dass die bewegte Masse der Faust abgebremst werden muss. Je kürzer der Bremsweg der Faust ist, desto höher ist die daraus resultierende negative Beschleunigung.

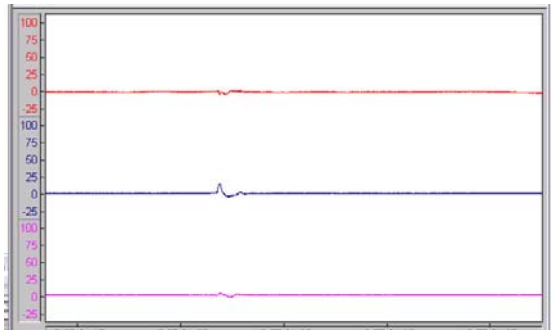


Abbildung 46: Signalwerte bei einem linken Gyaku-Tsuki auf den Boxsack

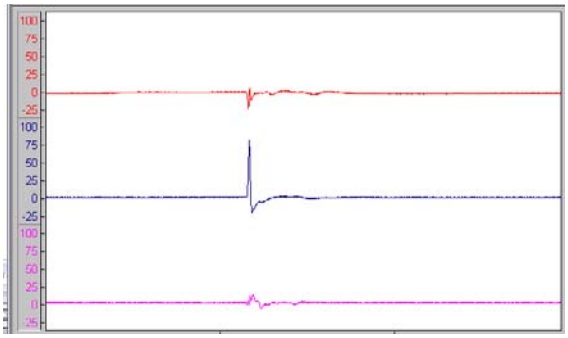


Abbildung 47: Signalwerte bei einem linken Gyaku-Tsuki auf das Makiwara

Die Messwerte der Beschleunigungsmessung wurden ausgewertet und die Mittelwerte gebildet. (Tabelle 5) Die Standardabweichung bei drei Schlägen ist nicht besonders aussagekräftig, deshalb wurde sie in diesem Fall nicht berechnet. Proband1 konnte verletzungsbedingt die Schläge nur mit der linken Hand durchführen. Proband8 schlug aus persönlichen Gründen nur mit der rechten Hand. Während der Messung von Proband9 und 10 gab es Ausfälle der Sensorik.

Es wurde das erste lokale Maximum bzw. Minimum als Wert der negativen Beschleunigung herangezogen und festgehalten.

Nach Auswertung von Tabelle 5 lässt sich ein gesetzmäßiges Schema aus den Werten herauslesen. Die linken Schläge der meisten Probanden weisen sowohl einen negativen y- als auch einen negativen z-Wert auf. Diese Wert sind verhältnismäßig klein im Gegensatz zu dem der x-Achse und bezeugt somit, dass nur eine geringe auf-ab bzw. links-rechts Bewegung der Hand bei der Durchführung des Schlages erfolgt ist. Je härter der Hintergrund ist, auf den geschlagen wird, desto höher sind jedoch auch die y- und z-Werte. Die Messdaten der drei Achsen der mit rechts durchgeführten Technik sind meist positiv. Die Vorzeichen des y-Wertes, bei der mit rechts und mit links ausgeführten Technik, ergeben sich durch den transversalen Weg, den die Hand von der Kampfstellung in die Mitte des Boxsackes zurücklegt. Wird mit der linken Hand geschlagen, wird die Faust ca. 10cm in der transversalen Ebene nach rechts geführt, um die Längsachse des Gegners zu treffen. Schlägt man mit der rechten Hand, führt man die Faust nach links. Das Vorzeichen der z-Achse beschreibt ob die Faust beim Aufprall leicht nach oben oder nach unten geführt wurde. Beim Signal der z-Achse ist oft nur ein geringer Ausschlag zu beobachten.

		links		rechts	
Proband	**Sensor**	Boxsack	Makiwara	Boxsack	Makiwara
Proband1	y	-0,40	-14,67		
	x	12,67	67,33		
	z	7,18	5,50		
Proband2	y	-1,44	-13,33	4,00	37,67
	x	9,80	40,00	9,33	60,33
	z	-4,24	-22,33	5,67	46,67
Proband3	y	-5,87	-27,67	4,00	47,67
	x	10,85	54,00	15,00	84,33
	z	2,10	-14,67	2,33	20,33
Proband4	y	2,67	-2,67	2,00	-8,33
	x	10,43	59,00	27,67	62,33
	z	0,67	-8,50	1,00	-5,00
Proband5	y	-5,00	-23,00	10,67	61,67
	x	20,67	53,33	13,67	83,67
	z	1,33	-22,00	0,00	-27,00
Proband6	y	-1,00	-9,67	3,33	12,00
	x	11,33	9,00	12,00	13,67
	z	-2,00	-0,50	-2,67	-16,00
Proband7	y	0,00	-13,33	11,00	26,33
	x	14,67	82,33	18,67	84,00
	z	-6,33	2,00	-4,67	4,33
Proband8	y			0,00	15,00
	x			14,67	58,67
	z			0,00	18,33
Proband9	y		-44,33		
	x		84,00		
	z		43,50		
Proband10	y		-36,00		35,00
	x		74,00		42,50
	z		-32,00		-41,00

Tabelle 5: Mittelwerte der negativen Beschleunigung beim Gyaku-Tsuki

Um auf die negative Beschleunigung in der x-Achse zu schließen, die bei einem Schlag auf einen fülligen Gegner verloren geht, werden die Mittelwerte der Sensorsignale aller Probanden für die Schläge auf den Boxsack mit 13g bzw. 16g und auf das Makiwara mit 58g und 61g berechnet. Es wird der Mittelwert der linken und rechten Fausttechnik auf den Boxsack von dem Mittelwert der Fausttechnik auf das Makiwara subtrahiert. Die errechnete negative Beschleunigung, die vom Boxsack in Deformation umgewandelt wird, beträgt sowohl mit der rechten als auch mit der linken Faust 45g. Dieses Ergebnis wird in Abschnitt 8.2 diskutiert.

Um die Sensorsignale mit Referenzwerten zu vergleichen wurden sie mit den während dem Motion Capturing von der Kamera berechneten Beschleunigungen verglichen.

b.) Analyse des Motion-Capturing

In den nachfolgenden 5 Bildersequenzen wird ein Oi-Tsuki mit der rechten Hand auf ein Target ausgeführt. Die Bewegung wurde von 3 Kameras aufgenommen. Die Marker wurden vom Programm verbunden und stellen die Verbindungslinien dar. In der ersten Sequenz wird die Ausgangsstellung dargestellt, in der zweiten die Ausholbewegung, in der dritten der Impact, in der vierten die Rückbewegung und in der fünften steht die Probandin wieder in der Ausgangsstellung.

Abbildung 48: Darstellung der Bildsequenzen der High-Speed Kameras

Es wurden drei Messungen mit der linken Hand und ein Schlag mit der rechten Hand auf eine AMTI Kraftmessplatte durchgeführt. Dadurch, dass harter Schaumstoff auf die Platte angebracht und jene gehalten wurde und somit nicht die ganze Kraft auf ein starres Objekt gemessen wurde, sind die Messwerte realitätsnah. Ein Kampfgegner kann durch Ausweichmanöver bewirken, dass nicht die gesamte Energie auf ihn übertragen wird. Ein Teil der Kraft wird vom Schaumstoff und durch die Gelenke des haltenden Probanden absorbiert. Die Probandin hat auf Grund der Möglichkeit einer Handverletzung, die durch das starre Objekt eingeleitet werden könnte, nicht mit voller Wucht auf die KMP geschlagen. Wegen einer bestehenden Verletzung am Fingergelenk der rechten Hand konnte der Schlag nur einmal ausgeführt werden. Somit ist die gemessene Geschwindigkeit der Hand nicht gleich schnell wie die Geschwindigkeit auf dem weichen Objekt. Aus Diagramm 1 ist ersichtlich, dass der von der KMP gemessene Wert in der horizontalen Achse (in diesem Fall die z-Achse) am höchsten ist. Außerdem kann man die Dauer der Krafteinwirkung erkennen.

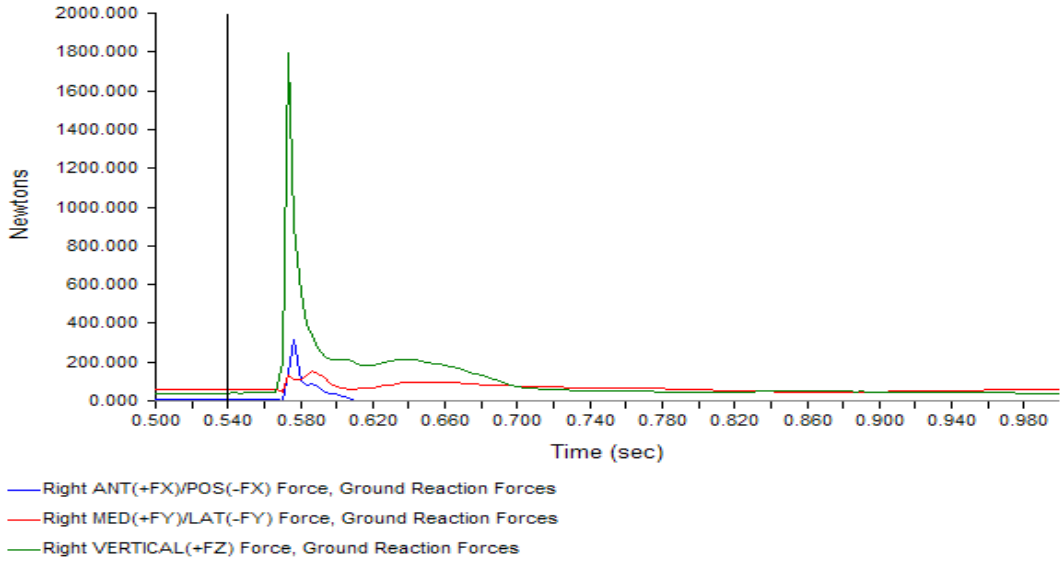


Diagramm 1: KMP Signal

In Tabelle 6 werden die Mittelwerte der linken Armtechnik der Beschleunigungs- und Geschwindigkeitswerte des Motion-Capturing Systems, die gemessenen Kraftwerte der KMP und die Beschleunigungswerte des Beschleunigungsmoduls dargestellt.

Beschleunigung x-Achse [m/s^2]	619,55
resultierende Beschleunigung [m/s^2]	692,71
negative Beschleunigung x-Achse [m/s^2]	-299,06
Sensor (z-Achse) [m/s^2]	-6,80
Sensor(x-Achse) [m/s^2]	31,75
Sensor (y-Achse) [m/s^2]	-7,94
Kraftplatt Fx [N]	1466,67
Kraftplatt Fz [N]	182,67
Kraftplatt Fy [N]	250,00
resultierende Geschwindigkeit des Handgelenks [m/s]	6,06
Geschwindigkeit des Handgelenks in der x-Achse [m/s]	5,96

Tabelle 6: Mittelwerte der Schläge mit der linken Hand auf die KMP

	links	**rechts**
Beschleunigung x-Achse [m/s^2]	400	515
Geschwindigkeit [m/s]	7	8

Tabelle 7: Mittelwerte der Oi-Tsukis auf ein Target

c.) Schlussfolgerungen

Mittels mathematischen Überlegungen kann man die Dynamik des Karate analysieren und einige Schlussfolgerungen über die Effizienz spezieller Schlag-Techniken treffen. (siehe Kapitel 8.1.6)

Die Beschleunigung der Faust beim Impact in der x-Achse auf die KMP wird von der Kamera mit 619m/s^2, also mit 63g sehr hoch im Vergleich zu dem Beschleunigungssensor, der in x-Richtung 31,75g misst, berechnet. Nach dem Impact ist die von der Kamera berechnete mittlere Beschleunigung jedoch -299m/s^2. Diese berechneten 30g sind mit den gemessenen 31g des Sensors gleichzusetzten, da die negative Beschleunigung nach dem Impact die relevante Größe ist, und nicht die maximale Beschleunigung der Hand kurz vor dem Impacts. Für die rechte Hand wurde durch den Sensor 23g gemessen und durch die Kamera eine negative Beschleunigung von 18g berechnet.

Die Kraft ergibt sich aus der Multiplikation von Masse und Beschleunigung. Drei mal wurde die Kraft des linken und einmal des rechten Fauststoßes durch eine AMTI Kraftmessplatte und synchron dazu die Beschleunigung mit dem Sensor gemessen und von der Kamera zur Zeit des Impacts berechnet.

Für den ersten Versuch die Masse zu berechnen wurde der Mittelwert der Beschleunigungen der Kamera von 619m/s^2 und der Mittelwert der Kraft der KMP von 1466N verwendet. Für die rechte Hand wurden die Werte von 1800N und 650m/s^2

herangezogen. Als Masse errechnet sich für den linken Arm 2,36kg und für den rechten 2,7kg.

Würde man die negative Beschleunigung der Kamera oder des Sensors von 30g als Beschleunigungswert nehmen, wäre die Masse des linken Schlages 5kg und die des rechten 10kg. Mit links wurde dreimal auf die Platte geschlagen und ist somit aussagekräftiger als der rechte Schlag, der verletzungebedingt nicht öfter als einmal ausgeführt werden konnte. Die mittlere Masse, die aus den Beschleunigungen der Kamera während des Impacts hervor geht beträgt 7,6% des Körpergewichts der Probandin. Die Masse mit der die Beschleunigung multipliziert werden könnte um die Kraft zu berechnen, wäre gleichzusetzten mit der Masse der oberen Extremität des anthropometrischen Körpermodells von Clauser et al. Dieses Körpermodell besagt, dass 4,9% des Körpergewichtes den Arm ausmachen. 4,9% wären im Fall der Probandin 3,1kg. Nach dem Körpermodell von Fischer würde die obere Extremität einen Prozentanteil von 6,5% ausmachen. [vgl.: Pfeiffer, 2006] In der oberen Berechnung ist die Masse jedoch 5kg. Daraus kann man schließen, dass in den Schlag mehr Gewicht gelegt wird, als nur das Gewicht des Armes. Für die nachfolgenden Berechnungen werden als Wert der Masse die berechneten 5kg verwendet. McGonagill (2004) nimmt als Masse für den Arm 7-10kg und als Geschwindigkeit, nur die in der x-Achse wirkenden Geschwindigkeit an.

Um die Energie des Gyaku-Tsukis zu berechnen muss man die Summe der potentiellen, kinetischen und Rotations-Energie aus Formel (8.11) darstellen. [vgl.: Diacu F., 2003]
Wählt man für die Masse die bereits berechneten 5kg und für die Geschwindigkeit beim Schlag auf die KMP 6m/s, beträgt die Energie des linken Gyaku-Tsukis der Probandin 80J. Die von der Kamera berechnete Geschwindigkeit beim linken und rechten Gyaku-Tsuki auf das weiche Target, beträgt 7,5m/s. Somit ist die Energie der Schläge 130J groß. Die Abweichung von 50J ergibt sich aus den unterschiedlichen Geschwindigkeiten der Schläge, da nicht mit voller Wucht auf die KMP geschlagen wurde.

Die mittlere Beschleunigung des mit Links geschlagenen Oi-Tsukis auf das Target beträgt 400 m/s^2, die des rechten Armes 515m/s^2. Durch die hohe Beschleunigung der Schläge auf das Target wirkt eine Kraft von 2000N bzw. 2575N.

Diacu (2003) hat für den Gyaku-Tsuki eine Geschwindigkeit von 5,7m/s bis 9,8m/s gemessen. Die von der Kamera gemessenen Geschwindigkeiten auf der KMP von 6m/s bzw. 7,5m/s und auf das Target von 8m/s mit rechts und 7m/s links befinden sich in dem von Diacu gemessenen Rahmen. Der Arm der Probandin ist von der Schulter bis zu den Handköcheln 56cm lang. Setzt man die 0,56m und eine Geschwindigkeit von 7,5m/s

in Formel (8.17) so erhält man für die Dauer des Schlages zum Target 0,14s. Dieser berechnete Wert befindet sich im Rahmen der von der Kamera gemessenen Zeit von 0,1-0,2s.

Will man den Impuls des Oi-Tsukis berechnen, würde man auf Formel (8.18) zurückgreifen und 37,5Ns berechnen. Weitere Ergebnisse werden in Abschnitt 8.2 beschrieben.

8.1.7.2 Tate-Tsuki

Der Tate-Tsuki ist ein Fauststoß, bei dem die Faust 90° gedreht auftrifft, ansonsten wird er simultan wie der Oi bzw. Gyaku-Tsuki durchgeführt. Oft wird dieser Schlag dem Oi bzw. Gyaku-Tsuki bevorzugt, da man ihn leichter, wegen der aufgestellten Faust, durch die Deckung des Gegners führen kann. Außerdem sind die Stränge des Musculus Rectus abdominis längsgestreift und nicht quergestreift. Somit spürt der Gegner einen Schlag mit einer Faust die senkrecht gehalten wird stärker, als eine Faust die waagrecht gehalten wird. Der Arm sollte wie an einer Wand, die in Abbildung 44 definierte x-Achse, entlang gleiten ohne den Ellenbogen in der y-Achse zu bewegen.

Abbildung 49: Gyaku-Tate-Tsuki

a.) Analyse der Sensorsignale

In Abbildung 50 sind die Signalwerte eines mit links durchgeführten Tate-Tsukis dargestellt. In Abbildung 51 sieht man die gleiche Technik ausgeführt am Makiwara. Es ist wie beim Gyaku-Tsuki ersichtlich, dass sich die Signale aufgrund der

Energieabsorption des Boxsackes in ihren Amplituden unterscheiden. Der y-Wert ist bei Techniken mit der rechten Faust positiv, bei Techniken mit der linken Faust tendiert er zum negativen.

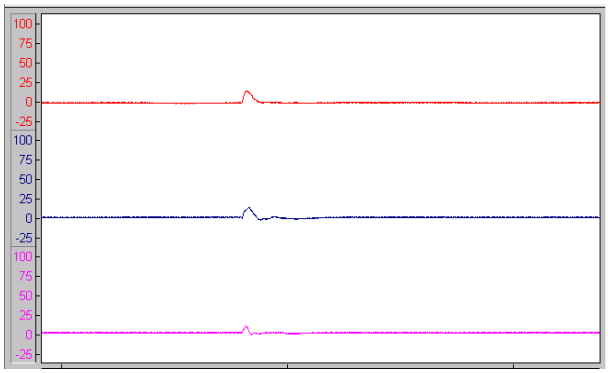


Abbildung 50: rechter Tate-Tsuki auf Boxsack

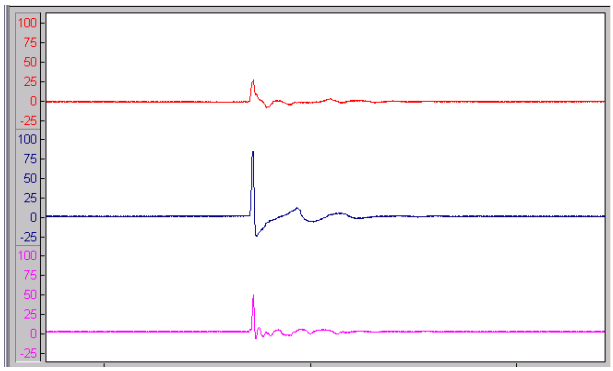


Abbildung 51: rechter Tate-Tsuki auf Makiwara

Es lässt sich ein, dem Gyaku-Tsuki ähnlich verlaufendes, Schema aus den Werten herauslesen. Die Werte der y und z-Achse sind verhältnismäßig klein im Gegensatz zu den Werten der x-Achse und bezeugen somit, dass nur eine geringe auf-ab bzw. links-rechts Bewegung der Hand bei der Durchführung des Schlages erfolgt. Je härter der Hintergrund ist, auf den geschlagen wird, desto höher sind jedoch auch die y- und z-Werte. Die Messdaten der drei Achsen der mit rechts durchgeführten Technik tendieren zu einem positiven Vorzeichen.

		links		rechts	
Proband	**Sensor**	Boxsack	Makiwara	Boxsack	Makiwara
Proband1	y	-0,73	4,00		
	x	13,33	64,00		
	z	6,67	24,67		
Proband2	y	-4,00	9,67	3,33	29,67
	x	13,33	74,33	10,67	84,00
	z	4,00	-3,67	9,67	48,33
Proband3	y	2,33	-14,00	0,33	66,67
	x	11,67	81,00	9,67	84,00
	z	6,00	46,33	3,67	74,33
Proband4	y	-3,00	1,00	-3,67	11,00
	x	14,00	78,00	18,00	52,00
	z	0,67	33,33	7,00	-3,33
Proband5	y	-5,67	-26,00	6,33	67,33
	x	19,00	82,00	12,33	84,00
	z	5,33	26,00	9,33	67,00
Proband6	y	-2,33	-8,33	-0,67	14,67
	x	11,00	29,67	13,00	31,33
	z	0,33	4,33	-0,33	-7,33
Proband7	y	-6,93	-16,33	13,00	48,00
	x	17,40	77,33	17,33	83,67
	z	-3,60	38,00	9,67	64,33
Proband8	y			9,33	16,00

	x			14,33	66,00
	z			-0,67	8,00
Proband9	y		-15,00		30,33
	x		83,67		54,33
	z				
Proband10	y		-32,33		19,00
	x		78,00		54,67
	z		-2,33		-7,33

Tabelle 8: Mittelwerte der negativen Beschleunigung des Tate-Tsuki

Der Mittelwert aller mit links geschlagenen Tate-Tsukis auf den Boxsack beträgt 14,2g, aller mit rechts geschlagenen 13,7g. Die linken Schläge auf das Makiwara haben einen Mittelwert von 72g, die rechten einen von 67g in der x-Achse.
Die errechnete negative Beschleunigung, die vom Boxsack in Deformation umgewandelt wird, beträgt bei dieser Technik mit der linken Faust 57,7g und mit der rechten 53,8g. Weitere Ergebnisse werden in 8.2 dargestellt.

b.) Analyse des Motion-Capturing

Es wurden sowohl drei Messungen mit der linken als auch mit der rechten Hand auf ein Target durchgeführt. Durch die weiche Polsterung des Targets, sind die vom Beschleunigungsmodul gemessenen Amplitudenwerte sogar geringer als die der Schläge auf den Boxsack. Das rührt daher, dass der Boxsack mit Leder ummantelt ist und somit eine härtere Auftreffläche als das Target darstellt. Die Differenz der negativen Beschleunigung vom Target und dem Boxsack ist 5g in der x-Achse. In Tabelle 9 werden die Mittelwerte der Beschleunigungs- und Geschwindigkeitswerte des Motion-Capturing Systems und die Beschleunigungswerte des Beschleunigungsmoduls dargestellt.

	links	rechts
Beschleunigung x-Achse [m/s^2]	551	494
resultierende Beschleunigung [m/s^2]	578	598
Sensor (z-Achse) [m/s^2]	4	3,4
Sensor(x-Achse) [m/s^2]	8	8,5
Sensor (y-Achse) [m/s^2]	-1,7	3,5
resultierende Geschwindigkeit des Handgelenks [m/s]	7,6	7,4
Geschwindigkeit der x-Achse des Handgelenks [m/s]	6,3	7,3

Tabelle 9: Daten des Motion-Capturing

c.) Schlussfolgerungen

Die Beschleunigung der x-Achse der Faust beim Impact wird von der Kamera mit 551m/s^2 (56g) bzw. 494m/s^2 (50g) berechnet. Nach dem Impact ist die von der Kamera berechnete mittlere Beschleunigung jedoch mit rechts 431m/s^2 und mit links 300m/s^2. Diese berechneten 43g bzw. 30,5g sind den gemessenen 8,5g des Sensors nicht ähnlich.

Somit ist die berechnete Beschleunigung um den Faktor 4 größer als das Signal des Moduls. Es werden in diesem Fall 34g vom Target absorbiert.
Will man die Energie der mit links ausgeführten Schläge berechnen, setzt man für die Masse 5kg, für den vertikalen Weg wie beim Oi-Tsuki 20cm, und für die Geschwindigkeit den Mittelwert von 6,3m/s der drei von der Kamera gemessenen Schläge in Formel (8.11) ein. Der berechnete Energiewert beträgt 89J. Die Geschwindigkeit des mit rechts ausgeführten Tate-Tsukis ist 7,3m/s^2, somit hat er eine Energie von 123J.
Durch die Länge des Armes von 56cm würde sich eine Dauer des linken Schlages mittels Formel (8.17) von 0,17s ergeben. Der Schlag der rechte Faust dauert 0.15s.
Der Impuls der linken Hand wäre 31Ns, der der rechten 53Ns. Die Werte weichen auf Grund der unterschiedlichen Geschwindigkeiten der Faust voneinander ab.
Die Kraft errechnet sich aus der Beschleunigung in der x-Achse multipliziert mit der bereits berechneten Masse. Für den linken Arm ergibt sich eine Kraft von 2755N, für den rechten 2470N. Die Kamera berechnet für den rechten Arm eine höhere Geschwindigkeit als für den linken. Die Beschleunigung der rechten Faust wird jedoch geringer berechnet als die der linken Faust. Der Grund der Unterschiede ist die ungenaue Berechnung des Kamerasystems, worauf in Abschnitt 8.2.3 näher eingegangen wird.

8.1.7.3 Seiken-Mawashi-Tsuki

Der Seiken Mawashi Tsuki ist ein Halbkreis-Faustschlag. Je mehr man die Schulter und Hüfte mit in den Schlag einbezieht, desto mehr Reichweite und Schwung kann man, wie in Abbildung 52 ersichtlich, aus dem Schlag holen.

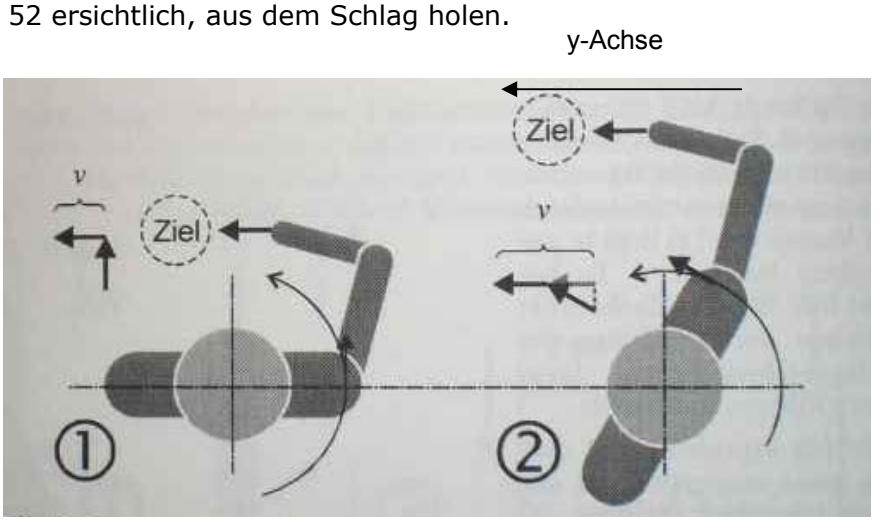


Abbildung 52: geschwungener Faustschlag

Die Handfläche zeigt wiederum nach unten. Trefferflächen sind die Leber und die Niere. Bei dieser Bewegung sollte der Arm sich in der y-Achse bewegen während der Ellenbogen nach außen zeigt. Er wird beispielsweise angewendet um die Deckung des Gegners zu umgehen und ihn hinter dem Ellenbogen zu treffen.

Abbildung 53: Seiken-Mawashi-Tsuki

a.) Analyse der Sensorsignale

In Abbildung 54 und Abbildung 55 werden die Signale des geschwungenen Faustschlages der linken und rechten Hand auf den Boxsack dargestellt. In Tabelle 10 sind die Mittelwerte der Schläge auf den Boxsack und das Makiwara ersichtlich.

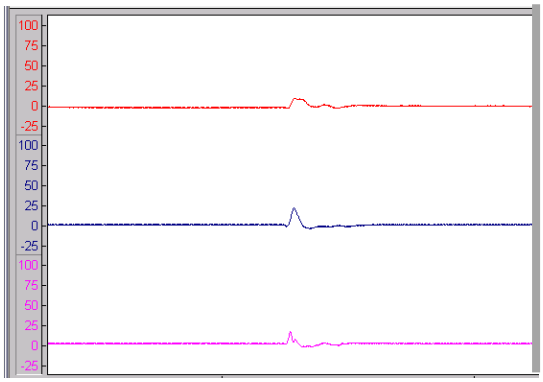


Abbildung 54: linker Seiken-Mawashi-Tsuki am Boxsack

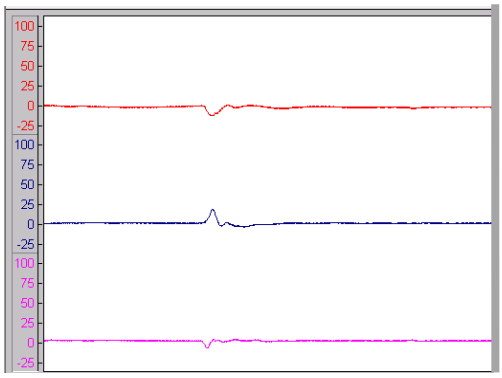


Abbildung 55: rechter Seiken-Mawashi-Tsuki am Boxsack

		links		rechts	
Proband	**Sensor**	Boxsack	Makiwara	Boxsack	Makiwara
Proband1	y	11,00	24,67		
	x	16,00	64,67		
	z	7,00	-26,00		
Proband2	y	3,67	13,00	-4,67	9,67
	x	18,67	28,33	10,00	84,00
	z	2,67	-6,67	5,33	28,67
Proband3	y	11,33	5,33	-7,33	-2,33
	x	20,33	66,33	17,67	68,00
	z	10,00	34,67	-0,67	23,00
Proband4	y	6,00	25,00	-9,00	-15,33
	x	13,67	69,00	17,00	34,67
	z	5,67	30,33	4,00	4,00
Proband5	y	9,67	3,67	-7,33	-7,33
	x	15,33	32,33	13,00	29,00
	z	7,00	-3,00	11,33	14,00
Proband6	y	4,67	6,00	-2,00	5,67
	x	14,00	6,33	15,33	10,00
	z	7,67	-1,33	1,33	-10,67
Proband7	y	9,67		-3,33	
	x	19,33		15,67	
	z	14,67		11,67	
Proband8	y			-26,67	-6,33
	x			20,67	34,00
	z			-10,67	5,00
Proband9	y				2,33
	x				29,67
	z				10,67
Proband10	y				-21,00
	x				38,67
	z				-20,00

Tabelle 10: Mittelwerte der negativen Beschleunigung des Seiken-Mawashi-Tsukis

Bei diesem Schlag gibt es vorwiegend eine Beschleunigung in die y- und x-Achse. Bei den Schlägen auf den Boxsack kommt der Wert der Amplitude des y-Signals an den Wert der x-Achse heran. Das rührt daher, dass der Schlag in der horizontalen Ebene geführt wird und seitlich am Boxsack oder dem Makiwara auftrifft. Sehr auffallend sind die negativen Vorzeichen der Werte in der y-Achse bei der Ausführung mit der rechten Hand. Mit links ist der Mittelwert der am Boxsack geschlagenen Fauststöße in der x-Achse 16g, mit rechts 15g. Die linken Schläge auf das Makiwara wurden mit links auf 44g und mit rechts auf 41g berechnet. Bei den mit rechts ausgeführten Schlägen auf den Boxsack wurde im Mittel auf der x-Achse 31g und mit den links ausgeführten 26g in Deformation umgewandelt. Weitere Ergebnisse werden in 8.2 dargestellt.

b.) Analyse des Motion-Capturing

Es wurden sowohl drei Messungen mit der linken als auch mit der rechten Hand auf ein Target durchgeführt. Die Differenz der negativen Beschleunigung vom Target und dem Boxsack ist 5g in der x-Achse. Bei dem Wertevergleich des Beschleunigungsmoduls wird nach wie vor von der x-Achse gesprochen, da durch die Anordnung der Sensoren im Würfel der horizontal messende Sensor in der x-Achse belastet wird.

Bei der Kameramessung wird die Geschwindigkeit und Beschleunigung der y-Achse herangezogen. (siehe Abbildung 52) Die von mir benannte y-Achse ist die von der Kamera gemessene und in Abbildung 56 dargestellte z-Achse. Es wird die Geschwindigkeit der drei mit links durchgeführten Seiken-Mawashi-Tsukis dargestellt. Bei einem links durchgeführten geschwungenen Schlag wird die von der Kamera berechnete Geschwindigkeit in der z-Achse negativ gemessen. Das negative Vorzeichen wird durch die Richtung im Raum beschrieben.

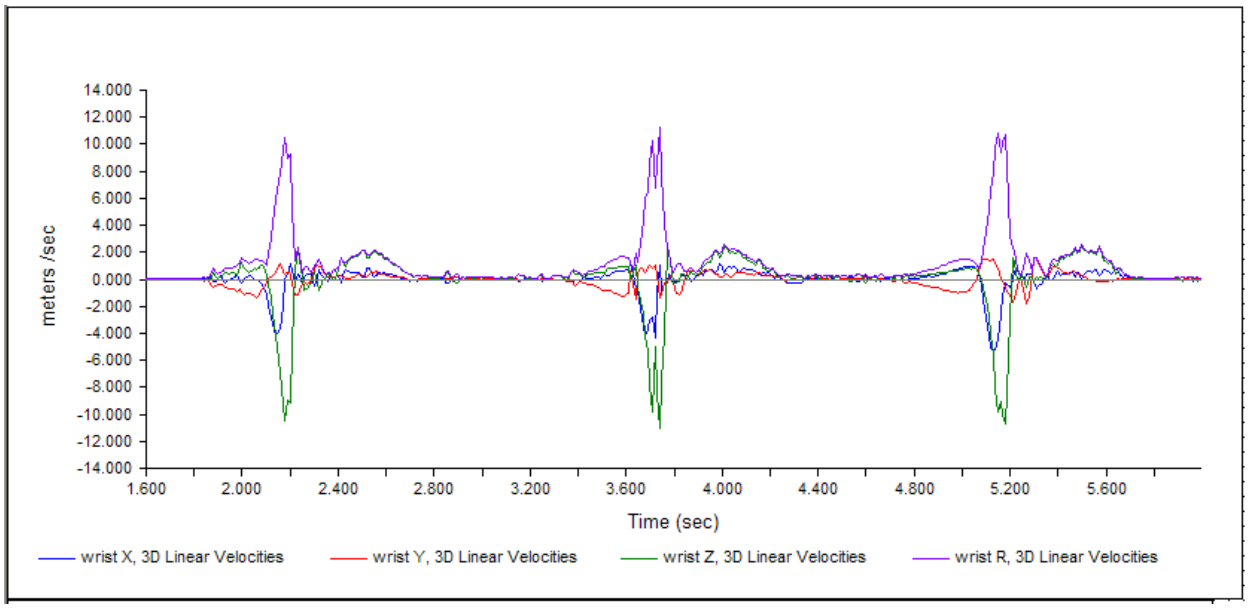


Abbildung 56: Geschwindigkeitskurven des linken Seiken-Mawashi-Tsukis

In Tabelle 11 werden die Mittelwerte der Beschleunigungs- und Geschwindigkeitswerte des Motion-Capturing Systems und die Beschleunigungswerte des Beschleunigungsmoduls dargestellt.

	rechts	**links**
Beschleunigung y-Achse [m/s^2]	301	400
Sensor (z-Achse) [g]	5,1	-4,2
Sensor(x-Achse) [g]	10,2	12,47
Sensor (y-Achse) [g]	-3,4	7,9
Geschwindigkeit des Handgelenks in der y-Achse [m/s]	9,8	9,3

Tabelle 11: Motion-Capturing Werte für den Seiken-Mawashi-Tsuki

c.) Schlussfolgerungen

Nach dem Impact ist die von der Kamera berechnete mittlere Beschleunigung in der y-Achse rechts 301 m/s^2 und mit links 400m/s^2. Diese berechneten 30g bzw. 40g sind den gemessenen 10g bzw. 12g des Sensors nicht ähnlich. Somit ist die von der Kamera berechnete Beschleunigung um den Faktor 3 größer als die des Beschleunigungsmoduls. Es werden in diesem Fall 20g-28g vom Target absorbiert. Die vom Boxsack absorbierte negative Beschleunigung wurde weiter oben mit 26g und 31g berechnet.

Man kann aus den berechneten Geschwindigkeiten der Faust in der y-Achse der Kamera die Energie der Schläge beim Aufprall durch das Einsetzen in Formel (8.11) vereinfacht darstellen. Für die Masse des Armes wird wieder 5kg und für die Geschwindigkeit der Mittelwert von 9,3m/s angenommen. Die Faust startet in der Nähe des Kopfes bei der Kampfstellung und legt einen vertikalen Weg von 20cm zurück. Der berechnete Energiewert beträgt 206J. Die Geschwindigkeit des mit rechts ausgeführten Seiken-Mawashi-Tsukis ist 9,8m/s^2, somit hat er eine Energie von 230J.

Der Impuls berechnet sich auf 46,5Ns bzw. 48Ns. Auf Grund des Schwunges ist dieser Schlag, trotz der Krümmung des Armes der bis jetzt am energiereichsten, weil der Schlag mit dem Schwung des beschleunigten Oberkörpers und des Armes ausgeführt wird.

Der linke Seiken Mawashi Tsuki bringt laut der gemessenen Beschleunigung eine Kraft von 1505N, der rechte eine Kraft von 2000N auf das Target.

Die geraden Fauststöße hatten eine Energie von 80-130J. Der geschwungene Schlag ist fast um den Faktor 2 höher als die geraden Schläge.

8.1.7.4 Shita-Tsuki

Der Shita Tsuki ist ein Fauststoß bei dem die Faust mit einem Winkel von 45° am Gegner auftrifft. Der Schlag zielt nach vor und in die Höhe. Es ist ein halb ausgeführter Oi-Tsuki. Trefferflächen sind die Leber und die Milz. Die Messungen des Shita-Tsuki wurden nur am Boxsack ausgeführt, da man auf das Makiwara nicht in einem 45° Winkel schlagen kann. Dieser Schlag wurde nicht mittels Motion-Capturing analysiert.

Abbildung 57: Shita-Tsuki (seitliche Ansicht)

a.) Analyse der Sensorsignale

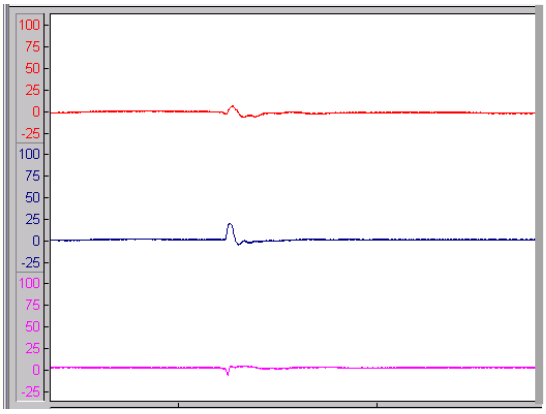


Abbildung 58: linker Shita-Tsukis

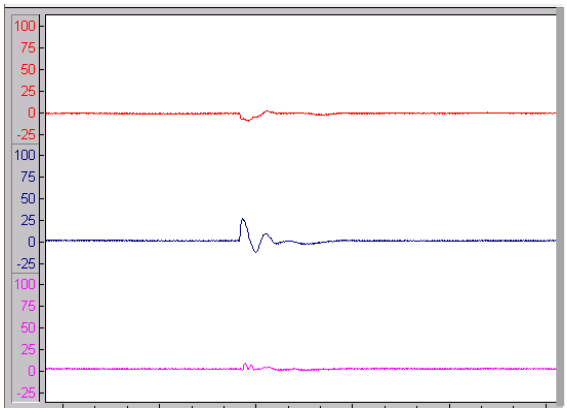


Abbildung 59: rechter Shita-Tsukis

Anhand von Abbildung 58 und Abbildung 59 kann man erkennen, dass auch der Sensor der y-Achse belastet wurde. Die Schläge werden von der Kampfstellung aus in der Mitte des Boxsackes platziert wodurch eine Belastung der y-Achse initiiert wird. Trotzdem ist der Sensor der x-Achse der meist strapaziertesten. Bei manchen Probanden hat auch die z-Achse eine hohe Amplitude. Das lässt darauf schließen, dass manche Probanden den Shita-Tsuki in gewisser Weise nach oben und nicht nur gerade nach vor geführt haben. Die Ausführung dieses Schlages blieb den Probanden überlassen. Auf Grund der

Messdaten kann man das Schlagverhalten wiedererkennen. Trotz des gleichen Hintergrundes sind die negativen Beschleunigungen in der x-Achse deutlich höher als bei dem geraden und dem geschwungenen Fauststoß. Die höheren Werte sind das Resultat eines früher aufgekommenen Schlages als bei geraden Fauststößen.

Proband	Sensor	links	rechts
Proband1	y	2,67	
	x	22,67	
	z	-19,00	
Proband2	y	5,67	-7,67
	x	25,67	25,33
	z	-9,33	-9,33
Proband3	y	5,00	-8,33
	x	21,00	21,67
	z	0,33	-6,00
Proband4	y	2,67	-16,67
	x	17,00	25,00
	z	5,00	6,00
Proband5	y	7,00	-8,00
	x	17,67	21,50
	z	5,33	-9,00
Proband6	y	2,33	-3,00
	x	11,00	18,00
	z	-5,00	-3,67
Proband7	y	8,00	-8,00
	x	20,00	22,33
	z	1,33	1,33
Proband8	y		-9,33
	x		22,33
	z		-8,53
Proband9	y	-3,33	-9,00
	x	15,67	20,33
	z	12,33	-2,67
Proband10	y	9,67	-8,33
	x	14,33	18,33
	z	-8,33	-19,00

Tabelle 12: Mittelwerte der negativen Beschleunigung des Shita-Tsukis

8.1.7.5 Mawashi-Geri-Gedan

Der in Abbildung 60 dargestellte Mawashi-Geri-Gedan, auch Lowkick genannt, ist ein Schlag der mit dem Schienbein auf den Oberschenkel des Gegners in einem Halbkreis ausgeführt wird. (siehe 6.2.3)

Abbildung 60: Mawashi-Geri-Gedan (Lowkick)

Die Messungen der Lowkicks wurden nur auf dem Boxsack und dem Target währen der Videoanalyse vorgenommen, da Schläge mit dem Fuß auf das Makiwara ein zu hohes Verletzungsrisiko bergen.

a.) Analyse der Sensorsignale

Aus Abbildung 61 und Abbildung 62 ist ersichtlich, dass der Schlag verstärkt in der y-Achse geführt wird. Der Sensor der y-Achse wird durch die, in Abbildung 29 nachvollziehbare, Sensoranbringung am stärksten belastet.

Der Sensor der z-Achse wird nur bedingt belastet, da wenige auf- und ab-Bewegungen statt finden. Das Signal des y-Sensors hat abhängig von einem mit links oder rechts durchgeführten Schlag ein positives bzw. negatives Vorzeichen.

Die Mittelwerte der y-Achsen der mit links durchgeführten Techniken befinden sich zwischen 12 und 40g. Die mit dem rechten Fuß durchgeführten Lowkicks haben eine negative Beschleunigung zwischen 11 und 43g.

Die Werte der z-Achse bei Proband2 sind sehr auffällig. Kein anderer hat hohe Werte in dieser Achse wie Proband2. Dies rührt daher, dass er das Sprunggelenk mehr nach unten gehalten und somit den Sensor der z-Achse stark belastet hat. Je stärker die Beschleunigung in allen Ebenen ist, desto höher ist die resultierende Beschleunigung. Die Resultierende r bezüglich eines kartesischen Koordinatensystems ist die Wurzel der Summe der quadrierten Komponenten der Einzelbeschleunigungen. [vgl.: Steger, 1997]

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \qquad (8.22)$$

In diesem Fall wurde zusätzlich die Summenbeschleunigung angegeben, da bei diesem Schlag alle Ebenen eine Rolle spielen. Der Mittelwert der Summenbeschleunigung ist links 46g und rechts 38g hoch.

Die aus Abbildung 61 und Abbildung 62 ersichtlichen Signale stammen von einem stark in der y-Achse geführten Lowkick. Hier wurde nicht nach unten sondern nur seitlich getreten.

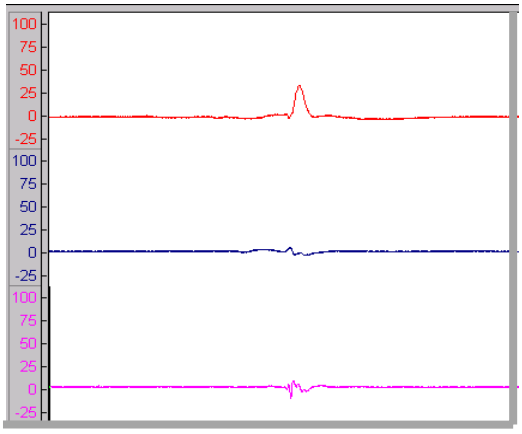


Abbildung 61: Lowkick links

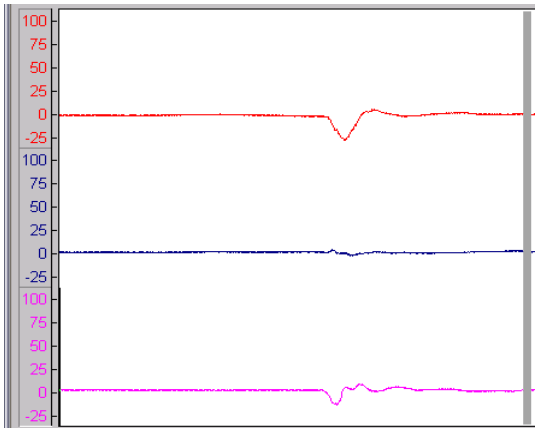


Abbildung 62: Lowkick rechts

		Mittelwerte		Resultierende	
Proband	**Sensor**	**links**	**rechts**	**links**	**rechts**
Proband1	y	27,33	-25,67	27,93	32,89
	x	3,33	6,00		
	z	-4,67	-19,67		
Proband2	y	27,33	-24,33	89,79	60,22
	x	34,33	15,00		
	z	-78,33	-53,00		
Proband3	y	53,00	-43,33	54,12	46,80
	x	8,67	-0,67		
	z	-6,67	-17,67		
Proband4	y	12,00	-11,67	14,26	21,76
	x	0,67	-3,67		
	z	-7,67	-18,00		
Proband5	y	40,00	-28,33	52,47	30,52
	x	-17,67	-11,33		
	z	-29,00	-0,67		
Proband6	y	36,33	-32,33	36,94	36,05
	x	0,00	4,33		
	z	6,67	-15,33		
Proband7	y	31,33	-34,00	54,15	51,23
	x	13,67	10,00		
	z	-42,00	-37,00		
Proband8	y		-28,67		32,94
	x		-10,33		
	z		-12,50		
Proband10	y	35,67	-24,67	43,25	28,81
	x	8,33	4,00		
	z	23,00	14,33		

Tabelle 13: Mittelwerte und die Resultierende Summenbeschleunigung (Lowkick)

b.) Analyse des Motion-Capturing

Es wurden zwei Messungen mit dem rechten Bein und eine Messung mit dem linken Bein auf ein Target durchgeführt. Bei dieser Technik war vor allem das Überdeckungsproblem präsent. (siehe Abschnitt 8.1.3.1) Viele der Punkte mussten manuell getrackt werden, da die Marker aus dem Feld der Kamera verschwanden. Die Montur der Marker hielt außerdem der Wucht der Schläge nicht stand. In Tabelle 14 werden die Mittelwerte der Beschleunigungs- und Geschwindigkeitswerte des Motion-Capturing Systems und die Beschleunigungswerte des Beschleunigungsmoduls dargestellt. Nach dem zweiten rechten Lowkick wurde die Sensorik beschädigt und es konnte die negative Beschleunigung des rechten und linken Sprunggelenks nicht mehr gemessen werden.

	links	**rechts**
Beschleunigung y-Achse [m/s^2]	388	418
Resultierende Beschleunigung [m/s^2]	792	732
Sensor (z-Achse) [m/s^2]		-10
Sensor(x-Achse) [m/s^2]		-3,4
Sensor (y-Achse) [m/s^2]		-3,4
Geschwindigkeit des Sprunggelenks in der y-Achse [m/s]	-8,3	-8,5
Resultierende Geschwindigkeit des Sprunggelenks [m/s]	12,8	11,4

Tabelle 14: Daten des Motion-Capturing

c.) Schlussfolgerungen

Laut Diacu (2003) sind Kicks zwischen 3 und 6x stärker als Schläge mit der Hand. Für die mathematischen Schlussfolgerungen wird beim Lowkick der Betrag, der Beschleunigungen bzw. der Geschwindigkeiten der drei Achsen als Wert herangezogen. In diesem Fall wird die Resultierende verwendet, da der Lowkick in allen drei Ebenen durchgeführt wird.

Nach dem anthropometrischen Menschenmodell macht eine untere Extremität 16% des Körpergewichts aus. In diesem Fall sind 10,4kg die 16% des Gewichtes von 65 kg.

Laut Diacu (2003) wird nur die kinetische Energie für die Berechnung von Kicks herangezogen

$$E_{kin} = \frac{m \cdot v^2}{2} \qquad (8.23)$$

Nimmt man die Geschwindigkeit des linken Beines mit 12,8m/s und setzt es in die Formel der kinetischen Energie ein erhält man als Resultat eine Energie von 851,9J. Für das rechte Bein würde sich eine Energie von 675J ergeben. Die Lowkicks dauern im Mittel 0,3s.

Die geschwungenen Faustschläge haben eine Energie um die 200J. Die geraden Fauststöße sind auf eine Energie von 130J gekommen. Der Lowkick hat ca. eine Energie von 750J und ist somit um den Faktor 5,7 stärker als ein gerader Fauststoß und um den Faktor 3,7 stärker als ein geschwungener Fauststoß. Der Impuls des Lowkicks ergibt 124Ns. Verglichen mit den Impulsen der Fauststöße ist auch er um das 3-6 fache größer.
Aus der mittleren resultierenden Beschleunigung von 762m/s^2 und der Masse von 10,6 kg, ergibt sich eine Schlagkraft von 7924N.
Diese Berechnungen stützen die Aussage von Diacu, dass ein Beintritt 3-6x stärker ist als ein Faustschlag.

8.2 Fazit

8.2.1 Vergleich der durchgeführten Schläge

In Tabelle 15 werden die Beschleunigungen in der Einheit *g* der verschiedenen Messsysteme (Beschleunigungsmessung am Sandsack, Beschleunigungsmessung am Target, Beschleunigungsmessung am Makiwara und Beschleunigungsberechnung der Kamera) anschaulich dargestellt, um sie zu vergleichen und den Faktor um den sie sich unterscheiden zu ermitteln.

	Messsystem	**links**	**rechts**
Tate-Tsuki (x-Achse)	Sensor (Boxsack)	14	13
	Sensor (Target)	8	8,5
	Makiwara	58	61
	Kamera	56	50
Gyaku-Tsuki (x-Achse)	Sensor (Boxsack)	13	16
	Sensor (Target)	8	13
	Makiwara	72	67
	Kamera	40	52
Seiken-Mawashi-Tsuki (y-Achse)	Sensor (Boxsack)	14	13
	Sensor (Target)	12	10
	Makiwara	44	41
	Kamera	40	33,3
Lowkick (resultierende Beschleunigung)	Sensor (Boxsack)	46	38
	Kamera	80	74

Tabelle 15: Beschleunigungsvergleich der Techniken

Um das Beschleunigungsmodul aussagekräftig zu verwenden, müssen die gemessenen Schläge auf einen definierten Hintergrund abgegeben werden. Die unterschiedlichen Amplitudensignale bei Schlägen auf einen weichen bzw. einen harten Hintergrund sind aus den Messwerten in Kapitel 8.1.7 ersichtlich. Je härter der Hintergrund ist, desto kürzer ist der Bremsweg und die dadurch resultierende negative Beschleunigung.
Die vom Boxsack absorbierte negative Beschleunigung beträgt beim Oi-Tsuki 57,7g bzw. 53,8g. Die absorbierte negative Beschleunigung vom Tate Tsuki errechnet sich auf 26g bzw. 31g und die des Seiken Mawashi-Tsukis auf 31g bzw. 26g. Bei einem Lowkick werden 24g bzw. 36 g vom Boxsack absorbiert. Die Messung auf dem Boxsack und dem Makiwara wurde durchgeführt, um einen Vergleich der Absorption eines beleibten Kämpfers und eines dünnen Kämpfers darzustellen. Auf Grund der Messwerte kann man das Résumé ziehen, dass im Mittel 38g von Fettgewebe absorbiert und in Deformation umgewandelt werden. Durch diese Erkenntnis wird das, in der Praxis oft beobachtete Phänomen, dass beleibte Kyokushin-Karateka starke Schläge leichter verarbeiten können als dünne, bestätigt.
Die Werte der Schläge auf den Boxsack sind um den Faktor 2,3 bis 4 geringer als die vom Kamerasystem berechneten Beschleunigungen beim Impact. Um die Schläge zu optimieren, muss man mit dem Beschleunigungsmodul immer auf einen definierten Hintergrund schlagen, um vergleichbare Aussagen zu erhalten.

Die Masse für die Berechnung der Kraft aus der Multiplikation der Masse und der Beschleunigung wird von diversen Autoren divergent angenommen. Im Lab-Manual des Reed Collages wird das Körpermodell von Zatsiorsky et al. verwendet, Sherman (2008) errechnet die Masse über die Dichte des Armes. Chananie (1999) schreibt im Zuge seiner Studie, dass es entscheidend ist, nicht nur die Masse des Armes in die Berechnung mit einzubeziehen. Der ganze Körper muss eingesetzt werden, um einen kraftvollen Schlag anzubringen. Boxer gehen selten von kurzen Schlägen KO. Erfahrungsgemäß werden Boxer durch geschwungene Haken KO geschlagen, wobei fast der ganze Körper in Schwung gebracht und auf den Gegner losgelassen wird. Sherman et al. (2008) bestätigt diese Aussage mit Messwerten. Er nahm Messungen an Dummies vor, um das Risiko von Box-Schlägen einzuschätzen. Der Haken konnte die höchste Kraft von 4360N +- 2330N verzeichnen. Die gerade Schläge hatten eine Schlagkraft von 2283N +- 951N. Biermann (2007) hat für die Führungshand des Probanden aus dem Boxsport 2000N und für den Haken 3300N gemessen. Diese Aussage lässt sich auch durch die Berechnung der Energie der geraden und geschwungenen Fauststöße in Kapitel 8.1.7 belegen und werden zusammenfassend in Tabelle 16 dargestellt. Die auf das Target wirkenden Kräfte der Faustschläge sind durch die berechnete Beschleunigung der Software des Motion-Capturing Systems ähnlich. Gröbere Unterschiede erfolgen bei den berechneten Geschwindigkeiten, von denen die Energie und der Impuls abhängig sind.

		links	**rechts**
Gyaku-Tsuki	Energie [J]	80	130
	Impuls [Ns]	37,5	37,5
Tate-Tsuki	Energie [J]	89	123
	Impuls [Ns]	31	53
Seiken-Mawashi	Energie [J]	206	230
	Impuls [Ns]	46	48
Lowkick	Energie [J]	851	675
	Impuls [Ns]	133	118

Tabelle 16: Energie und Impuls der Schläge

Aus Tabelle 16 ist ersichtlich, dass je mehr Geschwindigkeit bzw. Masse in den Schlag einwirkt, desto energiereicher ist er. Bei geschwungenen Schlägen kann eine höhere Geschwindigkeit aufgebaut werden. Der geschwungene Seiken-Mawashi-Tsuki ist um das doppelte energiereicher als die geraden Faustschläge. Lowkicks sind um den Faktor 7 energiereicher als gerade Fauststöße und um den Faktor 3,5 energiereicher als der geschwungene Faustschlag.

Laut Stern (2006) hatte der Halbkreisfußtritt eines Karatekas auf einen Dummy 4640N. Die Kraft des Lowkicks in dieser Arbeit berechnet sich durch die Verwendung der resultierenden Beschleunigung auf 7924N. Der in der Reportage gemessene Fußtritt hatte eine Geschwindigkeit von 13,8m/s welche um 1,7m/s höher ist als die Geschwindigkeit des Lowkicks der Probandin.

Walilko (2005) misst eine durchschnittliche Kraft des geraden Faustschlages von 3427N und Geschwindigkeit von 9,14m/s von Boxern in verschiedenen Gewichtsklassen. Diese Werte sind um den Faktor 1,3 höher als die der Probandin, was möglicherweise auf das höhere Gewicht der Boxer zurück geführt werden kann.

Vergleicht man die Messwerte der geraden Faustschläge mit den Messungen von Pierce (2006), erkennt man einen Unterschied ob Schläge auf ein statisches oder bewegtes Objekt vorgenommen wurden. Die Untersuchung wurde während Boxkämpfen vorgenommen und erhielt dementsprechend geringere Werte als bei Versuchen, die auf einer KMP durchgeführt wurden. Die Kraft der Schläge reicht von 866N bis 1149N.

Die Kraft des linken bzw. rechten Armes beim Schlag auf die KMP der Probandin beträgt 1400N bzw. 1800N. Die Kraftwerte der Schläge auf das Target berechnen sich im Mittel auf 2200N. Diese Werte sind jedoch weit entfernt von den gemessenen 6000N von Atha et al. (1985).

Um eine bessere Aussage über die zu verwendende Masse zu machen, müssten mehrere Kyokushin-Karateka auf eine KMP während eines Motion-Capturing schlagen. Im Zuge dieser Arbeit wurde nur eine Probandin für das Motion-Capturing herangezogen. Aus der berechneten Masse von 5kg (7,6% des Körpergewichtes), aus der Kraft der KMP und der

Beschleunigung des Kamerasystems und Sensormoduls, kann keine generelle Schlussfolgerung für andere Kampfsportler gezogen werden. Die aus Formel (8.8) berechnete, in einem Schlag mitwirkende, Masse ist um 2,7% höher als das Gewicht des Armes im anthropometrischen Körpermodell von Clauser et al. (siehe 10) Es müssten mehrere Messungen mit Personen unterschiedlichen Körpergewichts durchgeführt werden, um eine generelle Aussage über die prozentuelle Abweichung der im Schlag wirkenden Masse, von der Masse des Armes zu ermitteln.

8.2.2 Résumé der Verletzungsanalyse

Man kann keine generelle Aussage darüber treffen, ab wann Zellen platzen und Blutgefäße reißen. Dieses Phänomen ist individuell unterschiedlich. Ein trainierter Körper hält den im Zuge dieser Arbeit gemessenen Schlagwirkungen stand. Ein untrainierter Körper wird bei einer geringen Schlagwirkung bereits Schmerzen verspüren. Nicht nur auf den Trainingszustand sondern auch auf die genetische Veranlagung kommt es an, ab welcher Schlagwirkung Verletzungen entstehen. Eine Person mit mehr Bindegewebsanteil ist prädestinierter für Prellungen, als eine mit einem niedrigen Anteil. Das heißt jedoch nicht, dass sie den Körper deshalb nicht abhärten kann. Im Gegenteil, der Körper gewöhnt sich an die Wucht und wird widerstandsfähiger. Am Anfang der Kyokushin-Karate Karriere trägt jeder Kämpfer viele Blaue Flecken davon, die mit der Zeit durch das langjährige harte Training immer seltener auftreten. Der menschliche Körper ist sehr anpassungsfähig, deshalb können Muskeln und Nerven durch intensives Training an Schläge gewöhnt werden.
Die im Kapitel 6.1.6.1 beschriebene Liegestützstellung ist ein repräsentatives Beispiel für die Adaption des Körpers. Kein Anfänger kann ohne Schmerzen auf den ersten beiden Knöcheln der Hand Liegestütze durchführen. Nur wenn die Knöchel ständig belastet werden und ihnen durch Liegestütz Verletzungen im Mikrobereich zugemutet werden, kann sich der Knochen entwickeln.

8.2.3 Aufgetretene Probleme

Probleme sind vor Allem beim Tracken der Marker des optischen Bewegungsanalyse Systems aufgetreten. Durch Verdeckungen der Marker in gewissen Bewegungspositionen musste manuell getrackt werden. Teilweise konnte man die Position des Markers jedoch nicht genau erkennen und musste die Platzierung erraten. Dies führte zu einer partiell ungenauen Werteberechnung, welche bei Werten der Beschleunigung um die 1000m/s^2 erkenntlich wurde. Nicht nur die Verdeckung führte zu Problemen, sondern auch die Markeranbringung. Durch die Wucht der Schläge haben sich einige Marker immer wieder von ihrer Befestigung gelöst. Dies ist zurückzuführen auf die Befestigung der Marker mit einem doppelseitigen Klebeband auf der Haut. Die körperliche Betätigung während des

Versuches führte zu Schweißbildung, welche die Klebefähigkeit des Klebebandes beeinträchtigte.

Leider konnte kein Résumé aus der Kraftmessung mit dem entwickelten Sensormodul gezogen werden. Durch das Auftreten mehrerer aufeinanderfolgenden kurzen impulsartigen Impacts auf die FSR Sensoren, liefern diese nicht rekapitulierenden Werte. Die Testschläge im Labor nach der Kalibrierung übermittelten glaubhafte Werte. Die aus der wesentlichen Messung hervorgegangenen Signalwerte konnten auf Grund der Unmöglichkeit sie zu reproduzieren, nicht für richtig erachtet werden.

Während eines Lowkicks bei der Motion-Capturing Analyse ist das Kabel an der Anbringung des Adapters durch die Wucht des Schlages abgerissen. Weitere Messungen können erst wieder nach einer Reparatur durchgeführt werden. Da jedoch genügend Messwerte zur Verfügung standen, führte dieses Versehen zu einer geringen Einschränkung der Auswertung.

9 Ausblick

Wie bereits erwähnt müssten mehrere Schläge von Personen unterschiedlichen Körpergewichts auf die KMP mit dem Beschleunigungsmodul durchgeführt werden, um eine generelle Aussage über die im Schlag wirkende Masse zu ermitteln.

Um die FSR-Sensoren für die Kraftmessung verwenden zu können müsste das Konzept der mechanischen Konstruktion überarbeitet werden. Eine Möglichkeit wäre, keine mechanischen Komponenten als Gehäuse einzusetzen und den Sensor in eine textile Ummantelung zu integrieren. Würde man diesen Weg gehen, müsste man jedoch für eine Lösung der sicheren Verstauung der Elektronik sorgen.

Um das Anbringungsproblem der Marker während der optischen Bewegungsanalyse in den Griff zu bekommen, könnte man einen schwarzen Anzug entwickeln, an dem die reflektierenden Marker bereits befestigt sind. Dieser Anzug müsste jedoch für jeden Probanden eigens angefertigt werden, damit sich die Marker an den, nach dem „Plug in gait Marker placement" konformen Stellen, befinden.

Das Messsystem sollte bei einer Neuentwicklung kabellos entworfen werden, um eine mechanisch initiierte Beschädigung des Kabels oder Adapters vorzubeugen. Durch eine kabellose Sensorik würden die Probanden weniger in ihrer Bewegungsfreiheit eingeschränkt werden, und die Messung könnte im Kampf durchgeführt werden. Als Alternative könnte man die momentane Kabelbefestigung am Adapter mechanisch verstärken.

Literatur

- Angeli, T., 2007, „Motor Muskel", Vorlesung TU Wien
- AMTI Kraftmessplatte „datasheet OR6-7", http://www.prophysics.ch/downloads/or67lowres.pdf, 15.Oktober.2008, Online im Internet
- Atha J., Yeadon M.R., Sandover J., (1985), „The damaging punch", British Medical Journal, 291, 1756-1757
- Barrabas I., knockout Feeling,
- http://www.ingogazelle.homepage.tonline.de/homepageboxen/reportagen/kofeeling.htm, 12.Juni.2008, Online im Internet
- Online im Internet
- Biermann D., 2007 FOCUS TV ProduktionsGMbH, Reportage 37, Was passiert wenn ein Boxer Ko geht?
- Diacu F., 2003, „The dynamics of Karate"
- McCracken T., 1999, „Der 3D Anatomieatlas", Verlag Bechtermünz
- Ebel S., Gurker N., 2005, „Physik"
- Ehlenz H., Grosser M., Zimmermann E., 1995, „Krafttraining", München BLV
- Faller A., 1999, „Der Körper des Menschen", Zentralnervensystem, S 541, Abb. 13.4 Gliederung des Gehirns
- Feld M., McNair R., 1983 „The Physics of Karate" American Journal of Physics 51, 783-790
- Fortin Y., Lamontagne M., 1993, „Punching bag dynamometer"
- Fraunschiel M., 2008, „Sensortechnik für Schlagmessungen im Kampfsport"
- Gassmann Roger, 2008, email, Gassmann unterhaltungsbetriebe AG [info@gassmann-ag.ch], 29.8.2008
- Grosser M., Starischka S., 1998, „Konditionstraining", BLV München
- Hill A, 1938. Professor Angeli Skriptum Motor Muskel 12.3.2007, Fundamental Muscle Mechanics
- Hofmann M., Emmermacher P, 2005, „Entwicklung eines komplexen Messplatzes zur Technikdiagnostik im Sportkarate„, Sporttechnologie 4
- Horber E, 2002, „Motion Capturing", Vorlesungsunterlagen SS02, Universität Ulm
- Joch W., Fritsche P., 1981, „Biomechanical analysis of boxing", Biomechanics 7: Proceeding of the seventh international congress of biomechanics, S343-349
- Keller-Stöckigt C., 2008, „Kniekehlgelenk", Online im Internet: http://home.vrweb.de/hp-ausbildung/med/anatom/knie.html, [11.10.2008]
- Konopka P., 2006, „Sporternährung", BLV Buchverlag GmbH & Co.KG, München
- Kraft K., Hofmann M., 2005, „Leistungsdiagnostik im Karate", Sporttechnologie 4

- Langenbeck N., Nowoisky C., 2005, „Beschleunigungsanalyse im Karate-unter Verwendung verschiedener Sensoren"
- Lab-Manual, ReedCollege, Department of Physics
- Lorden M., 2000, „Mas Oyama The Legend The Legacy", CFW MEDIA LLC
- Madou j. Marc, 2002, „Fundamentals of microfabrication: the science of miniaturization", 2nd edition, CRC press, Florida.
- McLatchie G., 1986, „Verletzungen im Kampfsport", Deutsche Ärzte-Verlag Köln
- Pfeifer R., 2006, „Mechanik und Struktur der Kampfsportarten", Körpereinsatz und Schlagkraft
- Pierce J., Reinbold K., 2006, „Direct Measurement of Punch Force During Six Professional Boxing Matches", erschienen im Journal of quantitative Analysis in Sports
- Schmidt, W.-D., 2002, „Sensorschaltungstechnik", Würzburg, Vogel Buchverlag, Kapitel 6.1 Halbleiter Beschleunigungssensoren, Seite 119, 120
- Schmidtbleicher, D., 1999, Dt. Zeitschrift f. Sportmedizin, Heft 7+8, S.224
- Sherman D.C., Bir C.A., 2008, „Correlation between punch dynamics and risk of injury"
- Smith M., 2000, „Development of a boxing dynamometer and its punch force discrimination efficacy", Journal of Sports Sciences 18(6), 445-50
- Spick N., 2004, „Physik im Auto"
- Steger H., Sieghart J., 1997, „Technische Mechanik 1, Statik, Reibung, Festigkeitslehre", B.G. Teubner Stuttgart
- Stern M, Brenkus J, Base Production, 2006, KKVI+NGC Network International, LLC and NGC Network US, „Fight Science", National Geographics
- Stern M, Kaczoworski M, Discovery Channel productions, „Kampfsport extreme".
- Vicon Manual, 2002, „Plug-in-Gait Marker Placement & Force - Torque Directions.pdf"
- Walilko TJ., Viano DC, Bir CA, 2005, „Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face", Br J Sports Med 2005, 39:710-719
- Weineck J., 1997, „Optimales Training", Spitta Verlag, Balingen
- Weineck J., 1998, „Sportbiologie", Spitta Verlag, Balingen
- Wirhed, 1984, „Die fibrilläre Struktur des Sarkomers in schematischer Darstellung"
- Zintl F., „Ausdauertraining", 2001 BLV, 5.Auflage

10 Anhang

Clauser's et al. Body Segment Parameters for 2-D Studies[1]

Segment name	Endpoints (proximal to distal)	Seg. mass /total mass (P)	Centre of mass /segment length ($R_{proximal}$)	(R_{distal})	C. of mass to ant. A/P size	Radius of gyration /segment length (K_{cg})	($K_{proximal}$)
Hand	stylion to metacarpale III	0.0065	0.1802	0.8198	0.5613	0.6019	0.6283
Forearm	radiale to stylion	0.0161	0.3896	0.6104	0.4863	0.3182	0.5030
Upper arm	acromion to radiale	0.0263	0.5130	0.4870	0.5100	0.3012	0.5949
Forearm & hand	radiale to stylion	0.0227	0.6258	0.3742	0.5240		
Upper extremity	(regression equation)[2]	0.0490	0.4126	0.5874			
Foot	heel to tip longest toe	0.0147	0.4485	0.5515		0.4265	0.6189
Foot	sphyrion to sole of foot	0.0147	0.4622	0.5378			
Leg	tibiale to sphyrion	0.0435	0.3705	0.6295	0.4247	0.3567	0.5143
Thigh	trochanter to tibiale	0.1027	0.3719	0.6281	0.5335	0.3475	0.5090
Leg & foot	tibiale to floor (sole)	0.0582	0.4747	0.5253	0.3325		
Lower extremity	trochanter to floor (sole)	0.1610	0.3821	0.6179	0.6313		
Trunk	chin-neck int.[3] to trochanter	0.5070	0.3803	0.6197		0.4297	0.5738
Head	top of head to chin-neck int.	0.0728	0.4642	0.5358		0.6330	0.7850
Head	glabella to occiput	(c. of m. to occiput/head length)			0.3996		
Trunk & head	chin-neck int.[3] to trochanter	0.5801	0.5921	0.4079			
Total body		1.0000	0.4119	0.5881		0.7430	0.8495

[1] From Clauser, McConville and Young, Weight, volume and centre of mass of segments of the human body, AMRL-TR-69-70, 1969 and Chandler, Clauser, McConville, Reynolds and Young, Investigation of inertial properties of the human body, AMRL-TR-74-137, 1975 both Wright-Patterson Air Force Base.

[2] regression equation for arm: length = 1.126 (acromion to radiale distance) + 1.057 (radiale to stylion distance) + 12.52 (all distances in centimetres.)

[3] chin-neck intersection: the point superior to the coracoid cartilage at the level of the hyoid bone. Marker should be placed level with the intersection but at the lateral aspect of the neck.

Definitions of Landmarks

acromion - point at the superior and external border of the acromion process of the scapula. This point is easier to find if the subject bends laterally at the trunk to relax the deltoid muscle.

glabella - the bony ridge under the eyebrows.

metacarpale III - the distal head of the third metacarpal. (proximal knuckle of the middle finger)

occiput - occipital process.

radiale - point at the proximal and lateral border of the head of the radius. Palpate downward in the lateral dimple at the elbow. Have the subject pronate and supinate the forearm slowly, so that the radius may be felt rotating beneath the skin.

sphyrion - the most distal point of the medial malleolus of the tibia. Place the marker on the fibula at the level of the sphyrion. Do not use the sphyrion fibulare, as it is more distal than the sphyrion.

stylion - styloid process of the radius. The styloid process of the ulna may be used.

tibiale - most proximal point of the medial border of the head of the tibia. Use the tibiale externum, which is equivalent. Palpate the tendon of the quadriceps at the distal end of the patella, and follow the border of the tibia laterally to the frontal border of the lateral collateral ligament. The point is easier to find if the subject unweights the leg and slightly flexes the knee.

trochanter - the most superior point on the greater trochanter of the femur. Difficult to locate in women and people with excessive subcutaneous fat. Have the subject abduct the leg and move the leg forward and backward. Palpate the femur with the index finger, and move upwards gradually until the most superior palpable point on the trochanter is found.