

Aus der
Neurochirurgischen Klinik und Poliklinik
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. Jörg-Christian Tonn

**Untersuchungen zur Bedeutung der Spulenverkipfung bei
der navigierten transkraniellen Magnetstimulation (TMS)**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Verena Gebrecht

aus
München

2010

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. Thomas Witt

Mitberichterstatter: PD Dr. Stefan Glasauer

Prof. Dr. Hartmut Brückmann

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. Philipp Tanner

Dekan: Prof. Dr. med. Dr.h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 28.10.2010

Meinen Eltern in Liebe und Dankbarkeit gewidmet.

Verzeichnis der Abkürzungen

ADM	M. abductor digiti minimi
APB	M. abductor pollicis brevis
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (= offener Standard zum Austausch von Informationen wie z.B. digitale Bildern)
ECU	M. extensor carpi ulnaris
EMG	Elektromyogramm
FCU	M. flexor carpi ulnaris
GABA	Gammaaminobuttersäure
MEP	motorisch evozierte Potentiale
MRT	Magnetresonanztomogramm
MSAP	Muskelsummenaktionspotentiale
PMA	primär motorisches Areal
SMA	supplementär motorisches Areal
SPSS	statistical package for the social sciences (= Programmpaket zur statistischen Analyse von Daten)
TES	transkranielle elektrische Stimulation
TMS	transkranielle Magnetstimulation
ZNS	zentrales Nervensystem

I. Inhaltsverzeichnis

I. Inhaltsverzeichnis	5
II. Einleitung	7
II.1. Hintergrund	7
II.2. Fragestellung	8
III. Topographische Anatomie und Funktion des motorischen Cortex	8
III.1. Topographische Anatomie	8
III.2. Anatomie und Funktion der Bewegung	11
IV. Transkranielle magnetische Stimulation (TMS)	15
IV.1. Geschichte der TMS	15
IV.2. Physikalische Grundlagen	16
IV.3. Physiologische Grundlagen	19
IV.4. Sicherheitstechnische Aspekte der TMS	23
V. Neuronavigation	24
V.1. Grundlagen	24
V.2. Studienlage	26
VI. Variablen der motorisch evozierten Potentiale	27
VII. Material und Methodik	31
VII.1. Probanden	31
VII.2. MRT-Scan	33
VII.3. Bearbeitung des MRT	33
VII.3.1. Segmentierung des Gehirns	33
VII.3.2. Lokalisierung des motorischen Handareals	34
VII.3.3. Setzen des Punkterasters	34
VII.4. TMS	36
VII.4.1. Magnetspule	36
VII.4.2. Stimulator und Stimulation	36

VII.5. EMG und Aufzeichnung	37
VII.5.1. Muskeln und deren Ableitungsorte	37
VII.5.2. EMG-Monitor	38
VII.6. Auswertung	38
VIII. Versuchsaufbau	39
VIII.1. Positionierung des Probanden	39
VIII.2. Registrierung des Probandenkopfes	40
VIII.3. Schwellenwertbestimmung der ausgewählten Punkte	44
VIII.4. Versuchsablauf	45
VIII.4.1. Allgemeines	45
VIII.4.2. Neuronavigation	46
VIII.4.3. Versuch I	48
VIII.4.4. Versuch II	50
IX. Ergebnis	52
IX.1. Versuch I	52
IX.2. Versuch II	58
X. Diskussion	63
X.1. Geräte (Stimulator, Spule)	63
X.2. Neuronavigation	64
X.3. MEP und Schwellenwerte	65
X.4. Datenvergleich	67
X.5. Ausblick	68
XI. Zusammenfassung	70
XII. Literaturverzeichnis	72
XIII. Tabellen und Abbildungen	89
XIV. Danksagung	163

II. Einleitung

II.1. Hintergrund

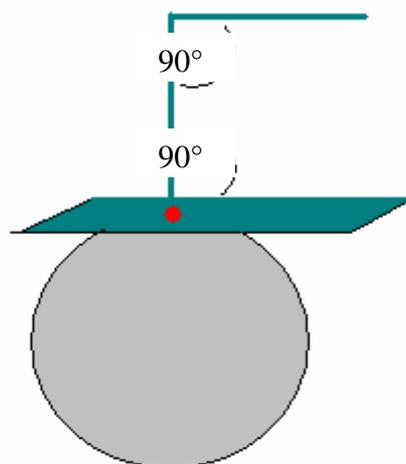
Die transkranielle Magnetstimulation (TMS), 1985 in die Neurologie eingeführt als diagnostische Methode des motorischen Systems (Barker et al., 1985), wurde in den Folgejahren als diagnostisches und therapeutisches Verfahren in weiteren „Neurofächern“ (Neurochirurgie, Psychiatrie, Neuropsychologie) etabliert und weiterentwickelt. Der genaue Stimulationsort ist bislang nicht eindeutig definiert. Methodenspezifisch ist das Problem des Stimulationsortes abhängig von Spulenform, Spulenpositionierung, Spulenverkipfung und Impulsstärke. Derzeitiger Stand der Literatur besteht in der Behauptung, dass sich der Stimulationspunkt direkt im Lot zum Spulenmittelpunkt befindet.

Dadurch wäre man zwar senkrecht (lotrecht) im Verhältnis zur Spule, jedoch nicht im Verhältnis zur Hirnoberfläche.

Zur besseren Festlegung des idealen Stimulationspunktes auf der Hirnoberfläche wurde ein Modell eingeführt, das nur einen definierten Punkt zulässt, der senkrecht zum Spulenmittelpunkt und senkrecht zur Hirnoberfläche (vereinfacht an einem Kugelmodell) liegt.

Als Hintergrund dient folgende geometrische Überlegung:

- + eine Kugel berührt an einem Punkt die Gehirnoberfläche
- und
- + durch diesen Punkt wird eine Ebene gelegt.



Die in dieser Arbeit benutzte Navigationssoftware der TMS zeigt genau an, wenn die Magnetspule sowohl senkrecht zur Ebene als auch senkrecht zum Spulenmittelpunkt gehalten wird.

Damit gelingt eine exakte Festlegung des Stimulationspunktes auf der Hirnoberfläche (Wendicke, 2001).

II.2. Fragestellung

Mit diesem Ansatz ist **ein** zu stimulierender Punkt vorgegeben. Ein unbekannter Faktor auf den muskulären Stimulationserfolg ist der variable Verkippungswinkel der Magnetspule. In dieser Arbeit soll untersucht werden, inwieweit verschiedene Spulenverkippungswinkel, bezogen auf den Motorkortex, Einfluss auf die Amplitude der Muskelantworten nehmen.

Dazu entwickelten wir zwei unterschiedliche Ansätze:

Versuch I: der mit der Software berechnete Schwerpunkt der Ebene projiziert sich auf den Stimulationspunkt (= Energieschwerlast)

Versuch II: das Lot aus der Mitte der Magnetspule projiziert sich direkt auf den Stimulationspunkt

III. Topographische Anatomie und Funktion des motorischen Kortex

III.1. Topographische Anatomie

Das motorische System steuert die Muskelbewegungen und passt die Aktivität der Muskulatur den verschiedenen Umweltbedingungen an. Dieses System erhält seine Informationen aus verschiedenen Gehirnarealen:

1. dem primär-motorischen Kortex bzw. Area 4 nach Brodman,

III. Topographische Anatomie und Funktion des motorischen Kortex

2. dem sekundär-motorischen Kortex bzw. dem kranialen Anteil der Area 6 nach Brodman oder supplementär motorischen Kortex (SMA), der sich vor dem primär-motorischem Kortex in der kranialen Hälfte der Gehirnoberfläche befindet,
3. dem prämotorischen Kortex bzw. dem kaudalen Anteil der Area 6 nach Brodman (PMA)
(Abb.1).

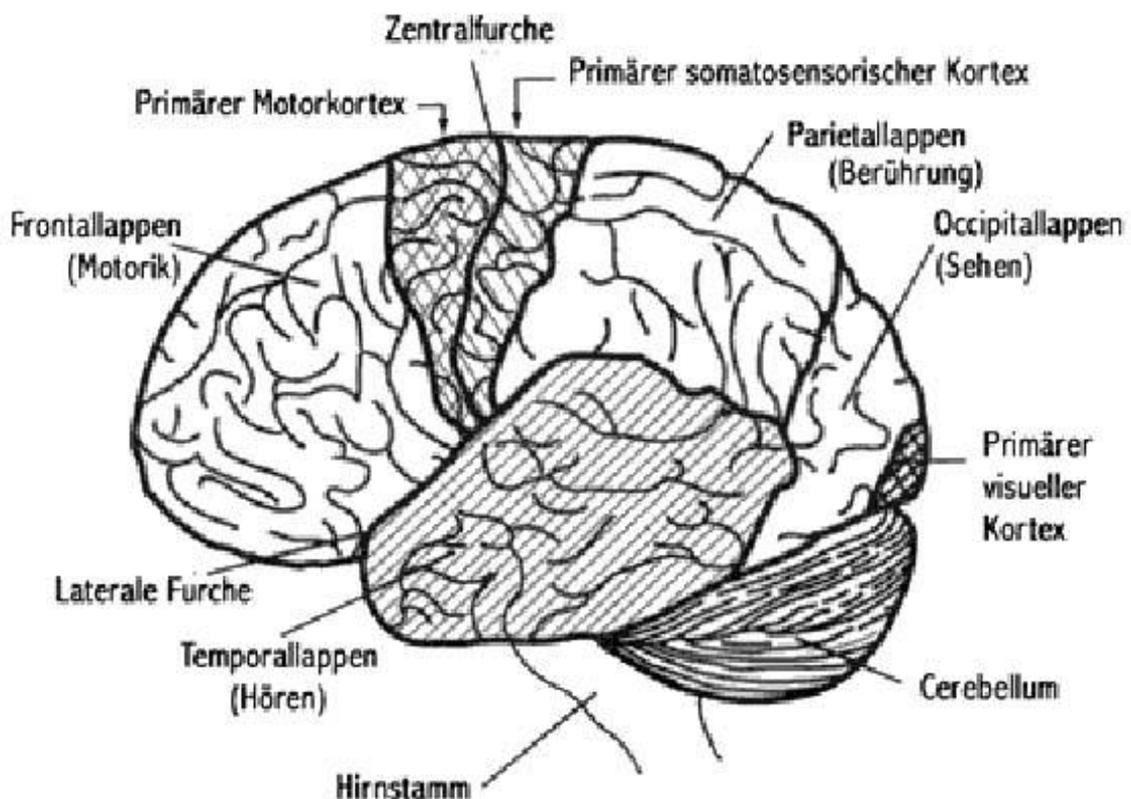


Abb.1: Die Anatomie des motorischen Kortex und seine unterschiedlichen Areale (nach Brodman)
Aus: www.uni-saarland.de/zielmotorik

Der primär motorische Kortex liegt unmittelbar vor dem Sulcus centralis auf dem Gyrus praecentralis, reicht in die Tiefe des Sulcus und bildet dessen vordere Wand. Interessanterweise stellt sich dieses Areal ca. 1,6mal breiter dar als andere Areale, wie z.B. sensorische oder Assoziationsareale (Rockel et al., 1980). Dabei ist allerdings die Anzahl der Neurone pro Oberflächeneinheit nicht größer, sondern im Vergleich etwas kleiner. Dies

III. Topographische Anatomie und Funktion des motorischen Kortex

lässt sich auf eine höhere Dichte an Neuropil (= synapsentragende Elemente) zurückführen (Rockel et al., 1980).

Area 4 ist streng somatotopisch gegliedert, d.h. dass jede Region des Körpers, die von diesem Areal aus motorisch innerviert wird, in einem bestimmten Bereich des Kortex repräsentiert wird. Dabei nehmen die Felder für die Muskulatur, die zu einer präzisen Feinmotorik fähig sind, wie z.B. Muskeln der Hand oder des Gesichts, eine relativ große Fläche auf der Kortexoberfläche ein. Diese Muskeln werden von einer vergleichsweise hohen Zahl von Neuronen angesteuert bzw. innerviert.

Penfield und Rasmussen gelang 1952 **der** Meilenstein der Motorkortexforschung, als sie mit Hilfe der direkten elektrischen Stimulation kortikale Stimulationsbefunde erhoben und diese als „Homunculus“ erfassten (Penfield und Rasmussen, 1952):

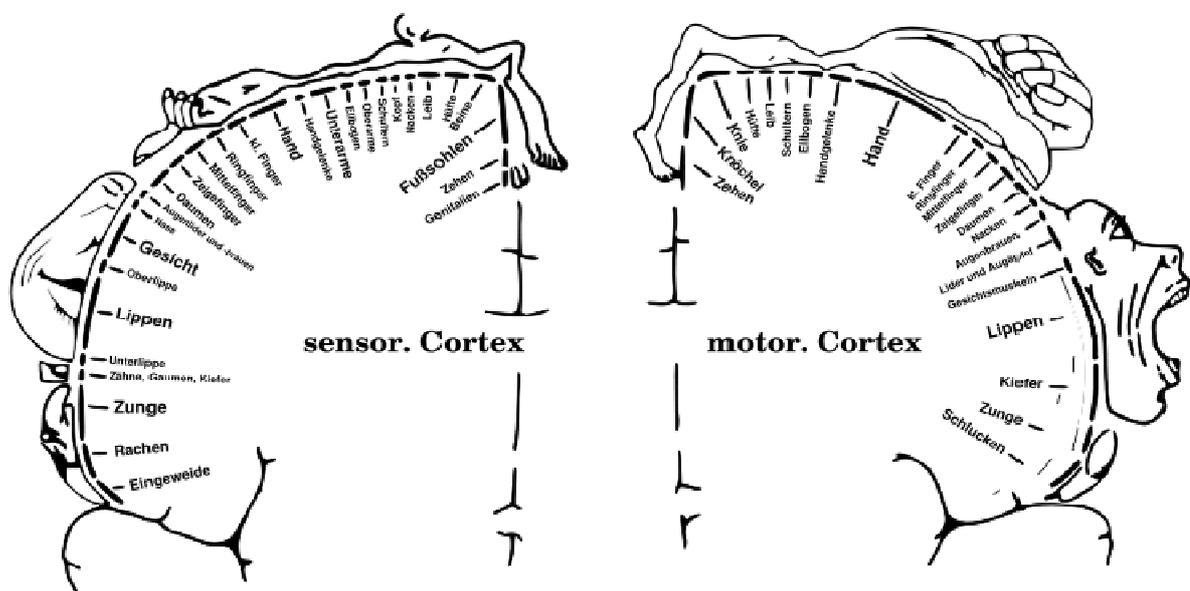


Abb.2: Die Repräsentation der motorischen Innervationsareale im primär-motorischen Kortex (Homunculus) nach Penfield und Rasmussen (1950)

Aus: Love, RJ, Webb WG (1992)

Funktionell geht man nicht davon aus, dass einem bestimmten Muskel ein fest definiertes Areal zugeordnet werden kann, sondern Bewegungen verschiedener Muskelgruppen von überlappenden Regionen ausgelöst werden können (Schieber und Hibbard, 1993).

Auch der sekundär-motorische Kortex, unterteilt in SMA und PMA, ist somatotopisch gegliedert. Er erstreckt sich auf dem Areal des Gyrus praecentralis bis in den Interhemisphärenspalt. Der kraniale Teil davon wird dem SMA zugerechnet, der kaudale Teil dem PMA.

III.2. Anatomie und Funktion der Bewegung

Wie alle anderen Felder der Großhirnrinde ist auch der motorische Kortex aus sechs Schichten aufgebaut, die sich mikroskopisch unterscheiden lassen:

Schicht I	überwiegend horizontale Axone aus Schicht III, die benachbarte kortikale Areale miteinander verbinden
Schicht II	überwiegend Körnerzellen (äußere Körnerschicht)
Schicht III	Pyramidenzellen
Schicht IV	überwiegend Körnerzellen (innere Körnerschicht)
Schicht V	Pyramidenzellen
Schicht VI	Gliazellen

Die Schichten II und IV bilden dabei den afferenten und die Schichten III und V den efferenten Schenkel des motorischen Systems.

Der Impuls oder Ursprung einer Bewegung lässt sich dem limbischen System zuordnen. Von dort aus wird dieser in verschiedenen kortikalen und subkortikalen Arealen des Gehirns weiterverarbeitet bis er schließlich als endgültiger „Bewegungsausführungsplan“ in seiner vorerst letzten Station im ZNS, dem motorischen Kortex, eintrifft.

In der inneren Pyramidenschicht (Schicht V) der Area 4 liegen die Perikaryen der größten Pyramidenzellen (Durchmesser bis zu 100 µm), die Betz'schen Riesenzellen. Deren Axone verteilen sich in den tiefer liegenden

Anteilen der Schicht V und in der Schicht VI. Bemerkenswert ist, dass sich diese Axone nur in Area 4 so verhalten, während sie in anderen Arealen in andere Kortexschichten ziehen (Landry et al., 1980, Ghosh and Porter 1988). Diese Fasern bilden ca. 30% der Pyramidenbahn. Weiterhin ziehen Fasern aus der SMA, dem prämotorischen Kortex und den postzentralen Areae 1, 2 und 5 in die Pyramidenbahn (Porter and Lemon, 1993).

Über die Pyramidenbahn gelangt die Mehrheit der motorischen Impulse via Hirnstamm und Pyramidenkreuzung in das Rückenmark und werden auf Segmenthöhe auf die Motoneurone des peripheren Nervensystems umgeschaltet. Die Motoneurone wiederum sind direkt für die motorische Innervation der ausführenden Muskulatur verantwortlich.

Das Zustandekommen einer willkürlichen Bewegung ist eine komplexe Vernetzung struktureller und funktioneller Leistungen.

Die wichtigsten Verbindungen sollen nun, aufgeteilt in afferente und efferente Verbindungen, erläutert werden.

Afferenzen werden aus dem prämotorischen Kortex und der SMA herangezogen. Zum großen Unterschied gegenüber dem primär-motorischen Kortex werden ungefähr 94% der SMA-Neurone sowohl bei kontralateralen als auch bei ipsilateralen Extremitätenbewegungen aktiv (Brinkman and Porter, 1979). Obwohl sich herausgestellt hat, dass die meisten SMA-Neurone vor einer Bewegung früher depolarisieren als die der Area 4 (Crutcher und Alexander, 1990), kann nicht davon ausgegangen werden, dass die SMA eine „vorgeschaltete“ Funktion innehat (Chen et al., 1991). Beide Rindfelder haben für die Bewegung also mehr eine vorbereitende als konkret ausführende Funktion. Die SMA ist eher für die Ausführung spontaner Bewegungen zuständig (Regan, 1989), während der prämotorische Kortex, der auf die proximale Muskulatur wie Schulter und Torso projiziert (Wiesendanger, 1986), Bewegungen organisiert, die als Reaktion auf einen exogenen Stimulus, z.B. auf einen Lichtreiz, ausgeführt werden (Regan, 1989).

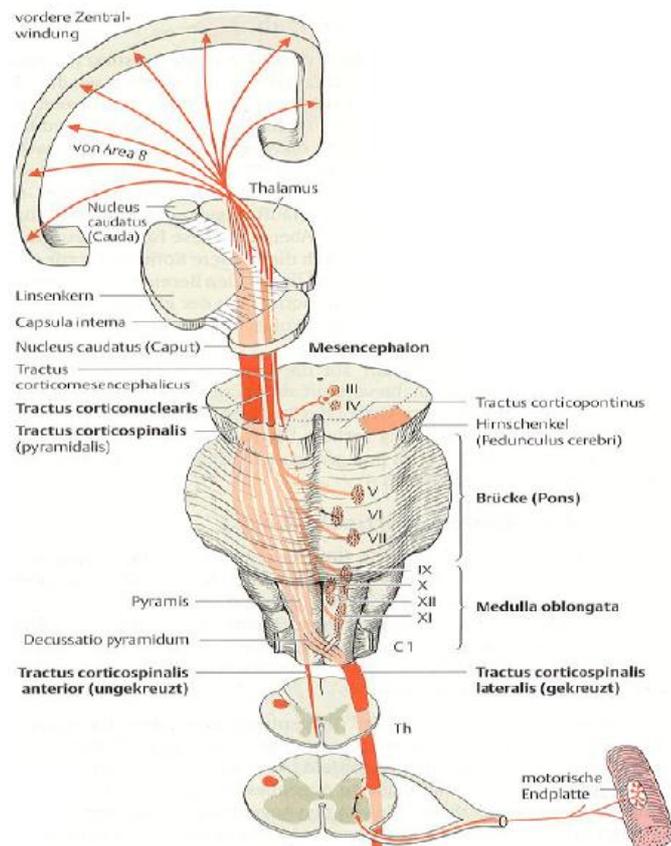
Von der ventralen Kerngruppe des Thalamus (Ncl. ventralis anterolateralis) erhält der prämotorische Kortex in den Basalganglien und dem Kleinhirn

III. Topographische Anatomie und Funktion des motorischen Kortex

verarbeitete motorische Impulse, über Verbindungen zu somatosensiblen Feldern erhält er Informationen über sensorische Signale aus der Peripherie.

Die wohl wichtigste **Efferenz** des Motorkortex ist die Pyramidenbahn. Deren Axone sind mit einem Durchmesser von 10-20 μm sehr dick und für die schnelle und direkte Erregungsleitung zu den peripheren Motoneuronen zuständig. Zusammen mit anderen dünneren und damit langsameren Fasern bilden sie den Tractus corticospinalis und ziehen durch die Capsula interna und den Hirnstamm zur Medulla oblongata. Ca. 80% der Fasern kreuzen unterhalb der als Pyramiden bezeichneten Vorwölbungen der Medulla oblongata zur Gegenseite und verlaufen als Tractus corticospinalis lateralis im Rückenmark nach distal. Die etwa restlichen 20% bleiben zunächst ungekreuzt und bilden den Tractus corticospinalis anterior, der nur im zervikalen Rückenmark nachweisbar ist. Diese Fasern kreuzen erst auf spinaler Ebene. Durch Kreuzung der Pyramidenbahn induziert der linke bzw. der rechte Motorkortex jeweils Bewegungen der kontralateralen Körperseite (Abb.3).

Abb.3: Darstellung der Pyramidenbahn und ihrer Kreuzung bis in die spinale Ebene nach Bähr 2003



Im jeweiligen Rückenmarkssegment treten die Axone in die graue Substanz des Rückenmarks ein. Im Vorderhorn wird ein Teil der Fasern, die schnellen Fasern, die unmittelbar Impulse zur Bewegungssteuerung übermitteln, mit den α - und β -Motoneuronen synaptisch verschaltet. Die Axone der Motoneurone ziehen in den peripheren Nerven direkt zur ausführenden Muskulatur und innervieren diese motorisch. α -Motoneurone versorgen dabei die extrafusale Arbeitsmuskulatur, β -Motoneurone innervieren die intrafusale Muskulatur der Muskelspindeln, die somit eher dem somatosensorischen System zuzuordnen sind.

Eine weitere Verbindung besteht über den Tractus corticopontinus zum Pons und von dort aus in das Zerebellum. Über diese Fasern sendet der Motorkortex eine Art Kopie der Bewegungsinformation, die auch in die Pyramidenbahn geschleust wird, an das Zerebellum, das über diverse Afferenzen zum Motorkortex noch in das Bewegungsprogramm eingreifen kann.

Weitere Efferenzen aus dem Motorkortex ziehen zu Teilen der Basalganglien, wie dem Ncl. ruber, der Formatio reticularis und der Substantia nigra. Diese werden überwiegend vom prämotorischen Kortex und der SMA versorgt (Trepel, 1995).

Dies ist die Erklärung dafür, dass bei vollständigem Ausfall des Motorkortex und damit des pyramidalen Systems noch bestimmte Bewegungen wie Massenbewegungen von proximalen Muskelgruppen möglich sind (Plussyptomatik). Hieraus wird ersichtlich, dass die Pyramidenbahn besonders für die Feinmotorik der distalen Extremitätenmuskulatur verantwortlich ist.

Über Verbindungen zu den Hinterstrangkernen im Hirnstamm (Ncl. gracilis und Ncl. cuneatus) und zum Hinterhorn des Rückenmarks nehmen somatosensible Rindenfelder Einfluss auf die Weiterleitung somatosensibler Reize von der Peripherie zum Thalamus. Somit können sie auch die Rückmeldung zum ZNS nach motorischen Aktivitäten beeinflussen.

Im extrapyramidalen System werden unwillkürlich die Geschwindigkeit und Gleichmäßigkeit von Bewegungen und der Muskeltonus gesteuert.

IV. Transkranielle Magnetstimulation (TMS)

Als motorische Koordinationszentren gelten die Basalganglien, die in der Tiefe des Groß- und Zwischenhirns liegen. Dabei ist das Corpus striatum allen anderen Teilen der Basalganglien – Thalamus, Substantia nigra und Pallidum – übergeordnet. Ihre Aufgabe besteht in der Rolle als Vermittler zwischen dem nicht-motorischen, also der assoziativen Großhirnrinde, und dem motorischen Kortex.

Zum Einen wirken sie mit bei der Umsetzung des „Bewegungsplanes“ in das eigentliche Bewegungsprogramm (Marsden, 1982), zum Anderen skalieren sie das Ausmaß und die Aktivität von Bewegungen, wie z.B. beim Schreiben oder Greifen, wobei dafür primär das Pallidum verantwortlich ist (Brooks, 1986). Außerdem spielen sie, besonders der Ncl. caudatus, eine Rolle bei der perzeptiv-motorischen Integration (Manetto and Lidsky, 1989). Auch in diesem System besteht eine Reihe von Regelkreisen, die der Rückkopplung des „Bewegungsplanes“ dienen (Nieuwenhuys et al., 1991).

IV. Transkranielle Magnetstimulation (TMS)

IV.1. Geschichte der TMS

Schon Ende des 19. Jahrhunderts beobachtete der Arzt und Physiker d'Arsonval, dass sich erregbares Gewebe durch zeitlich veränderte Magnetfelder stimulieren lässt. Er ließ damals Strom mit 42Hz durch eine Spule fließen, in die der Kopf eines Probanden eingeklemmt war (d'Arsonval, 1896). Dieser Proband beschrieb das Auftreten von Lichtblitzen (Phosphene) und Schwindel während der Stimulation.

An isolierten Frosch- und Halsnerven konnte in den 70er Jahren des letzten Jahrhunderts eine Magnetstimulation durchgeführt werden, wodurch Zuckungen der Nerven auftraten (Maass und Asa, 1970). Allerdings wurde hierbei ein technisches Problem beobachtet: Bei der Stimulation von peripheren Nerven kam es zu einer übermäßigen Wärmeentwicklung in der Stimulationsspule aufgrund der hierfür benötigten hohen Energiedosen von ca. 20J, um einen für die Stimulation ausreichenden Strom induzieren zu können (Hallgren, 1973).

Polson et al. konnten dieses Problem lösen, indem sie den Spulenaufbau veränderten und einen Hochenergieimpuls durch Kondensatorentladung verwendeten. Daraufhin konnten sie am Menschen eine Daumenmuskelkontraktion durch Stimulation des N. medianus auslösen (Polson et al., 1982).

Merton und Morton gelang es 1980 erstmals, den Motorkortex eines Menschen transkraniell zu stimulieren (Merton et Morton, 1980). Die von ihnen angewandte Technik der anodisch-elektrischen Hochvolt-Stimulation, bei der mittels einer Kondensatorspannung von über 1000V ein kurzer Stromstoß durch die Schädeldecke hindurch auf den Kortex appliziert wurde, konnte sich vor allem aufgrund ihrer Schmerzhaftigkeit nicht durchsetzen (Hess, 1987).

Die transkranielle Magnetstimulation (TMS) wurde 1985 von Barker et al. eingeführt. Diese Technik wird heute als funktionsdiagnostische Methode des motorischen Systems des Menschen breit eingesetzt (Barker et al., 1987, Smith et al., 1989, Schriefer et al., 1989, Mills, 1991, Rothwell et al., 1991, Murray, 1992, Rossini et al., 1994).

Intraoperatives Monitoring mit Hilfe der TMS wurde erstmals von Shields beschrieben. In seinen Versuchen konnten die MEP allerdings nur vereinzelt gut reproduzierbar abgeleitet werden (Shields et al., 1991).

IV.2. Physikalische Grundlagen

Das Gesetz der Induktion besagt, dass ein zeitlich verändertes Magnetfeld einen Strom in einem in seiner Nähe befindlichen Leiter induziert. Der Magnetstimulator gibt am Spulenausgang eine kurzzeitig ($\sim 140\mu\text{s}$) ansteigende Spannung ab, die durch die Spule fließt. Das dabei erzeugte Magnetfeld ist proportional zum Stromfluss durch die Spule.

IV. Transkranielle Magnetstimulation (TMS)

$$\mathbf{B} = \mu_0 \frac{\mathbf{I}}{2\pi r}$$

Formel 1: Zusammenhang zwischen magnetischer Induktion und Feldstärke

B = erzeugtes Magnetfeld, I = Stromfluss, r = Spulenradius,

μ_0 = materialabhängiger Proportionalitätsfaktor

= magnetische Feldkonstante

Ein sich zeitlich veränderndes Magnetfeld ist von einem elektrischen Feld umgeben, das sich wie folgt berechnen lässt:

$$\mathbf{E} = - \frac{\Delta \mathbf{B}}{\Delta t} * \frac{\mathbf{r}}{2}$$

Formel 2: Induktionsgesetz

E = zeitlich veränderndes Magnetfeld, t = Zeit

Optimal ist ein Magnetfeldimpuls, dessen Stärke rasch ansteigt und dann wieder langsamer abnimmt, um keinen relevanten entgegengesetzten Strom zu erzeugen (Hess, 1987). Wird die induzierende Spule in die Nähe eines leitfähigen Mediums von unendlicher Ausdehnung gebracht, so wird ein Strom induziert. Die Stromstärke hängt dabei von der Leitfähigkeit des Mediums ab.

$$\mathbf{I} = s\mathbf{E} = \frac{\Delta \mathbf{B}}{\Delta t} * \frac{\mathbf{r}}{2}$$

Formel 3: Zusammenhang zwischen Induktionsgesetz und Stromstärke

I = Stromstärke

s = Leitfähigkeit des Mediums

Daraus folgt, dass der Strom in einem Medium mit hoher Leitfähigkeit am Größten ist.

Bei der Betrachtung des transkraniell magnetisch induzierten Stromflusses spielt genau dies eine große Rolle: Der Strom fließt dort, wo sich ein guter

IV. Transkranielle Magnetstimulation (TMS)

Leiter befindet (Barker et al., 1987). Ein schlechter Leiter dagegen führt nur zu einer geringen Abschwächung des Magnetfeldes.

Daher stellt der knöcherne Schädel mit seinem hohen spezifischen Widerstand (Geddes und Baker, 1967) kaum ein Hindernis für ein Magnetfeld dar, das in gut leitenden Strukturen, wie z.B. Liquor und Kortex, einen Strom induzieren kann. So kommen in der Haut und im umgebenden Muskel dabei nur minimale Stromflüsse zustande, worauf die Schmerzlosigkeit der magnetischen Stimulation zurückzuführen ist (Hess, 1987).

Durch die geometrische Verteilung des elektrisch induzierten Feldes gelangen ca. 25% der extrakraniell applizierten Energie an die Kortexoberfläche. Da das Magnetfeld mit zunehmender Entfernung von der Spule abnimmt, ist die Eindringtiefe auf wenige Zentimeter limitiert (Roth et al., 1991).

Bei Stimulation über dem Kortex findet bei geringen Reizintensitäten eine effektive Exzitation neuronaler Elemente in lediglich einer Tiefe von 1,5 – 2 cm statt (Epstein et al., 1990; Rudiak und Marg, 1994).

Idealerweise induziert die TMS einen kreisförmigen Strom im Kortex, der den Durchmesser der Spule widerspiegelt. Dessen Flussrichtung ist der des Spulenstromes entgegengesetzt (Hess und Ludin, 1988).

Anzunehmen ist, dass der induzierte Strom mehr den hirngeometrischen Strukturen der Gyri und Sulci folgt, die vereinfacht als elektrisch isolierte Areale dargestellt (Cadwell, 1991) und in denen unabhängige Ströme induziert werden können.

Das Maximum der induzierten elektrischen Feldstärke liegt bei einer Rundspule nicht mittig, sondern mit einem Intensitätsabfall zur Spulenmitte und nach außen hin entlang eines Kreises parallel zu den Spulenwindungen. Dadurch ergibt sich ein trogförmiger Feldstärkenverlauf (Kammer/Thielscher, 2003) (Abb.4).

Um die Fokussierung des Reizortes zu optimieren, werden Spulen in Form einer 8 („figure-of-eight“-Spulen) verwendet (Cadwell, 1991, Rösler et al.,

IV. Transkranielle Magnetstimulation (TMS)

1989, Cohen et al., 1990, Cohen und Cuffin, 1991, Roth et al., 1991). Diese Doppelspule besteht aus zwei nebeneinander liegenden Rundspulen, die gegenläufig von Strom durchflossen werden. Zwischen den beiden Rundspulen summieren sich die Feldanteile und ergeben einen „Zapfen“, in dem die elektrische Feldstärke ein Maximum erreicht (Kammer und Thielscher, 2003) (Abb.4) und somit auch Ort des maximalen Stimulationserfolges ist (Ilmoniemi et al., 1999).

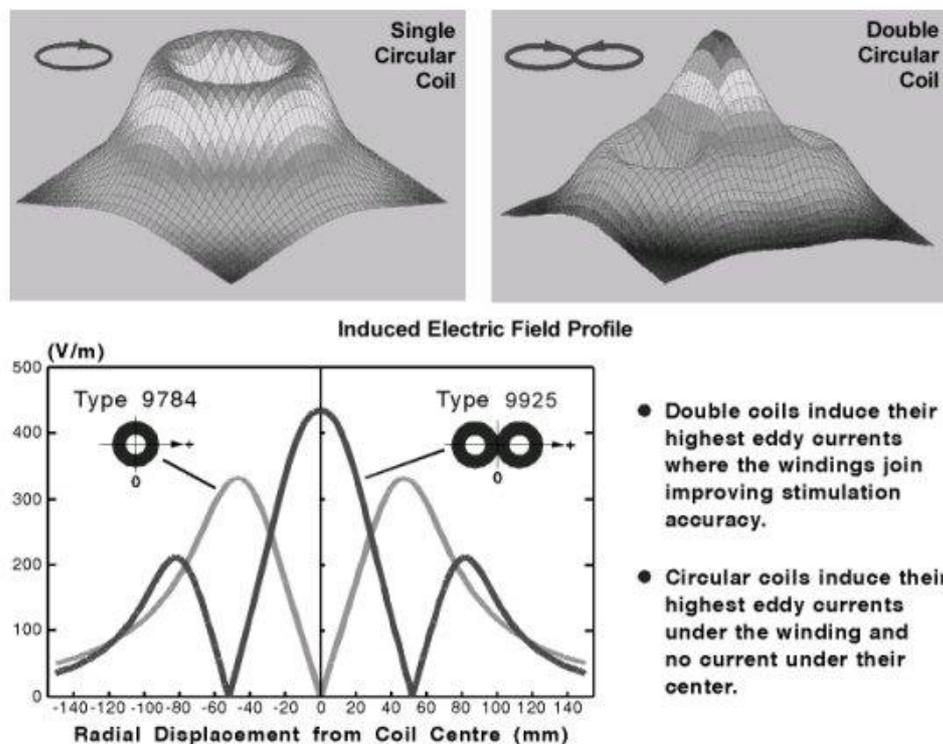


Abb 4: Profil des induzierten elektrischen Feldes bei Rundspulen und figure-of-eight-Spulen (Jalinous, 1998)

Die räumliche Auflösung des induzierten elektrischen Feldes bei Verwendung dieser Spulen liegt laut Levy und Brasil-Neto bei 0,5 cm, wie in Kartierungsstudien der Muskelrepräsentation im menschlichen Motorkortex ermittelt werden konnte (Levy et al., 1991; Brasil - Neto et al., 1992).

IV.3. Physiologische Grundlagen

1954 führten Patton und Amassian eine bipolare elektrische Stimulation am motorischen Kortex bei Katzen und Affen durch. Dabei zeigte sich, dass ein

einzigster Stimulus Erregungssalven auslösen konnte, die in Intervallen von 1-2ms an absteigenden Pyramidenbahnen im Rückenmark abgeleitet werden konnten. Daraufhin wurde angenommen, dass die erste Salve durch direkte Stimulation der Pyramidenzellen zustande kommt (D-Welle). Die zeitlich späteren Salven (I-Wellen) entstehen mutmaßlich durch transsynaptische (indirekte) Aktivierung der Pyramidenzellen über kortikale Interneurone (Patton et al, 1954).

Katayama konnte nach direkter elektrischer Stimulation des exponierten motorischen Kortex beim Menschen während neurochirurgischer Eingriffe Salven von Erregungen der Neurone bzw. der Nervenleitungen im Rückenmark ableiten, die Ähnlichkeit mit den beschriebenen D- und I-Wellen hatten (Katayama et al., 1988).

Gleiche Ergebnisse nach transkranieller elektrischer Stimulation (TES) des motorischen Kortex beim Menschen konnten auch von anderen Studien verzeichnet werden (Boyd et al., 1986, Pelosi et al., 1988, Inghilleri et al., 1989, Burke et al., 1990).

Das Ruhepotenzial eines Axons beträgt -50 bis -70 mV. Das elektrische Feld eines TMS-Impulses muss also das Axon auf ca. -30 bis -40 mV depolarisieren, um ein Aktionspotenzial auslösen zu können (Kammer/Thielscher, 2003).

Maßgeblich für die Erregung von Axonen ist einerseits die Größe des einwirkenden elektrischen Feldes andererseits auch seine Richtung. Dabei wirken die Feldkomponenten am effektivsten, die in Richtung des Axons verlaufen; Feldkomponenten, die senkrecht zum Axon wirken, können vernachlässigt werden (Kammer/Thielscher, 2003).

Bei niedrigen Reizintensitäten ließen sich im motorischen Kortex sowie in der sich darunter befindlichen weißen Substanz D-Wellen ableiten, bei hohen Reizintensitäten zusätzlich zu den D-Wellen auch I-Wellen.

Mit Zunahme der Reizintensität verringert sich die Latenz der abzuleitenden D-Wellen, woraus zu schließen ist, dass oberhalb einer gewissen Schwellenreizstärke tiefer gelegene Anteile kortikospinaler Bahnen aktiviert werden.

IV. Transkranielle Magnetstimulation (TMS)

Auch mit der TMS lässt sich das kortikospinale System aktivieren. Als wichtiger Unterschied zur TES zeigt sich, dass die Latenzen der EMG–Antworten nach magnetischer Stimulation 1-2 ms länger sind als nach elektrischer Stimulation (Iles, 1990).

Zur Erklärung dieses Unterschiedes wurden zwei Vermutungen herangezogen:

- (1) Nach magnetischer Stimulation werden Pyramidenzellen transsynaptisch aktiviert (Day et al., 1987b), sodass nur I–Wellen generiert werden, während bei elektrischer Stimulation das Axon der Pyramidenzelle direkt aktiviert wird. Das daraufhin ableitbare Intervall zwischen der D– und ersten I–Welle entspricht dem Latenzunterschied zwischen der EMG–Antwort nach elektrischer bzw. magnetischer Kortexstimulation.
- (2) Nach TES werden im Gehirn tiefer liegende Strukturen erreicht als nach Magnetstimulation. Ein Latenzunterschied von 1-2 ms läßt vermuten, dass die elektrische Stimulation die vertikal ausgerichteten Pyramidenzellen direkt aktiviert (Meyer et al., 1992), wohingegen nach magnetischer Stimulation zunächst horizontal ausgerichtete Interneurone gereizt werden, die wiederum erst transsynaptisch die Pyramidenzellen aktivieren (Day et al., 1987)

Edgley nahm an, dass die direkte elektrische Aktivierung kortikospinaler Neuronen in der Umgebung des initial axonalen Segments erfolgt (Edgley et al., 1990).

Beide Hypothesen haben eine wichtige praktische Bedeutung. Bei niedrigen Reizstärken und unter Vorinnervation des Zielmuskels erregt eine elektrische Stimulation die kortikospinalen Strukturen direkt.

Hierdurch ist die evozierte EMG - Antwort nur wenig vom Erregungsniveau des motorischen Kortex abhängig.

IV. Transkranielle Magnetstimulation (TMS)

Dagegen aktiviert ein magnetischer Stimulus die Pyramidenzelle durch die Erregung von exzitatorischen und inhibitorischen Interneuronen transsynaptisch, weswegen sich in der Amplitude der EMG-Antwort das Gleichgewicht der kortikalen Inhibition und Fazilitation widerspiegelt (Day et al., 1989; Kujirai et al., 1993; Rothwell et al., 1991).

Die ausgelöste EMG-Antwort ist folglich hochgradig abhängig von der Erregbarkeit des motorischen Kortex. Demgemäß ist die TMS ein hervorragendes Mittel zur Untersuchung des Erregungsniveaus des motorischen Kortex in vivo.

Die oben beschriebene intrakortikale Inhibition und Fazilitierung kann durch Medikamente, die in den GABA – Stoffwechsel eingreifen, beeinflusst werden (Werhahn et al., 1999; Ziemann et al., 1996).

Für ein stabiles TMS-Untersuchungs-Paradigma müssen einige Voraussetzungen eingehalten werden:

- + eine geringe Reizintensität (motorisch überschwellig),
- + eine flach über der Schädelkalotte platzierte Magnetspule und
- + ein im Gehirn induzierter Strom, der im Lot zur Linie des Sulcus centralis verläuft (Day et al., 1989; Brasil-Neto et al., 1992; Mills et al., 1992; Werhahn et al., 1994; Kaneko et al., 1996; Sakai et al., 1997).

Untersuchungen von Meyer et al (1991) haben ergeben, dass niedrigere Stimulationsintensitäten benötigt werden, wenn die Spulenströme über dem Vertex von vorne nach hinten und damit die induzierten Ströme gegenläufig verlaufen.

Bei höheren Reizintensitäten und einem Strom, der lateromedial parallel zum Sulcus centralis gerichtet ist (Werhahn et al., 1994; Kaneko et al., 1996), oder bei einer Spulenverkipfung in die vertikale Ebene (Amassian et al., 1989) kommt es ebenfalls zu einer direkten Aktivierung kortikospinaler Neurone in die Nähe des initial axonalen Segments.

Eine mögliche Aktivierung kortikospinaler Axone in der tiefen weißen Substanz ließ sich nicht belegen (Berardelli et al., 1990; Thompson et al., 1991, Burke et al., 1993).

IV.4. Sicherheitstechnische Aspekte der TMS

Die TMS gilt im Allgemeinen als sehr sichere Technik zur Untersuchung von Patienten und Probanden, sofern einige Ausschlusskriterien wie Herzschrittmacher, intrakranielle Sonden und metallische Objekte sowie Schädeldeckendefekte beachtet werden (Bridgers und Delaney, 1989, Dressler et al., 1990, Bridgers, 1991, Hamano et al., 1993, Chokroverty et al., 1995). Vereinzelt wurde bei Patienten mit neurologischen Erkrankungen des Gehirns über eine akzidentielle Induktion von epileptischen Anfällen berichtet (Hömberg und Netz, 1989, Fauth et al., 1992, Classen et al., 1995).

In einer retrospektiven Befragung von 218 Patienten, die sich in den letzten zwei Jahren einer Untersuchung mit TMS unterzogen hatten, ergab sich kein Anhalt auf mögliche Langzeitfolgen: weder eine erhöhte Inzidenz von epileptischen Anfällen oder Kopfschmerzen noch ein Rückgang der Gedächtnisleistung im Vergleich zu einer Kontrollgruppe mit ähnlichen neurologischen Krankheitsbildern (Kandler, 1990).

Hufnagel (Hufnagel et al., 1990) berichtete über das Auftreten von epileptischen Anfällen bei Patienten mit Epilepsie während oder im Anschluss an Untersuchungen mit TMS. Nach 140 TMS-Stimulationen traten bei sechs Patienten Anfälle und bei zwei weiteren Auren auf (Hufnagel und Elger, 1991). Im Gegensatz dazu konnte Dhuna bei bekannten Epilepsiepatienten keine epileptiformen Anfälle mittels TMS auslösen; lediglich bei einem Patienten konnte bei einer Intensität von 100% ein fokaler Anfall beobachtet werden (Dhuna et al., 1992).

In einer Studie über verbal kodiertes Erinnerungsvermögen (verbal working memory) bei 20 Patienten mit fokaler Epilepsie konnten drei Auren und zwei automotorische Anfälle dokumentiert werden (Düzel et al., 1996).

Nur in einem dieser Fälle wurden epileptische Nachentladungen im Anschluss an den Krampfanfall nachgewiesen. An Hunden wurde die direkte Wirkung bei Exposition mit einem Magnetfeld von 50Hz auf das kardiale Reizleitungssystem untersucht. Außer gelegentlicher Auslösung von ventrikulären Extrasystolen konnten keine Störungen festgestellt werden, auch Kammerflimmern trat nicht auf (nach Barker et al., 1989).

Ob die TMS mit Einzelreizen als Ursache zerebraler Anfälle in den beschriebenen Studien angenommen werden kann, ist fraglich, da die Krampfanfälle mit zeitlicher Verzögerung zur Untersuchung auftraten. Nur in einem Fall konnte ein Zusammenhang angenommen werden: dieser Patient hatte eine epileptogene Läsion direkt unterhalb des Reizortes (Classen et al., 1995).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die TMS mit Einzelreizen ein sicheres Verfahren zur Untersuchung bei Probanden und auch Patienten ist, da nur in Einzelfällen Anfallsinduktionen beschrieben wurden.

V. Neuronavigation

V.1. Grundlagen

Mit Hilfe der Computer-gestützten Neuronavigation lässt sich ein virtuelles dreidimensionales Koordinatensystem schaffen, in dem die Oberfläche des Gehirns, der Kopf des Probanden und die Stimulationsspule zu jedem Zeitpunkt lokalisierbar sind.

Auf der einen Seite benötigt man hierfür ein komplettes Magnetresonanztomogramm (MRT) des Kopfes, auf der anderen Seite eine Infrarot-Kamera, die sowohl Infrarotlicht aussenden als auch das zurückkommende Licht reflektierender Objekte empfangen kann. Sobald zwei solcher Kameras aus verschiedenen Blickwinkeln auf eine reflektierende Kugel gerichtet sind, ist das Neuronavigationssystem imstande, daraus die Koordinaten der Reflexion zu berechnen.

Um eine Ebene im Raum definieren zu können, sind drei Punkte notwendig; mit drei festen Infrarot-Markern können demzufolge die Spulenlokalisierung und ihre Verkippung festgestellt werden.

Somit kann auch jede noch so komplexe Geometrie, sofern sie im System definiert wurde, in dieses virtuelle Koordinatensystem eingegliedert werden.

Am Zweckmäßigsten ist es, die Infrarot-Marker an einer Bissschiene vor dem Mund anzubringen (Abb.5). Um das MRT und den virtuellen Raum der Infrarot-Kamera überein zu bringen, wird eine Registrierung des Probandenkopfes, die sogenannte Co-Registrierung, notwendig. Mit einem Laserpointer (Z-Touch® – Laserpointer, Fa. BrainLAB AG, Heimstetten) werden die markanten, prominenten Strukturen des Gesichtschädels abgetastet (Abb.5, 6). Aus den Reflexionen des Laserpointers auf dem Kopf kann ein dreidimensionales Raster erstellt werden, welches dann mit den MRT-Daten in Deckung gebracht wird.



Abb. 5: Links: Bissschiene mit passivem Reflektorstern, rechts: Z Touch® - Laserpointer

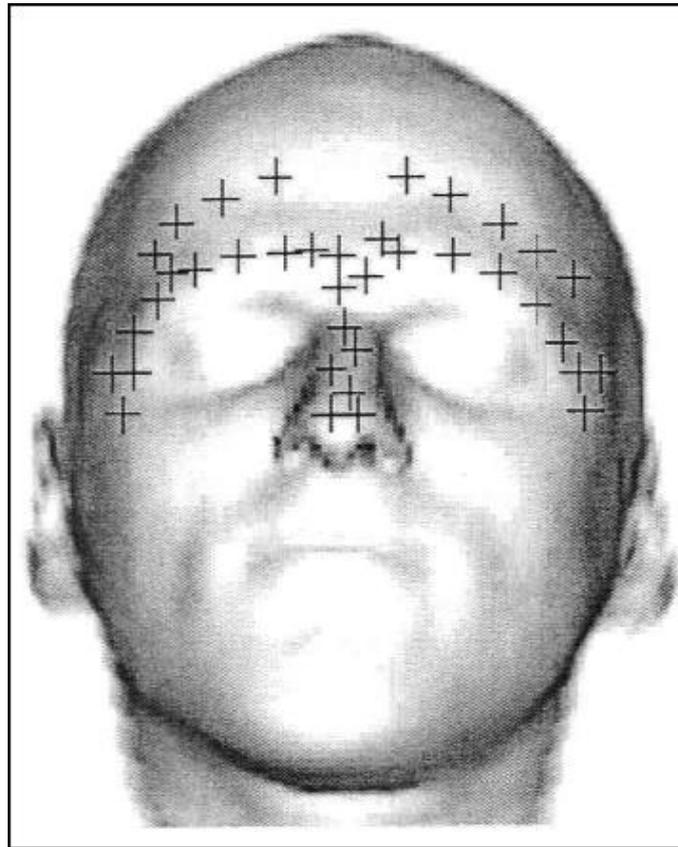


Abb.6: Registrierung knöcherner definierter Strukturen (Kreuze = registrierte Punkte) mit einem Laserpointer (nach Raabe, 2002)

Der Proband kann danach seine Kopfposition beliebig ändern, währenddessen das System mit Hilfe der Infrarot-Marker die Position in Echtzeit berechnet. Die Visualisierung erfolgt auf dem Computerbildschirm (Spetzger, 1995, Herwig, 2001).

V.2. Studienlage

In den Anfängen der TMS stimulierte man nach funktionellen Lokalisierungsprinzipien (Barker, 1985, Amassian, 1987, Pascual-Leone, 1994). Der optimale Stimulationsort wurde dabei mit Hilfe beobachteter visueller oder motorischer Phänomene eruiert.

Mittels äußerlicher anatomischer Landmarken konnte aufgrund der Individualität der Kortices ebenfalls nur mit einer Unsicherheit im Zentimeter-Bereich stimuliert werden (Herwig, 2001).

Erst in den späten Neunzigern gelang es Wassermann (Wassermann et al., 1996) und Miranda (Miranda, 1996) mit einer 3D-Radiofrequenz-Lokalisierungstechnik, in Echtzeit das Spulenzentrum mit dem MRT mit einer Unsicherheit im Millimeter-Bereich darzustellen. Während der Stimulation war ein Monitoring hingegen nicht möglich, da es zu Interferenzen mit dem Sendesignal kam.

Krings (Krings, 1997) und Narayana (Narayana, 2000) zogen sich mechanische Roboterarme zu Hilfe, mit denen die Position der Spule berechnet werden konnte. Von Nachteil bei dieser Methode war die Notwendigkeit einer starren Fixierung des Probandenkopfes in einer Schale, um Kopfbewegungen nach Registrierung zu vermeiden. Kammer et al. konnten 1998 Abhilfe schaffen, indem sie einen weiteren Roboterarm zur Bestimmung einfügten (Kammer und Nusseck, 1998).

Optische Lokalisierungssysteme fanden durch Ettinger (Ettinger, 1998) und Boroojerdi (Boroojerdi, 1999) Anwendung, durch die mehr Bewegungsfreiheit geboten werden konnte. Das Augenmerk auf die Notwendigkeit der Berücksichtigung der Spulenverkipfung setzte erstmals Gugino (Gugino, 2001). Eine weitere Neuerung fanden 2007 Hollerith et al., indem sie über einem Raster an Punkten im Lot auf die Gehirnoberfläche stimulierten und dabei die TMS als topographische Messmethode motorischer Repräsentationen beschrieben.

VI. Variablen der motorisch evozierten Potentiale (MEP)

Mit Hilfe der Elektromyographie (EMG) können die durch die TMS induzierten Muskelkontraktionen abgeleitet und optisch auf einem Bildschirm abgebildet werden. Anhand der Form der abgeleiteten Muskelpotentiale und der Zeitachse können Rückschlüsse auf die Funktion der beteiligten neuronalen Strukturen gewonnen werden.

Die Latenzphase, mit der das Potential nach einigen Millisekunden auftritt, zeigt die kortikomuskuläre Leitungszeit an, die Amplitude weist auf das Ausmaß der aus der Stimulation resultierenden Muskelaktivierung hin. Nachfolgend sollen einige Charakteristika der durch Kortexstimulation evozierten motorischen Muskelsummenpotentiale dargestellt werden:

1. Variabilität der Reizantworten

Schon kleine Veränderungen in der räumlichen Beziehung zwischen der Doppelspule und der Schädelkalotte können Veränderungen der EMG-Antworten bewirken. Aber auch unter unveränderlichen Reiz- und Ableitbedingungen variieren Latenz, Amplitude und Konfiguration der Reizantworten bei einzelnen Versuchen (Hess, 1987). Dabei nimmt diese Variabilität sowohl mit steigender Reizintensität als auch bei begleitender willkürlicher Innervation des Zielmuskels ab (Kiers et al., 1993).

Auch eine Vielzahl an Versuchen konnte kaum ursächliche Erklärungen für diese spontan auftretenden Schwankungen liefern. Bei Untersuchungen an voll narkotisierten Patienten, bei denen man eigentlich einen geringeren Einfluss durch transsynaptische Reize auf kortikospinale Neurone annehmen darf (Ellaway et al, 1998), verblieb ebenso eine Variabilität der Reizantworten (Lee et al, 1995). Dagegen zeigte auch eine Aufmerksamkeitssteigerung wie z.B. Rechenaufgaben während der Kortexreizung keinerlei Einfluss auf das Ausmaß der Variabilität (Kiers et al, 1993). Ellaway et al. (Ellaway et al., 1998) beschäftigten sich daraufhin mit unterschiedlichen Hypothesen.

Erstens konnten sie mittels Einsatz EKG-synchronisierter TMS-Impulse geringe Verschiebungen des Kortex im Schädel durch Pulsation intrakranieller Blutgefäße als Ursache für die Schwankungen weitgehend ausschließen.

Zweitens konnten sie nachweisen, dass auch die Ausrichtung der Spule und damit die Richtung des induzierenden Stromflusses keinen

maßgeblichen Einfluss auf das Ausmaß der Reizantworten hatten. Dabei soll es sich um keinen generalisierten Effekt handeln (Kiers et al, 1993). Im Gegensatz hierzu haben Untersuchungen von Meyer et al. ergeben, dass niedrigere Stimulationsintensitäten benötigt werden, wenn die Spulenströme über dem Vertex von vorne nach hinten und damit die induzierten Ströme gegenläufig verlaufen. Somit hat die Spulenausrichtung durchaus einen Einfluss auf das Ausmaß der Reizantworten (Meyer et al., 1991).

Außerdem vermuteten sie, dass die Variabilität der Reizantworten auf TMS-Impulse auf Exzitabilitätsschwankungen kortikospinaler Bahnen und zu einem Teil im Bereich des Motorkortex beruht (Ellaway et al., 1998).

Diese Schwankungen zeigen sich sowohl intraindividuell als interindividuell. Schwellenwertbestimmungen wiesen darauf hin, dass die Schwellenreizintensitäten innerhalb einer Anzahl von gesunden Probanden bemerkenswert variieren (Wassermann, 2002). Es konnte weder ein Zusammenhang mit dem Geschlecht, dem Alter, noch mit der ethnischen Zugehörigkeit des Probanden gezeigt werden. Allerdings korrelierten die Schwellenintensitäten von Zwillingen eng miteinander, woraus man folgern kann, dass genetische Faktoren eine Rolle spielen.

2. Stimulationintensität

Die Intensität des Magnetstimulus spielt eine wichtige Rolle für das Ausmaß der resultierenden Muskelkontraktionen:

je höher die Reizintensität desto größer ist die Ausdehnung des Magnetfeldes, wodurch eine größere Anzahl von Neuronen erregt werden. Folglich können mehr Erregungen auf die einzelnen Motoneurone konvergieren (Meyer et al., 1991). Demgemäß besteht ein positiver Zusammenhang zwischen der Stimulationsintensität und der Amplitude des motorisch evozierten Potentials, der bildlich als sigmaförmige Kurve dargestellt werden kann (Devanne et al, 1997).

Dies wird mit dem von Henneman beschriebenen Phänomen erklärt,

dass Stimuli mit steigender Intensität zunehmend Motoneurone mit größeren motorischen Potentialen, d.h. mehr motorischen Einheiten, erregen (Henneman, 1957).

3. Willkürliche Vorinnervation

Einen wesentlichen Einfluss auf die motorisch evozierten Potentiale hat das Ausmaß der Vorinnervation des Zielmuskels. Unter willkürlicher Kontraktion des Muskels bei gleicher Stimulationsintensität nimmt sowohl die Amplitude des MEP zu als auch dessen Latenz ab. Dies liegt an der Fazilitierung durch Vorinnervation des Zielmuskels.

Dieser Effekt ist besonders ausgeprägt für die Handmuskulatur (Hess, 1987). Die Latenzen werden bei einer Vorinnervation von 10% bis 20% minimal, dagegen werden die Amplituden bei weiter zunehmender Vorinnervation noch größer (Meyer, 1992).

Als Ursache dieses fazilitierenden Effekts führt Meyer (Meyer, 1992) zwei mögliche Erklärungen an:

Zum einen soll die willkürliche Muskelaktivierung das kortikale Erregungsniveau steigern, was zu einer Verstärkung der deszendierenden Erregung selbst führen könnte. Dafür spräche, dass dieses Phänomen nur bei der magnetischen Kortexstimulation mit ihrem transsynaptischen Erregungsmechanismus beobachtet werden kann, nicht aber bei der elektrischen Kortexstimulation (Day et al, 1989), bei der die Motoneurone direkt stimuliert werden.

Zum anderen könnte auch eine Zunahme des spinalen Erregungsniveaus eine Rolle spielen, wodurch eine gleichbleibende Erregungssalve eine größere Anzahl spinaler Motoneurone erregen würde. Diese Hypothese wird dadurch gestützt, dass bei willkürlicher Vorinnervation auch die Reizschwelle für H-Reflexe abnimmt (Burke et al, 1989).

4. Medikamentöse Einflüsse

ZNS-dämpfende Pharmaka beeinflussen MEP, sodass es überwiegend

zu einer Abnahme der Amplitude der Reizantworten kommt (Hess, 1987).

Einen besonders starken Effekt haben Barbiturate (Kawaguchi, 1993), Benzodiazepine (Schönle, 1989) und diverse Inhalationsnarkotika (Zentner, 1992). Daher sind die Einsatzmöglichkeiten für die MEP in der intraoperativen Diagnostik sowie in der Intensivmedizin stark eingeschränkt.

Es sollten gewisse Vorgehensweisen eingehalten werden, um Reizartefakte bei den Ableitungen zu verhindern:

- + die Ableitelektroden sollten über ihre gesamte Länge abgeschirmt werden
- + die Entfernung der Ableitelektroden zum Stimulator und der Spule sollten etwa einen halben Meter betragen
- + die Ableitelektroden und die Erdelektroden sollten kreuzungsfrei verlaufen
- + die Ableitelektroden sollten einen möglichst guten Hautkontakt haben (Elektrodenpaste) (siehe Kapitel VIII.1)

VII. Material und Methodik

VII.1. Probanden

Es wurden insgesamt 11 freiwillige gesunde Probanden (vier weibliche, sieben männliche Probanden) untersucht. Der Altersmedian betrug 26,7 Jahre. Die Ein- und Ausschlusskriterien der Rekrutierung wurden nach Guggisberg angewandt und sind in Tabelle 1 gelistet (Guggisberg, 2001):

Tab. 1: Ein- und Ausschlusskriterien der TMS

Einschlusskriterien	Ausschlusskriterien
Alter > 20 und < 45 Jahren	Bekannte Epilepsieerkrankung
Guter Allgemeinzustand	Epilepsie in der Familienanamnese
	Vorangegangene Erkrankungen oder Verletzungen bzw. Operationen des ZNS (z.B. Schädelhirntrauma, Meningitis, Enzephalitis)
	Vorangegangene Erkrankungen des peripheren Nervensystems oder der Muskulatur (z.B. Polyneuropathie, Guillain-Barré-Syndrom, Myasthenia gravis, Muskeldystrophie)
	Zerebrovaskuläre Erkrankungen
	Psychiatrische Erkrankungen
	Kontinuierliche Einnahme von Medikamenten, die die cerebrale Exzitabilität beeinflussen (z.B. Antikonvulsiva, Neuroleptika)
	Klinisch manifestes Zervikalsyndrom
	Alter < 20 oder > 45 Jahren
	Schwangerschaft
	Herz-/Kreislaufkrankungen
	Metallische Implantate wie z.B. Herzschrittmacher, Hirnstimulatoren oder Aneurysma-Clips

Die obere Alterseinschränkung beruht auf der Annahme, dass mit zunehmenden Alter das menschliche Gehirn atrophiert und somit experimentell untersuchte Daten im Sinne einer Schwellenwerterhöhung beeinflusst werden (Weissman et al., 1992).

Die untere Altersbeschränkung entspringt sozialen und ethischen Gründen.

Wegen der räumlichen Anordnung unseres Versuchsaufbaus wurden lediglich Rechtshänder rekrutiert, deren rechte Hemisphären der Stimulation unterzogen wurden.

VII.2. MRT-Scan

Zur Bildgebung wurde ein T1-gewichteter (TR 11.4ms, TE 4.4ms, Flip Angle 15°) MP-Rage 3D-Volume-Scan mit einem Siemens Magnetom Vision (1.5 Tesla) herangezogen.

Die Matrixgröße besteht in 256x256 Pixel, das kleinstdarstellbare Volumen liegt bei 1mm³ bei 1mm Schichtdicke (gesamt: 160mm).

Der Kopf des Probanden wurde während der Aufnahme in einem Standard-Kopfraumen platziert, sodass Wackelartefakte vermieden wurden.

VII.3. Bearbeitung des MRT

VII.3.1. Segmentierung des Gehirns

Da die MRT – Daten im DICOM - Standardformat vorlagen, mussten diese zunächst konvertiert werden, um die weitere Bearbeitung in der Navigations-Software (VectorVision®, BrainLAB AG, Heimstetten, Deutschland) garantieren zu können. Diese Übertragung ermöglichte das Programm PatXfer421 (BrainLAB AG, Heimstetten, Deutschland).

Anschließend wurde der Datensatz mit Hilfe von Brainwash® 1.0 (BrainLAB AG, Heimstetten, Deutschland) anonymisiert.

Weiterführend war es notwendig, das MRT zu segmentieren, d.h. alle Strukturen, die das Gehirn umgeben, wie z.B. die Schädelkalotte oder Hirnhäute, wurden, soweit abgrenzbar, aus dem MRT „subtrahiert“.

Das Programm Interactive Segmentation (BrainLAB AG, Heimstetten, Deutschland) verwendet hierfür unterschiedliche Farbwerte, die die zu löschenden Areale von dem zu bearbeitenden Volumen abgrenzen, sodass am Ende die „nackte“ Hemisphärenoberfläche dreidimensional dargestellt werden kann. Da sich in diesem bearbeiteten Datensatz keine weiteren knöchernen Landmarken, die im späteren Verlauf für die Co-Registrierung notwendig sind, finden, muss dieser mit den MRT – Rohdaten fusioniert

werden. Diese Fusionierung erfolgte mit der Planungssoftware VV2 Planning 1.3 (BrainLAB AG, Heimstetten, Deutschland), mit der zugleich das Punkteraster erstellt wurde (siehe VII.3.3.).

VII.3.2. Lokalisierung des motorischen Handareals

Der Sulcus centralis bzw. das motorische Handareal lassen sich auf verschiedene Art und Weise lokalisieren:

Nach Yousry stellt das motorische Handareal in der axialen Ebene eines MRT ein umgekehrtes „omega“ oder ein horizontal gelegenes „epsilon“ dar, in der sagittalen Ebene eine nach posterior-inferior gerichtete „Nase“ (Yousry et al., 1997).

Naidich (Naidich et al., 1996) lokalisiert den Gyrus praecentralis, indem er in den axialen Schichten des MRT die Sylvische Fissur identifiziert, die temporal horizontal verläuft und sich nach posterior hin aufsteigend erstreckt.

Kido (Kido et al., 1980) ermittelt den Gyrus praecentralis, indem er den eindeutig dargestellten Sulcus frontalis superior und Sulcus praecentralis folgt. Wir identifizierten den Sulcus centralis nach den Methoden von Yousry und Naidich.

Bei jedem Probanden konnte so ohne Probleme der Sulcus centralis der rechten Hemisphäre bestimmt werden; vereinzelt (bei etwa 5 Probanden) wurde dieser zusätzlich – ohne weitere Konsequenz - auch auf der linken Hemisphäre bestimmt.

VII.3.3. Setzen des Punkterasters

In dem segmentierten Datensatz wurde zentral die Commissura posterior unterhalb des Corpus pineale aufgesucht und von dieser aus im Sagittalschnitt ein Punkt auf die Gehirnoberfläche gesetzt. Ausgehend davon wurden in der dreidimensionalen Darstellung im Abstand von 7mm drei Punkte in Richtung frontal und ein weiterer in Richtung dorsal gesetzt, sodass eine Linie erstellt wurde. Von diesen vier Referenzpunkten aus wurden weitere Punkte in der Koronarebene nach lateral gesetzt.

In einem Abstand von $10\text{mm} \pm 1\text{mm}$ wurden weitere Punkte nach lateral

gesetzt, sodass auf der Gehirnoberfläche ein Punkteraster (=Grid) entstand (siehe Abb.7).

Die Anzahl der gesetzten Punkte variierte aufgrund der unterschiedlichen Anatomie bzw. Lage des Sulcus centralis je nach Proband.

Ziel des Rasters bestand darin, dass sich der Sulcus centralis zentral darin befand und das Handareal sorgfältig abgedeckt wurde.

Aus diesem Grid identifizierten wir die dem Handareal am nächsten liegenden drei Punkte, die in den Versuchen bevorzugt stimuliert werden sollten.

Dieses Grid wurde zusammen mit den fusionierten MRT – Daten in die Neuronavigationssoftware importiert.

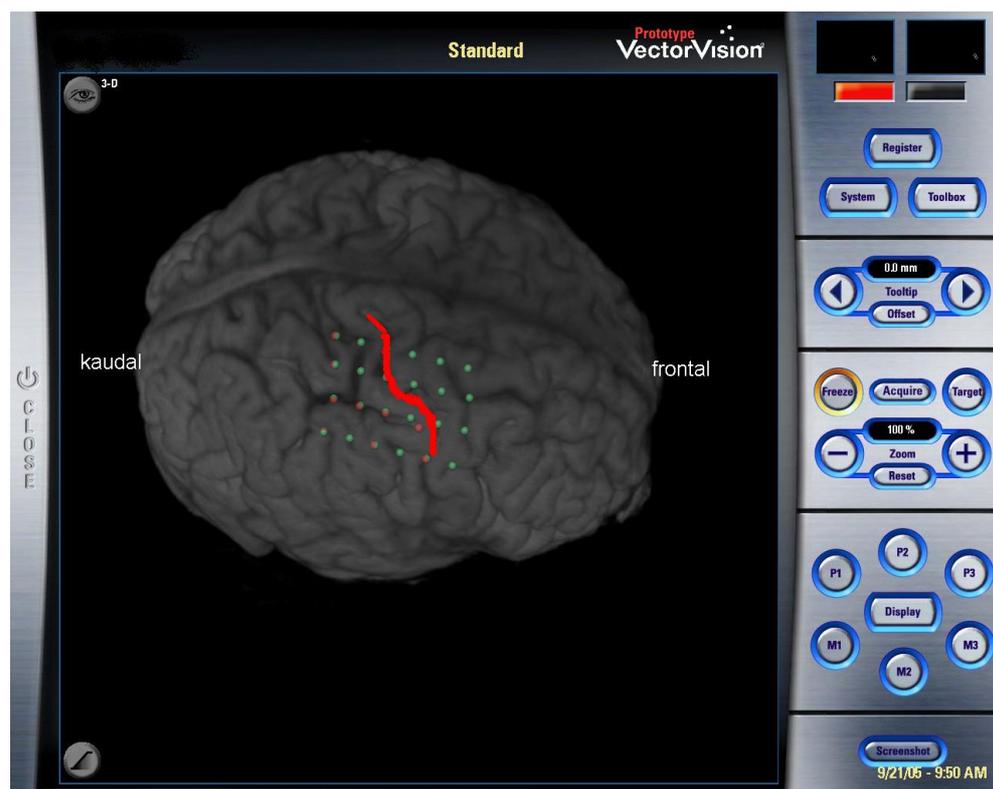


Abb.7: Fertig gelegtes Grid auf der Gehirnoberfläche, Sulcus centralis rot gekennzeichnet

VII.4. TMS

VII.4.1. Magnetspule (Abb.8)



Abb.8: Abbildung einer figure-of-eight-Magnetspule

Wie unter IV.2. beschrieben, fokussieren die figure-of eight-Magnetspulen weitaus besser als die älteren Rundspulen. In dieser Arbeit wurde eine Doppelspule (Fa. Magstim, Type 9925) mit einem Innendurchmesser von je 56mm und einem Außendurchmesser von je 74mm verwendet. In jeder einzelnen Spule befinden sich 9 Spulenwindungen.

Die Doppelspule wurde über dem Handareal des motorischen Kortex am Ort der optimalen Erregbarkeit des Zielmuskels platziert. Damit floss der im Gehirn induzierte Stromfluss in posteroanteriorer Richtung. Der Spulengriff wies dabei nach dorsal und parallel zur Sagittalnaht.

VII.4.2. Stimulator und Stimulation

Als Stimulator stand den Versuchen ein Magstim 200 (Magstim Co. Ltd, Dyfed, United Kingdom), ein monophasischer Einzelpuls - Kortexstimulator mit einer maximalen Magnetfeldstärke von 2,2 Tesla, zur Verfügung.

Die Registrierung der motorisch evozierten Potentiale (MEP) erfolgte mit einem EMG – Gerät, das mit dem Magnetstimulator verbunden war. Bei jedem Magnetimpuls wurde die EMG – Registrierung aktiviert (Triggerung).

Mit einem drehbaren Regler konnte je nach Bedarf die Impulsstärke zwischen 0% und 100% der maximalen Impulsstärke des Magnetstimulators eingestellt werden. Bei der Schwellenwertbestimmung wurde mit einer Ausgangsleistung von 30% begonnen und die Werte allmählich erhöht bis ein Muskelantwortpotential registriert werden konnte.

Bei einem Probanden mit einer im Vergleich zu anderen Probanden dickeren Schädelkalotte wurde eine maximale Impulsstärke von 90% verwendet.

Nach Festlegung des Schwellenwertes oder bei Beschwerden des Probanden, wie z.B. Kopfschmerzen oder Stimulation eines peripheren Nerven (N.facialis), die durch höhere Intensitäten ausgelöst wurden, wurde die weitere Auslösung von Impulsen eingestellt.

Der Magnetimpuls wurde mit Hilfe eines pneumatischen Fußpedals ausgelöst. So konnte der Untersucher beidhändig die Magnetspule bedienen und zeitgleich den Impuls auslösen.

Um eine Überhitzung der Spule und Bahnungsphänomene zu vermeiden, wurden die Impulse mit einem zeitlichen Abstand von ca. 5s ausgelöst.

VII.5. EMG und Aufzeichnung

VII.5.1. Muskeln und deren Ableitungsorte

In den Versuchen wurden die Muskelsummenaktionspotentiale (MSAP) folgender Unterarm- und Handmuskeln nach der „belly (differente Elektrode) – tendon (indifferente Elektrode)- Methode“ (Stöhr et al., 2005) abgeleitet:

Tab. 2: Abgeleitete Muskeln und ihre Spinalsegmente. Segmentale Kennmuskeln fett hervorgehoben

Abgeleitete Muskeln	Spinalsegmente
M. flexor carpi ulnaris (FCU)	C7, C8 , Th 1
M. extensor carpi ulnaris (ECU)	C7 , C8
M. abductor pollicis brevis (APB)	C8- Th1
M. abductor digiti minimi (ADM)	C8 , Th1

Die Oberflächenelektroden wurden dabei den Empfehlungen des SENIAM-Projektes (Surface Electromyography for non-invasive Assessment of Muscles, Hermes, 2000) folgend über den palpierbaren Muskelbäuchen geklebt. Deren Abstand sollte nicht mehr als 20mm, bei den kleinen Handmuskeln nicht mehr als $\frac{1}{4}$ der Muskelfaserlänge betragen.

Die Oberflächenelektroden sollten dem Muskelfaserverlauf folgen.

VII.5.2. EMG - Monitor

Um die abgeleiteten Summenaktionspotentiale aufzuzeichnen, wurde ein 8-Kanal-Gleichspannungsverstärker (DC EEG Amplifier PDA 989-32, CTA Computertechnik, Tann) verwendet. Mit dem Programm POLY DC 1.0 (MES Medizinelektronik, München) erfolgte die Aufnahme der verstärkten MSAP. Voreingestellt waren in diesem Programm die Sensitivität (100mV), die Abtastrate (=Sampling-rate; 2000Hz/Kanal), die Zeitkonstante (0,3s) und der Bandpass-Filter (1000Hz).

VII.6. Auswertung

Die MEP - Daten aus dem EMG wurden direkt im Anschluss an die Versuchsreihe in einen Arbeitscomputer transferiert und mit Hilfe von in Microsoft Office Word erstellten Befehlsdateien und des Matlab Programms (Matlab 6.5, Student Version with Simulink, The MathWorks) weiter transformiert.

cxvg001.e04 22 50 0 0	Einlesen der Daten für das Auswerteprogramm, blau: Dateipfad
cxvg001.e05 22 50 10 0	grün: stimulierter Punkt
cxvg001.e06 22 50 20 0	orange: Intensität der Stimulation
cxvg001.e07 22 50 0 10	rot: Verkipfungswinkel
cxvg001.e08 22 50 0 20	
cxvg001.e09 22 50 0 0	

Diese Befehlsreihe wurde für jeden stimulierten Punkt erstellt, so dass es für jeden Probanden und jede Versuchsmethode je drei Befehlsdateien ergab. Mit

dem Matlab Programm konnten diese Dateien weiter verarbeitet werden, so dass für die beiden Versuchsreihen je zwei Dateien entstanden, die folgend mit SPSS (SPSS 12.0 for Windows) ausgewertet wurden.

In diesem wurde die univariate Varianzanalyse als allgemeines lineares Modell gehandhabt; als abhängige Variable wurde die Amplitude der Reizantworten festgelegt, als feste Faktoren der Stimulationspunkt, die abgeleiteten Muskeln und die Verkippungswinkel.

Wenn in der Varianzanalyse festgestellt wird, dass es Abweichungen zwischen den Mittelwerten gibt, werden sogenannte post-hoc-Tests durchgeführt, die untersuchen, welche Mittelwerte sich unterscheiden. Mit paarweisen Mehrfachvergleichen werden Differenzen zwischen gepaarten Mittelwerten getestet, mit Spannweitentest werden homogene Untergruppen von Mittelwerten ermittelt. Wir verwendeten als post-hoc-Test die Auswertung nach Scheffé und Tukey-HSD. Die Ergebnisse sind auf einem Alpha-Niveau von 0,05 signifikant.

So fand sich für alle Probanden aufgeschlüsselt nach der jeweiligen Versuchsmethode je eine Datei.

Zuletzt wurde eine Datei erstellt, die den Querschnitt aller Einzeldateien darstellte.

VIII. Versuchsaufbau

VIII.1. Positionierung des Probanden

Alle Probanden wurden auf einen Untersuchungsstuhl mit verstellbarer Rückenlehne und Kopfstütze mit aufsetzbaren Ring sowie Armlehnen gesetzt. Sie wurden angewiesen, während des gesamten Experiments entspannt und wach zu sein. Die muskuläre Entspannung wurde durch das visuelle Feedback über den EMG – Monitor gesichert.

Ein Oberflächen-EMG (Counterpoint, Fa. Dantec, Dänemark) wurde von den vier ausgewählten Muskeln auf der zur untersuchenden Hemisphäre kontralateralen oberen Extremität abgeleitet. Dazu wurden Silber/ Silber-Chlorid Oberflächelektroden (Durchmesser 0.9 cm) auf der Haut angebracht.

Um eine möglichst gute Ableitung zu bekommen, wurden die betroffenen Hautareale mit Benzin (Spezialbenzin 40/65 (Wundbenzin, Petrolether), Fa. Hedinger, Stuttgart) gereinigt und mit einer Konduktivcreme (Synapse®, Med-Tek Corporation, Northbrook, Illinois) bestrichen, die mit Tupfern wieder weggewischt wurde. Mit der leitfähigen Elektrodenpaste (Elefix EEG-Paste, Z-401CE, Nihon Kohden Corporation, Tokyo, Japan) wurden die Elektroden angebracht. Diese wurden mit einem halben Tupfer bedeckt und mit einem Verband (Fixomull® stretch, BSN medical GmbH & Co.KG, Hamburg) festgeklebt. Als Erdelektroden wurden an beiden Oberarmen je eine mit warmem Wasser getränkte Ringelektrode (mit Klettverschluss ummanteltes Stahlband) verwendet.

Es wurden abgeschirmte Kabel verwendet, um Interferenzen mit den anderen elektrischen Geräten zu vermeiden. Zur Lagekontrolle sollten die Probanden Bewegungen ausführen, die die einzelnen Muskeln aktivierten. Bei korrekter Lage der Ableitelektroden konnte für jeden Muskel ein EMG abgeleitet werden. Zudem musste darauf geachtet werden, dass der Proband die Extremität so weit wie möglich relaxierte; eine flache Grundlinie konnte so im EMG beobachtet werden.

VIII.2. Registrierung des Probandenkopfes

Zur Neuronavigation wurde ein auf einer Gebiss-Schiene angebrachter passiver Reflektorstern mit drei Infrarot-Markern verwendet. In diese Gebiss-Schiene (Miratray Kunststoff-Abdrucklöffel, Fa. Hager & Werken GmbH & Co.KG, Duisburg) wurde eine Abdruckpaste (Express™ Ultra-Light Body, Vinylpolysiloxane, ISO 4823 Typ 3, Fa. 3M Espe AG, Seefeld) eingespritzt, die nach ca. fünf Minuten getrocknet war, sodass von jedem Probanden ein individueller maxillärer Gebissabdruck erstellt werden konnte. Darauf wurde der Reflektorstern montiert (Abb.9).



Abb. 9: Maxilläre Bisschiene mit Reflektorstern

Die passiven Infrarot-Marker konnten mit Hilfe einer Infrarot-Kamera (Polaris Hybrid Position Sensor, Northern Digital Inc.) identifiziert werden. Die Navigationssoftware fusionierte nun das Probanden-MRT mit den Infrarot-Markern, sodass ein Realtime-Arbeitsplatz geschaffen wurde. Mit einem Laser-Pointer – Z-Touch version 2.1 (Fa. BrainLAB, Heimstetten) - wurden nun, wie von Raabe (Raabe, 2001) beschrieben, knöcherne Areale des Probanden, wie z.B. die Augenbrauenwülste, das knöcherne Nasenskelett oder die Jochbögen, abgefahren.

Zur Steigerung der Genauigkeit wurden weitere Punkte der Schädelkalotte, wie z.B. das Nasion, das Mastoid oder einzelne Punkte der Schädelkalotte registriert. Nach Einarbeitung der eben genannten Co-Registrierung wurde an einzelnen Punkten, z.B. Nasenspitze, laterale Orbita, die Genauigkeit der Übereinstimmung der zusammengeführten Daten überprüft (Abb. 10 – Abb. 13) und in den verschiedenen Schnittebenen dargestellt.

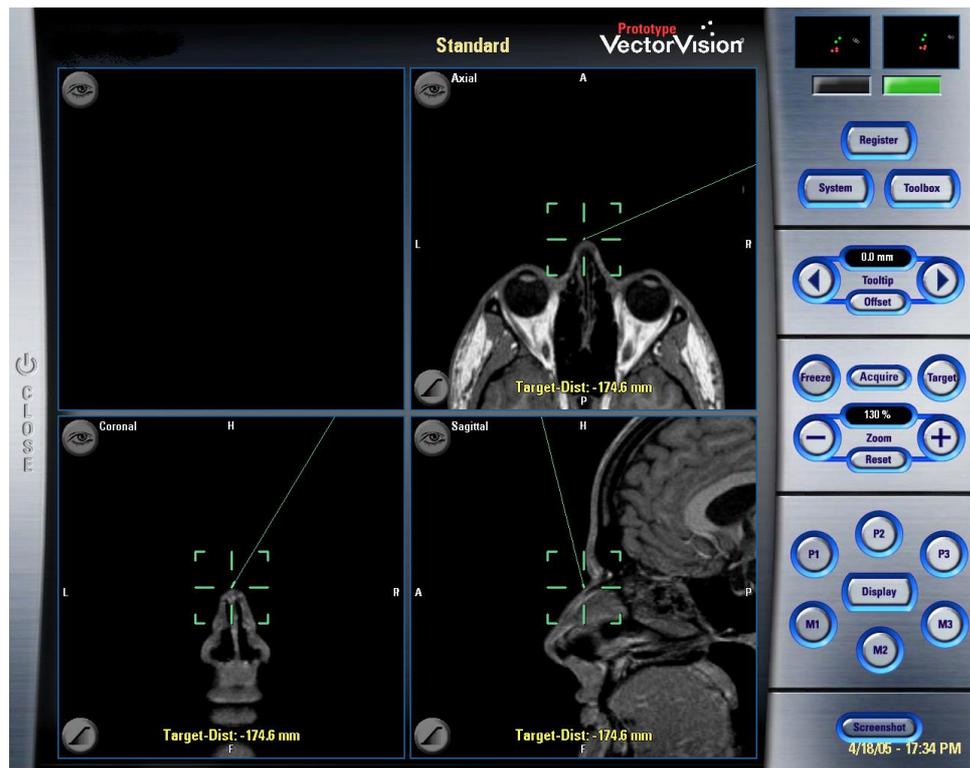


Abb. 10: Überprüfung der Genauigkeit der Übereinstimmung des Datensatzes mit dem realen Kopf, wobei das Fadenkreuz des Laserpointers das Nasion idealerweise berührt

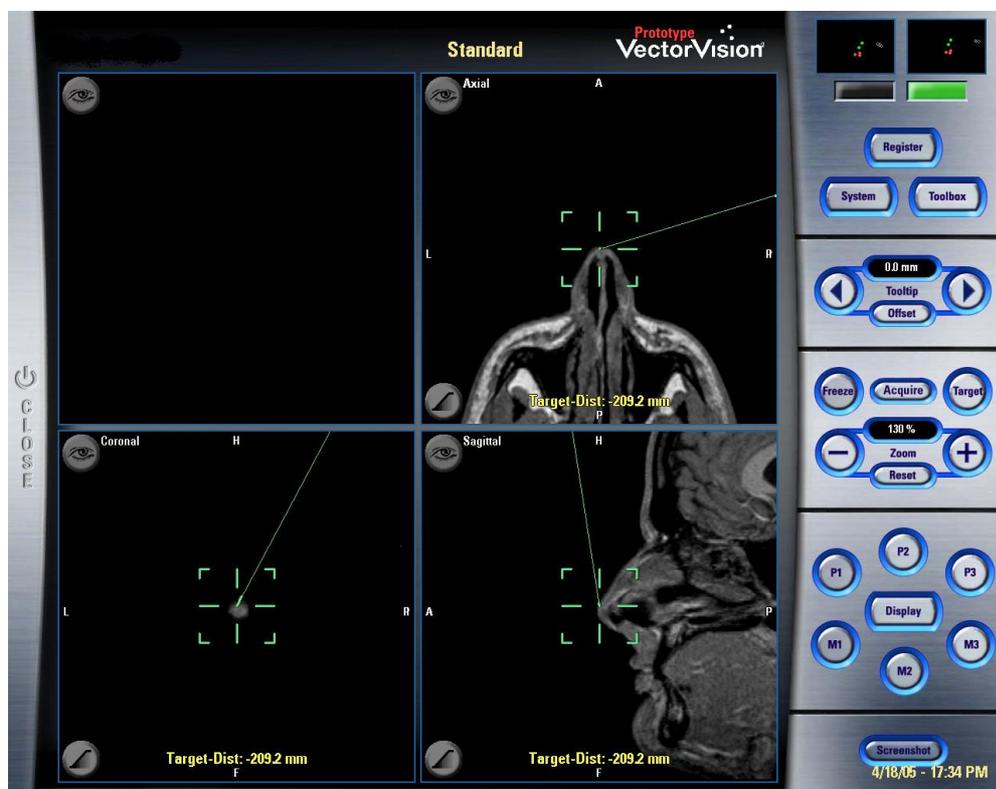


Abb. 11: Überprüfung der Genauigkeit der Übereinstimmung des Datensatzes mit dem realen Kopf, wobei das Fadenkreuz des Laserpointers die Nasenspitze genau identifiziert



Abb. 12: Überprüfung der Genauigkeit der Übereinstimmung des Datensatzes mit dem realen Kopf, wobei das Fadenkreuz des Laserpointers die Schädelkalotte genau berührt

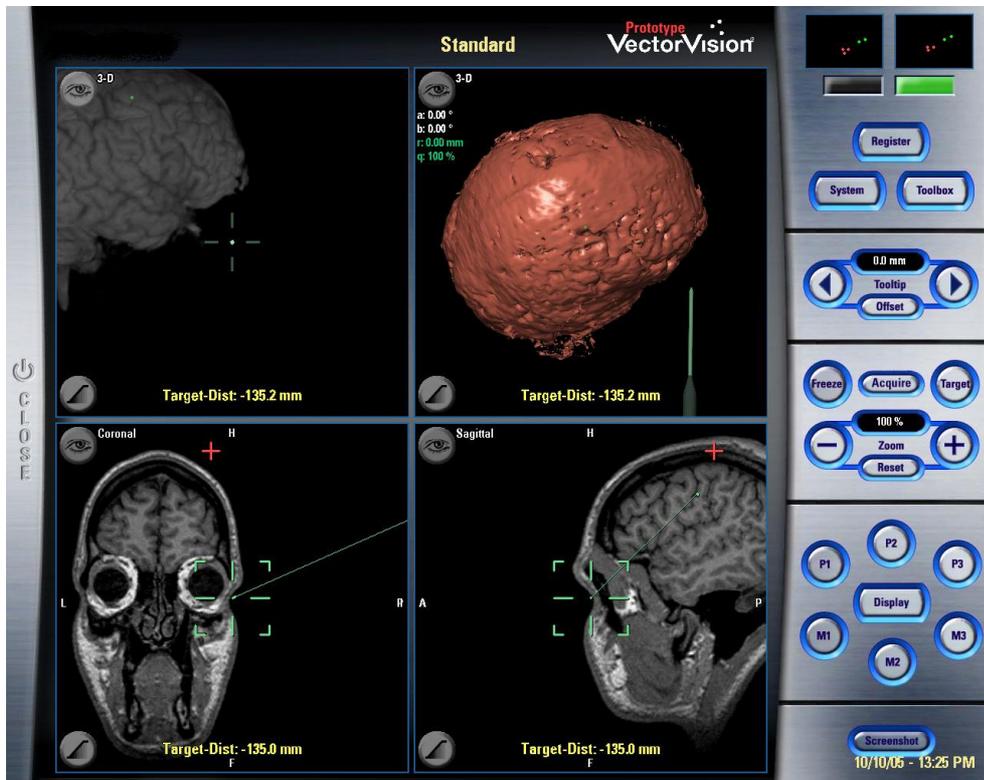


Abb. 13: Überprüfung der Genauigkeit der Übereinstimmung des Datensatzes mit dem realen Kopf, wobei der laterale Augenrand mit dem Fadenkreuz des Laserpointers zusammenpassend dargestellt wird

VIII.3. Schwellenwertbestimmung der ausgewählten Punkte

Um die dem Handareal möglichst naheliegenden Punkte des Gitterpunkterasters herauszufinden, musste eine Schwellenwertbestimmung eines jeden Punktes durchgeführt werden. Da das Raster jedes Probanden im Schnitt aus 24 Punkten bestand und die Stimulation eines jeden den zeitlichen Rahmen gesprengt hätte, wurden vor jeder Untersuchung die unwahrscheinlichsten, vom Sulcus centralis entferntesten Punkte ausgeschlossen (Abb.14).

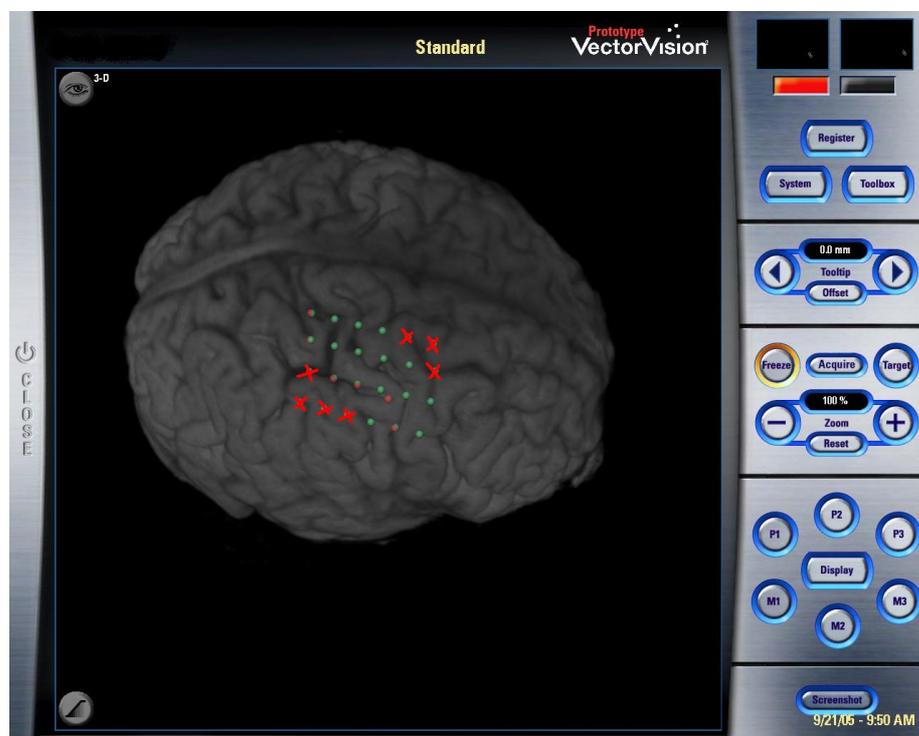


Abb.14: Die von der Stimulation ausgeschlossenen Punkte sind mit X markiert

Die restlichen Punkte wurden mit der Magnetspule angesteuert und mit steigender Intensität stimuliert. Die individuelle Reizschwelle war als die Stimulusintensität definiert, die in dem abgeleiteten EMG eine Reizantwort mit einer Amplitude von mindestens $100\mu\text{V}$ in drei von fünf Stimuli initiierte (nach Mortifee, 1994, Caramia, 1991).

Diejenigen drei Punkte mit den niedrigsten Schwellenwerten wurden für die weitere Versuchsreihe verwendet.

In den Versuchen wurde eine Intensität appliziert, die 10% über der des Schwellenwertes lag.

VIII.4. Versuchsablauf

VIII.4.1. Allgemeines

In der unten stehenden Abbildung wird schematisch dargestellt, dass sich die Magnetspule sowohl in der x-Ebene (= Horizontalachse) als auch in der y-Ebene (= Longitudinalachse) verkippen lässt. Drehungen um die z-Achse waren prinzipiell möglich, wurden aber vernachlässigt, da die dorsale Ausrichtung des Spulenschaftes vorausgesetzt wurde. Grund hierfür waren die Untersuchungen von Meyer et al., die ergeben haben, dass niedrigere Stimulationsintensitäten benötigt werden, wenn die Spulenströme über dem Vertex von vorne nach hinten und damit die induzierten Ströme von hinten nach vorne verlaufen (Meyer et al., 1991).

In den Versuchen wurde eine Ausgangssituation der Spulenhaltung ohne Verkippung gefolgt von Verkippungen um jeweils 10° und 20° in der x- bzw. y-Achse verwendet. Je Versuchsmethode wurde jeder der drei ausgewählten Punkte in folgenden sechs Verkippungswinkelkombinationen stimuliert:

$$\alpha/\beta \quad 0^\circ/0^\circ, 10^\circ/0^\circ, 20^\circ/0^\circ, 0^\circ/10^\circ, 0^\circ/20^\circ, 0^\circ/0^\circ.$$

Verkippung um die y – Achse = α

Verkippung um die x – Achse = β

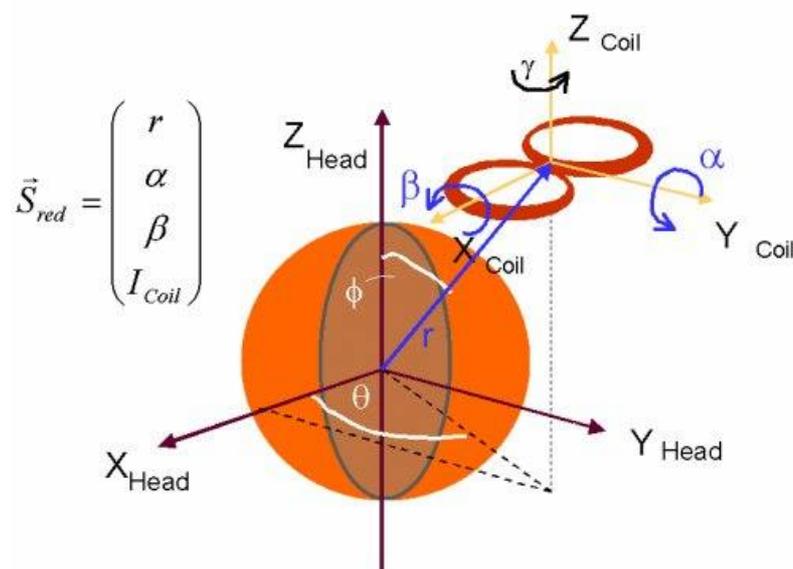


Abb.15: Schematische Darstellung der Achsen in Bezug zu einem idealisierten Kopf zur Erläuterung der verschiedenen Verkippungsmöglichkeiten

Bei jeder Verkippungskombination wurden die einzelnen Punkte 20mal hintereinander stimuliert, sodass bei jedem Probanden insgesamt etwa 360 Stimulationen durchgeführt wurden.

Wie unter Kapitel II.2. erläutert, wurden zwei Versuchsansätze untersucht, die unter VIII.4.3. und VIII.4.4 näher beschrieben werden sollen.

VIII.4.2. Neuronavigation

Um den ausgewählten zu stimulierenden Punkt präzise anvisieren zu können, muss er zunächst bearbeitet werden. Dazu verwendeten wir ein spezielles Neuronavigationsprogramm (VectorVision² Cranial 6.0, BrainLAB AG, Heimstetten, Germany).

Eine imaginäre Kugel (=Sphere) musste der virtuellen Gehirnoberfläche (Durchmesser ~80mm) so angepasst werden, dass beide in axialer, koronarer und sagittaler Ebene konvergierten.

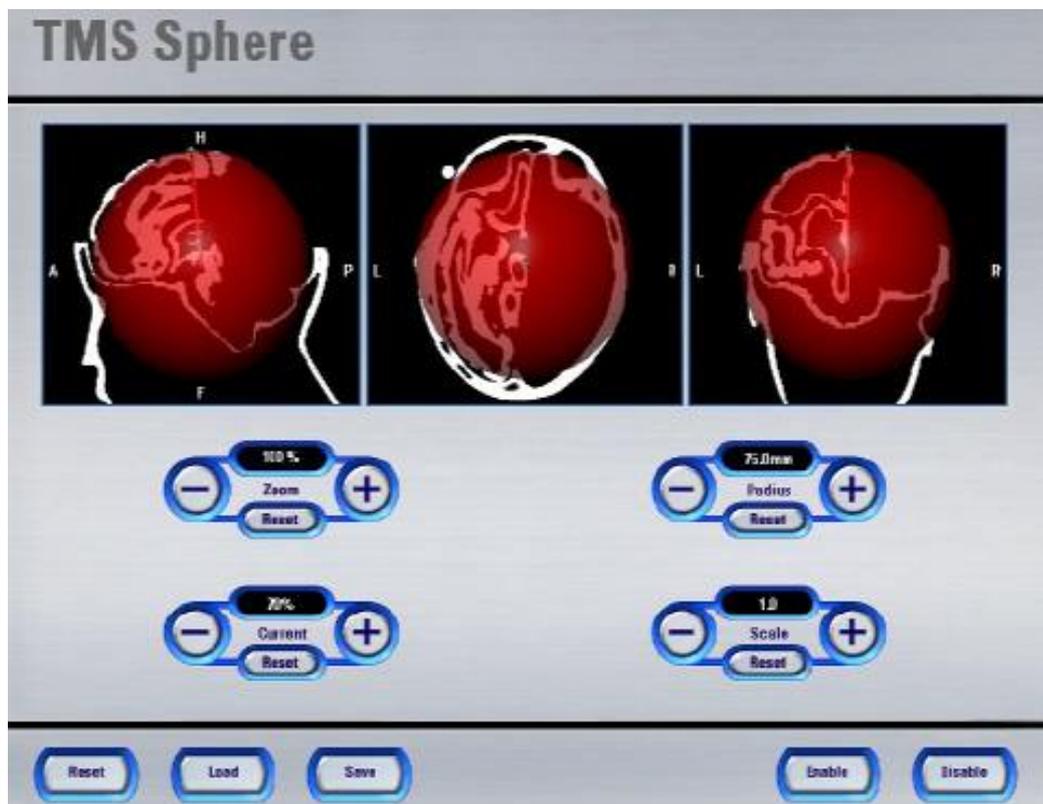


Abb.16: Anpassung der Sphäre an die Gehirnoberfläche

Rote Linie: Verbindungslinie Kugelmittelpunkt – Stimulationspunkt (= Lotrechte)

Grüner Punkt: Stimulationspunkt

Für jeden Stimulationspunkt musste auf diese Weise eine optimale Sphere angeglichen werden, damit für jeden Punkt die Lotrechte definiert werden konnte.

So erhielt man für jeden zu stimulierenden Punkt einen klaren Bezug des Stimulationspunktes im Verhältnis zu seiner Umgebung.

Des Weiteren zeigt die Software die α - und die β -Winkelverkipungen in dezimaler Genauigkeit an, so dass wir auf einen Grad Genauigkeit den Punkt mit seinen Verkipungskombinationen stimulieren konnten (Abb.17).

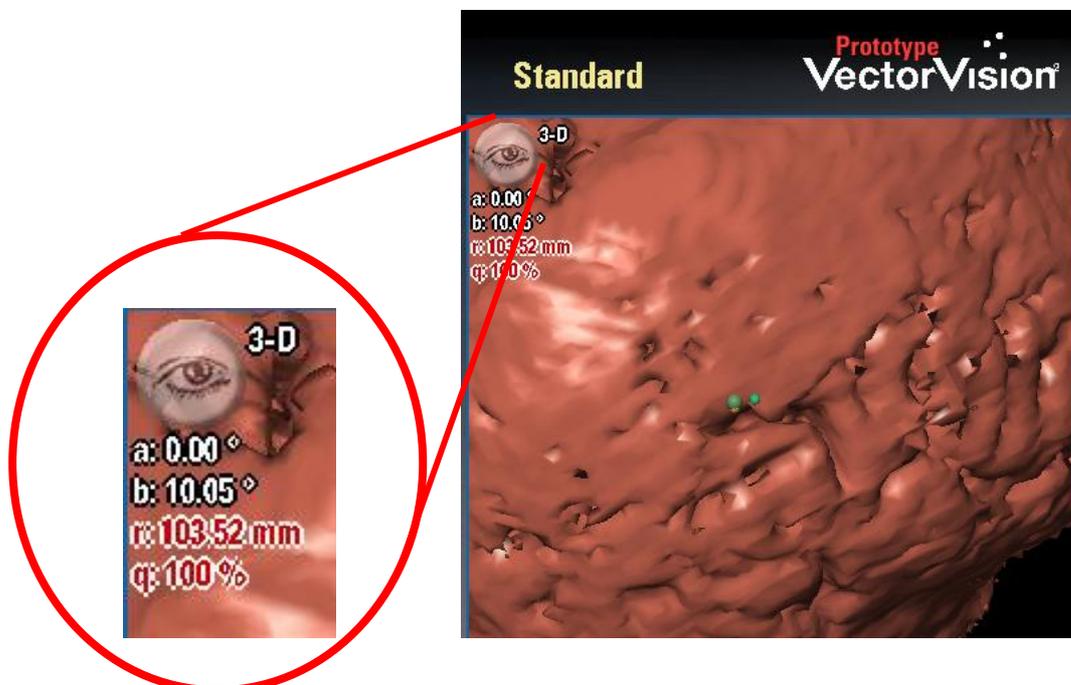


Abb. 17: Anzeige der Verkipungswinkel α und β im linken oberen Eck einer jeden Darstellung, als Vergrößerung herausgehoben

In den oberen beiden Feldern der Abb.18 erkennt man die Gehirnoberfläche mit dem zu stimulierenden Punkt nebst umliegendem näherem Areal.

In den beiden unteren Feldern, Schnittbilder des MRT in der koronaren (links) bzw. sagittalen (rechts) Ebene, lassen sich gut die Relation des Stimulationspunktes zum Probandenkopf darstellen.

In der Software ist der zu stimulierende Punkt mit einem grünen Punkt gekennzeichnet (Abb. 18). Derjenige Punkt, der das Lot aus der Mitte der

Magnetspule darstellt, ist ebenfalls grün markiert, der Punkt, der sich durch die Berechnung der Software als Energieschwerlast darstellt, ist gelb markiert.

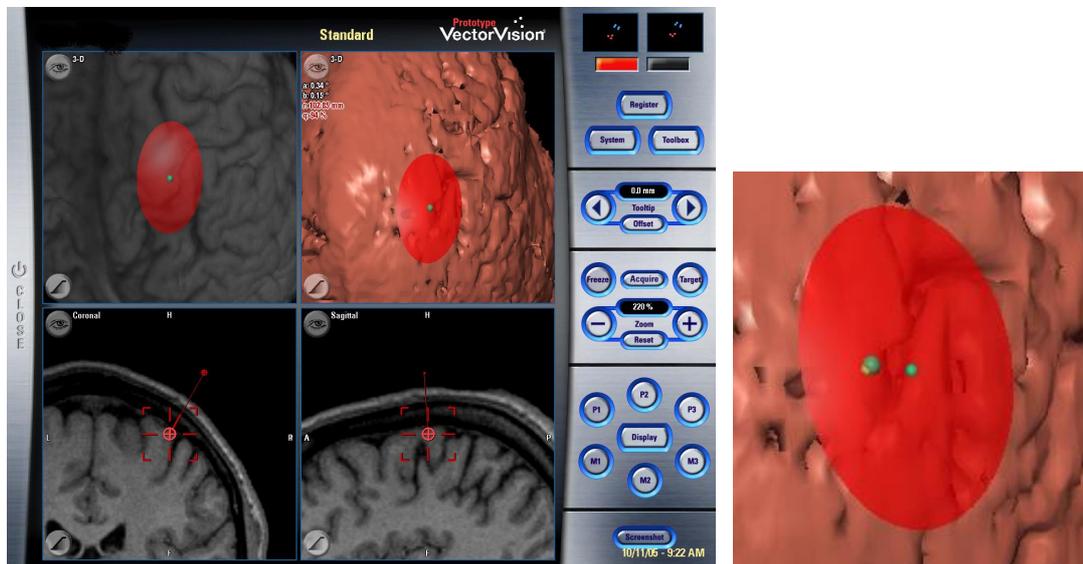


Abb.18: Zu stimulierender Punkt in der Verkippungskonstellation 0°

Kleiner Ausschnitt: großer grüner Punkt = Stimulationspunkt

kleiner grüner Punkt = Punkt der Lotrechten

gelber Punkt = Punkt der maximalen Energieschwerlast

VIII.4.3. Versuch I

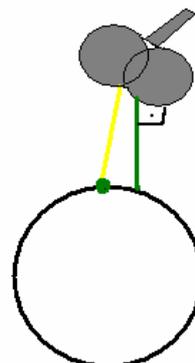
Bei dem ersten Versuch wurde die Magnetspule so platziert, dass sich die von der Spule berechnete Energieschwerlast auf den zu stimulierenden Punkt projizierte (siehe Abb.19), d.h. in der Bilddarstellung musste der kleine gelbe Punkt unter dem großen grünen Punkt zu liegen kommen.

Abb.19: Schema zu Versuch

Gelbe Linie: Energieschwerlast

Grüne Linie: Lotrechte

Grüner Punkt: zu stimulierender Punkt



Betrachtet man Abb.20, so kann man keinen gelben Punkt erkennen, da er vollständig unter dem zu stimulierenden Punkt (großer grüner Punkt) liegt.

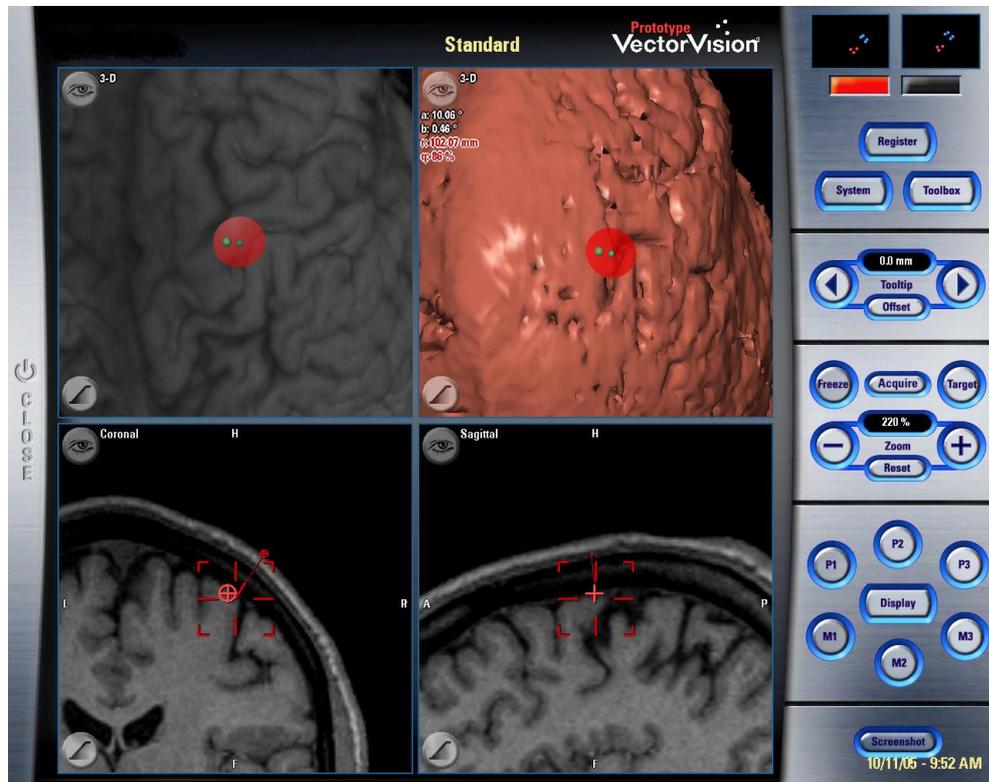


Abb.20: Verkippungswinkel 10° bei Versuch I: optimale Einstellung

Im Unterschied hierzu liegt in Abb.21 nicht nur eine andere Verkippungskombination vor, sondern auch eine deutlich unpräzise Antizipation des zu stimulierenden Punktes, erkennbar an den unteren zwei Feldern: das Fadenkreuz stellt sich im linken Feld zu weit nach außen unten dar, im rechten Feld zu weit unten. In solchen Fällen wurde die Spuleneinstellung solange optimiert, bis ein ausreichendes Ergebnis wie in Abb.20 zustande kam.

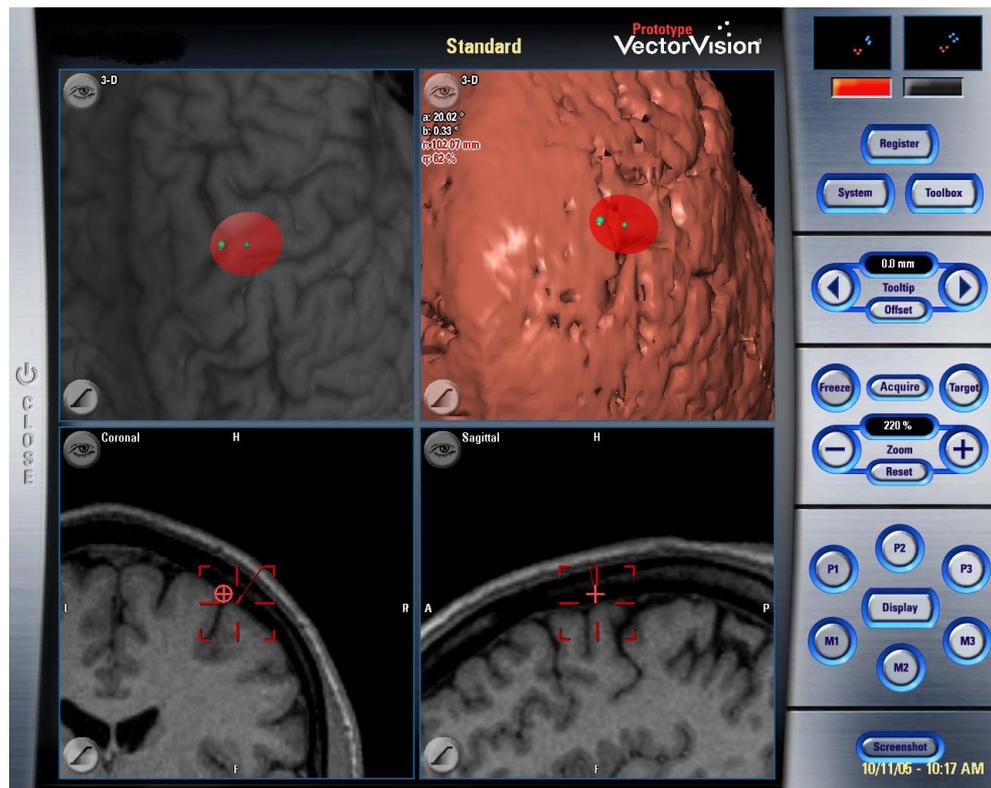


Abb.21: Verkippungswinkel $20^{\circ}/0^{\circ}$

VIII.4.4. Versuch II

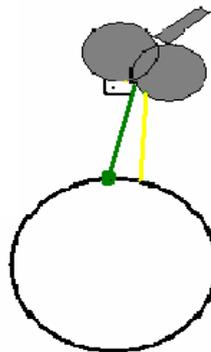
Im Gegensatz zum Versuch I wurde in dieser Versuchsreihe die Magnetspule so angelegt, dass das Lot aus der Mitte der beiden Ringe der figure – of – eight - Magnetspule sich direkt auf den zu stimulierenden Punkt projizierte (Abb.22). In der errechneten Navigation muss nunmehr der kleine grüne Punkt unter dem großen grünen zu liegen kommen, der kleine gelbe Punkt ist zu sehen.

Abb.22: Schema zu Versuch II

Gelbe Linie: Energieschwerlast

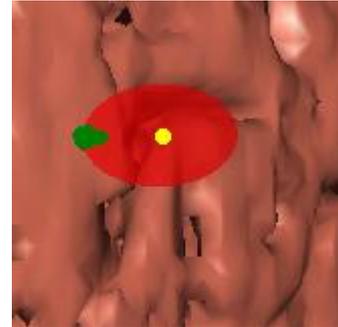
Grüne Linie: Lotrechte

Grüner Punkt: zu stimulierender Punkt



Betrachtet man folgende vergrößerte Abbildung 23, so läßt sich der kleine grüne Punkt nicht mehr vollständig darstellen, der gelbe dagegen ist deutlich zu erkennen. Das heißt, dass die Magnetspule direkt im Lot über dem zu stimulierenden Punkt steht, die maximale Energieschwerlast dagegen projiziert sich ein paar Millimeter neben diesem.

Abb.23: Darstellung des Versuch II anhand eines Bildauszuges
Großer grüner Punkt: zu stimulierender Punkt
Kleiner grüner Punkt: Lotrechte
Kleiner gelber Punkt: Energieschwerlast



Im Vergleich zu der erstgenannten Methode im Versuch I konnte Versuch II relativ leicht und rasch durchgeführt werden. Anhand der unteren beiden Felder der Navigationssoftware (sagittale und frontale Ebene, Abb.24) ließen sich die zu stimulierenden Punkte rasch und ohne großen Korrekturbedarf anvisieren und stimulieren.

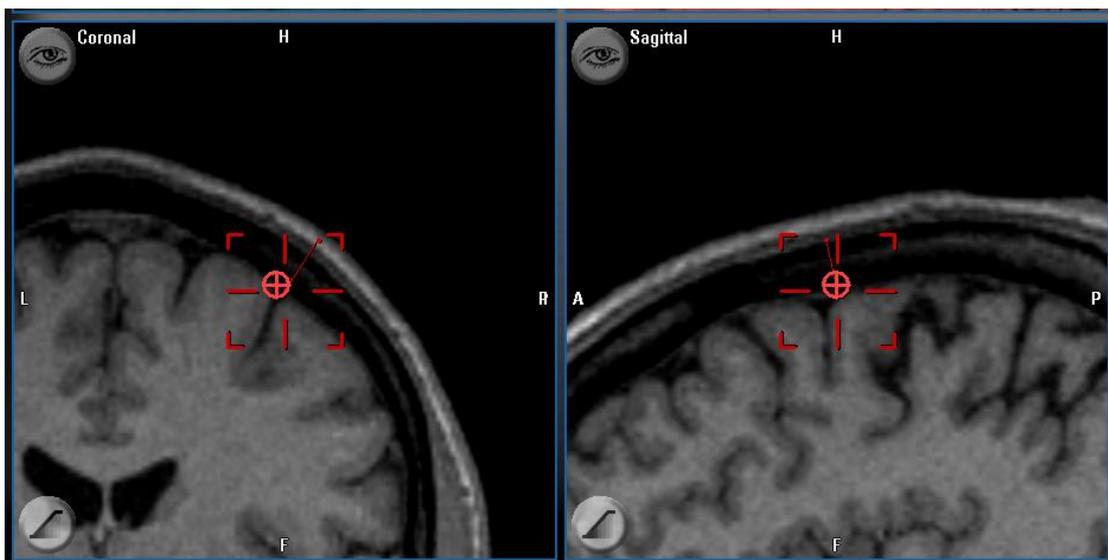


Abb.24: links koronare, rechts sagittale Ebene, die zum korrekten Anvisieren der Magnetspule herangezogen wurden

IX. Ergebnis

IX.1. Versuch I

Festzustellen ist, dass Stimulationen mit identischer Stimulationsintensität bei verschiedenen Verkippungswinkeln unterschiedlich große Amplituden der Reizantworten des jeweiligen Zielmuskels auslösen. Die erzielten MEP des M. flexor carpi ulnaris ließen sich im Schnitt mit einer geringeren Reizintensität auslösen als die des M. abductor pollicis brevis (siehe Diagramme Abb.26 – 29).

Tabelle 3: Schema nach Auswertung durch Tukey-HSD und Scheffé

Test	Verkippungskombination	Homogene Amplituden			
Tukey-HSD	0°/ 20°	341.9183			
	20°/ 0°		454.5511		
	10°/ 0°			607.8981	
	0°/10°			611.5462	
	0°/ 0° (Re-Test)				679.8938
	0°/ 0°				693.5032
	Signifikanz	1.0	1.0	1.0	0.992
Scheffé	0°/ 20°	341.9183			
	20°/ 0°		454.5511		
	10°/ 0°			607.8981	
	0°/ 10°			611.5462	
	0°/ 0° (Re Test)			679.8938	679.8938
	0°/ 0°				693.5032
	Signifikanz	1.0	1.0	0.084	0.997

Aus oben stehender Tabelle 3, der Zusammenfassung des posthoc-Testes nach Tukey-HSD und Scheffé, lässt sich ableiten, dass ähnliche Verkippungen etwa gleich große Amplituden hervorbringen (siehe verschiedenfarbig hervorgehobene Ziffern).

So weisen die Versuche mit den Verkippungswinkeln von α/β je 0° nahezu identische Amplituden auf (rot unterlegte Ziffern).

Die Versuche mit den Verkippungswinkeln α/β $10^\circ/0^\circ$ und $0^\circ/10^\circ$ haben etwa gleiche Amplituden (blau unterlegt), wohingegen die Verkippungswinkel α/β $20^\circ/0^\circ$ (lila unterlegt) und α/β $0^\circ/20^\circ$ (grün unterlegt) sich in ihren Amplituden deutlich unterscheiden.

Vergleicht man die verschiedenen Verkippungswinkel einzeln miteinander, lassen sich hierzu folgende Aussagen machen:

Tabelle 4: Signifikanzunterschiede bei der Auswertung nach Tukey-HSD und Scheffé in Abhängigkeit vom Verkippungswinkel

Test	Ausgangsverkippung	Verkippungskombination	Signifikanz
Tukey-HSD	$0^\circ/0^\circ$	$10^\circ/0^\circ$	0.003
		$20^\circ/0^\circ$	0.00
		$0^\circ/10^\circ$	0.005
		$0^\circ/20^\circ$	0.00
		$0^\circ/0^\circ$	0.992
Scheffé	$0^\circ/0^\circ$	$10^\circ/0^\circ$	0.18
		$20^\circ/0^\circ$	0.00
		$0^\circ/10^\circ$	0.28
		$0^\circ/20^\circ$	0.00
		$0^\circ/0^\circ$	0.997

Es können signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) in der Reizantwort zwischen dem Verkippungswinkel α/β $0^\circ/0^\circ$ und jeweils den anderen Verkippungswinkeln herausgehoben werden, wohingegen kein signifikanter Unterschied zu dem Kontrollversuch mit der gleichen Verkippung vorliegt (fett unterlegt). Werden die statistischen Tests Tukey-HSD und Scheffé miteinander verglichen, so gibt es keine relevanten Unterschiede in ihren Aussagen.

Die folgend aufgeführten Diagramme stellen für jeweils einen stimulierten Punkt die Reizamplituden der verschiedenen Verkippungswinkel und den unterschiedlichen Reizmuskeln dar.

Um deutlicher darzustellen, welcher Stimulationspunkt zu den jeweiligen Reizantworten führt, sind in der nachfolgenden Abb. 25 die Stimulationspunkte farblich markiert. Dabei ist klar zu erkennen, dass Punkt 2 vor, die Punkte 1 und 4 auf und der Punkt 3 hinter dem Sulcus centralis liegen.

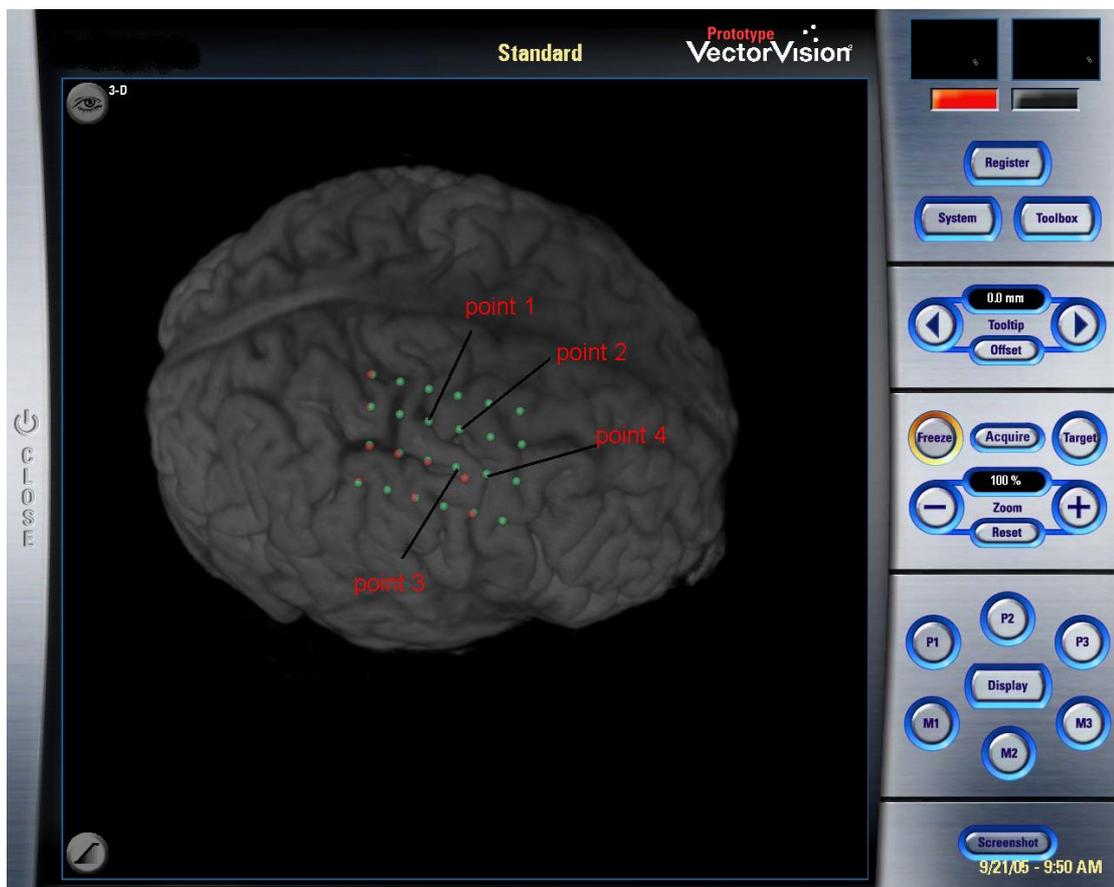


Abb. 25: Stimulierte Punkte

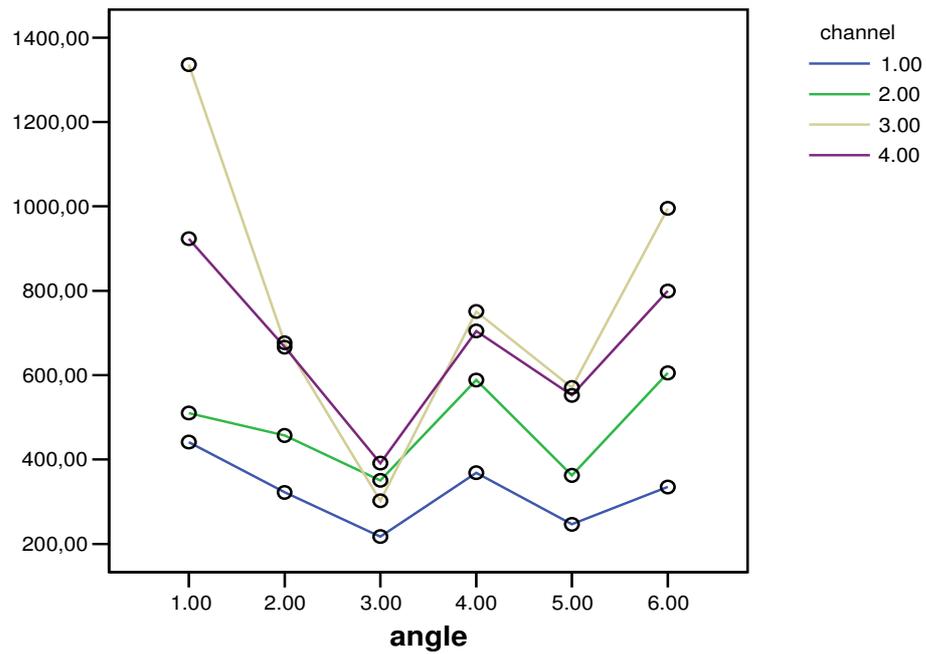


Abb.26: Diagramm des ersten stimulierten Punktes,
 x-Achse: die jeweiligen Verkippungswinkelkombinationen wie in Tab.3 erläutert,
 y-Achse: Größe der Reizamplitude der Muskelantwort,
 channel: die vier abgeleiteten Muskeln;

blau: M. flexor carpi ulnaris, grün: M. extensor carpi ulnaris,
 gelb: M. abductor pollicis brevis, lila: M. abductor digiti minimi

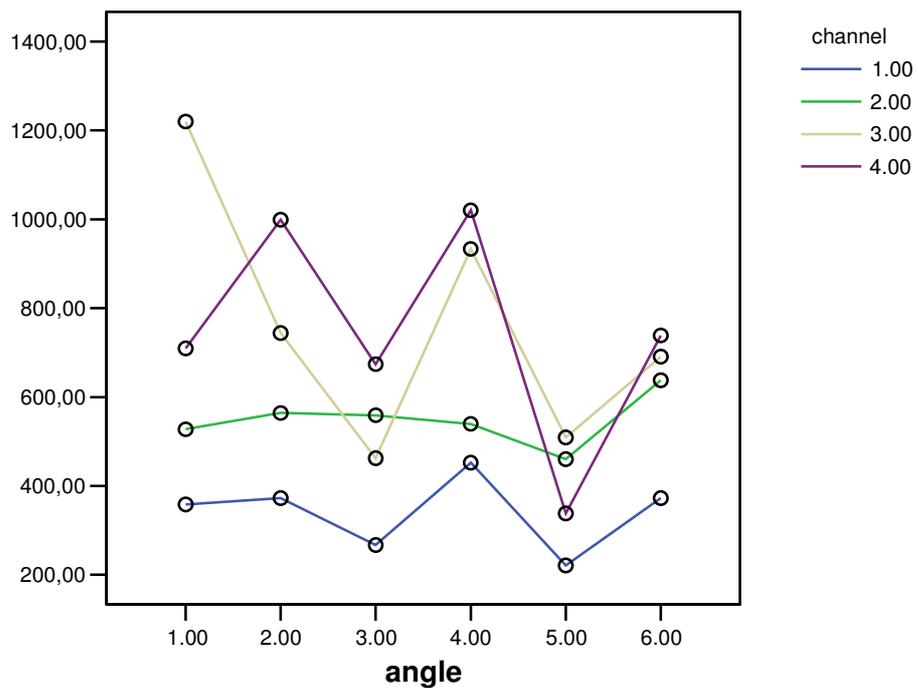


Abb.27: Diagramm des zweiten stimulierten Punktes

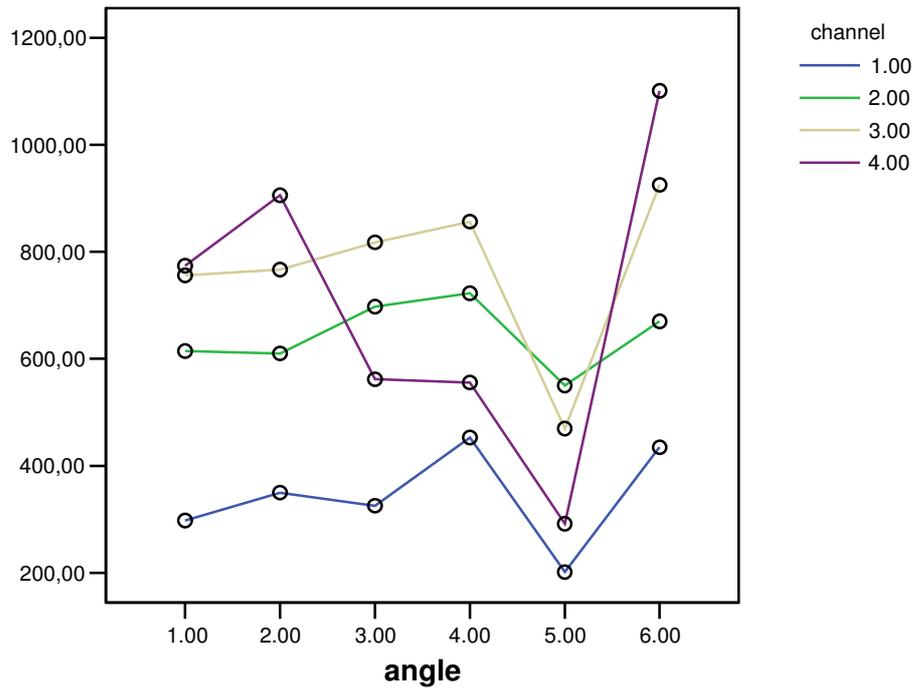


Abb.28: Diagramm des dritten stimulierten Punktes

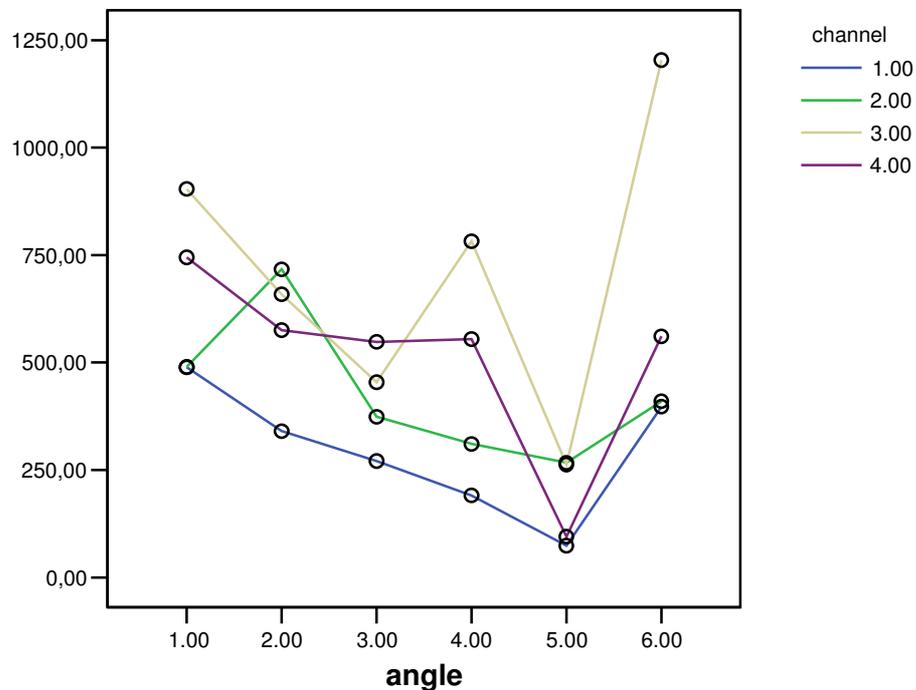


Abb.29: Diagramm des vierten stimulierten Punktes

In allen vier Diagrammen zeigen die MEP - Amplituden ein Minimum bei der Verkippungskombination α/β 0°/20°. Dies deutet darauf hin, dass durch diese

Verkipfung das zu stimulierende Muskelareal auf dem Kortex nicht mehr vollständig getroffen wird.

Ein ähnlicher, etwas schwächer ausgeprägter Tiefpunkt kann für die Verkipfung α/β 20%/0° figuriert werden. Dadurch, dass jeder Stimulationspunkt die gleichen relativen Tiefpunkte aufweist, muss davon ausgegangen werden, dass es sich nicht um ein zufälliges Artefakt handelt, zumal bei jedem Probanden in geringfügiger Aberration diese Tiefpunkte abzuleiten waren.

Wertet man die vier stimulierten Punkte gemeinsam aus und stellt sie in einem Diagramm dar, findet man die gleiche Konfiguration mit seinen zwei Tiefpunkten wie in den Einzeldiagrammen.

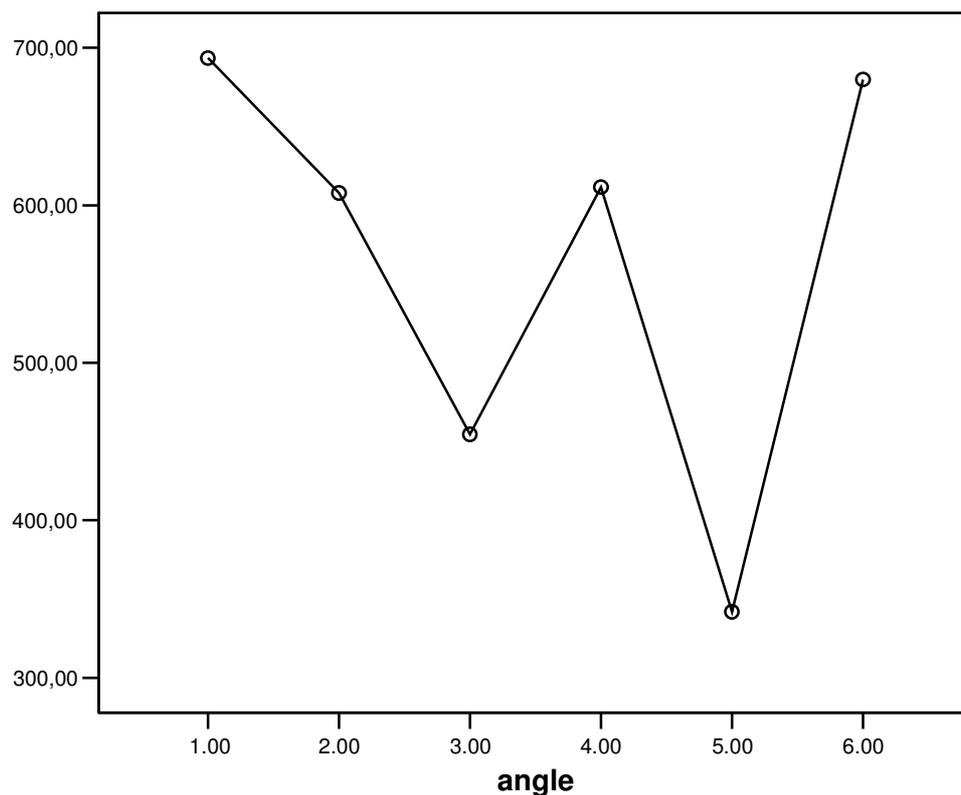


Abb.30: Gemittelte Darstellung der vier stimulierten Punkte

IX.2. Versuch II

Tabelle 5: Schema nach Auswertung durch Tukey-HSD und Scheffé

Test	Verkippungskombination	Homogene Amplituden			
Tukey-HSD	0°/20°	33.7044			
	20°/0°		786.6860		
	10°/0°			942.6812	
	0°/10°			944.1653	
	0°/0° (Re-Test)			989.7988	989.7988
	0°/0°				1074.6568
	Signifikanz	1.0	1.0	0.842	0.266
Scheffé	0°/20°	33.7044			
	20°/0°		786.6860		
	10°/0°			942.6812	
	0°/10°			944.1653	
	0°/0° (Re Test)			989.7988	
	0°/0°			1074.6568	
	Signifikanz	1.0	1.0	0.05	

Analog den Versuch I – Versuchen führen verschiedene Verkippungswinkel bei identischer Stimulationsintensität zu unterschiedlich großen Amplituden der evozierten Muskelantwort.

Dabei lässt sich aus Tabelle 5 entnehmen, dass nicht nur die Verkippungen α/β 0°/0° (rot unterlegte Ziffern) ähnlich große Amplituden hervorbringen. Die Verkippungen im 10°-Winkel lassen sich mit ihren Amplituden zusammen mit den Verkippungen 0°/0° gänzlich in eine Gruppe einteilen.

Die Verkippungen der 20°-Winkel (lila und grün unterlegt) hingegen bilden jeweils eine Gruppe für sich.

Werden wiederum die zwei statistischen Tests untereinander verglichen, so können auch in dieser Versuchsreihe keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

Tabelle 6: Signifikanzunterschiede bei der Auswertung nach Tukey-HSD und Scheffé in Abhängigkeit vom Verkippungswinkel

Test	Ausgangsverkippung	Verkippungskombination	Signifikanz
Tukey-HSD	0% 0°	10% 0°	0.013
		20% 0°	0.011
		0% 10°	0.00
		0% 20°	0.00
		0% 0°	0.266
Scheffé	0% 0°	10% 0°	0.055
		20% 0°	0.05
		0% 10°	0.00
		0% 20°	0.00
		0% 0°	0.468

Wie schon in der Versuchsreihe nach Versuch I bestehen signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zwischen der Einzelbetrachtung der Verkippungskombination α/β 0%/0° zu den anderen Verkippungskombinationen, wobei auch hier jeweils kein signifikanter Unterschied zu der Kontrolluntersuchung α/β 0%/0° vorliegt (fett unterlegt).

Folgend sind Diagramme zu den nach Versuch II stimulierten Punkten mit ihren Reizamplituden und Reizmuskeln dargestellt. Es werden dieselben Punkte wie in Versuch I stimuliert.

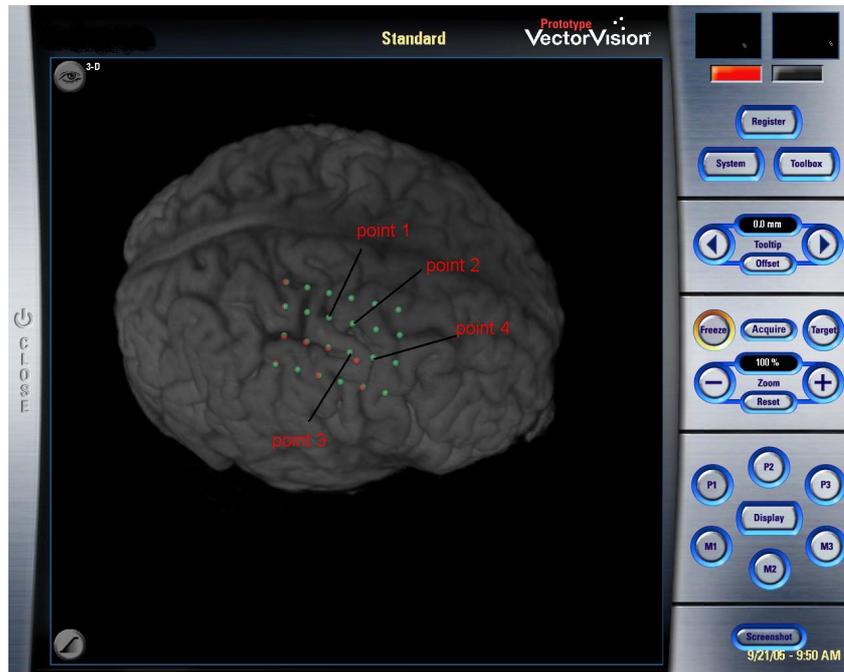


Abb.31: Stimulierte Punkte

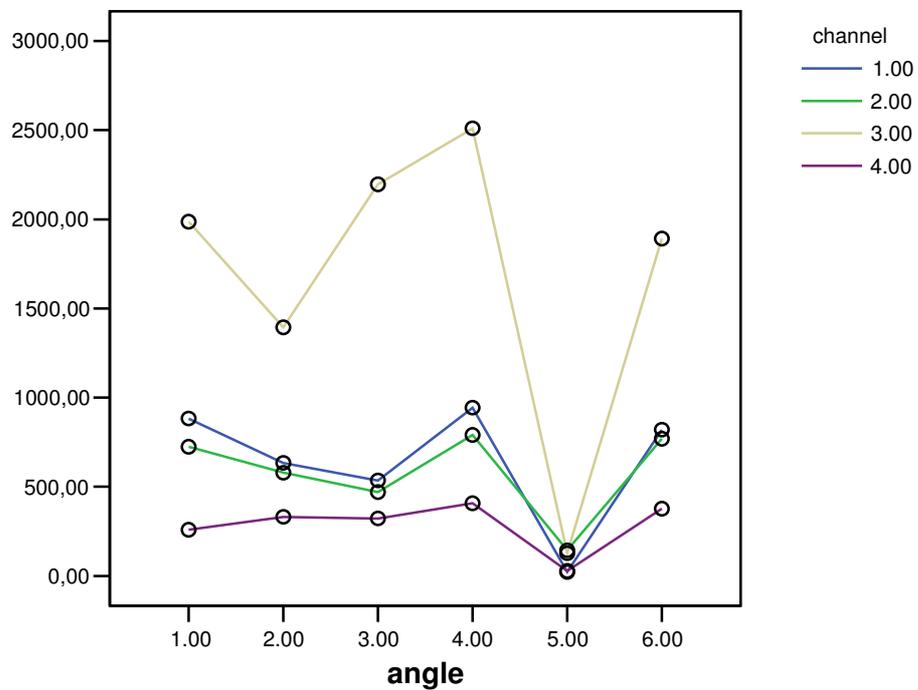


Abb.32: Diagramm des ersten stimulierten Punktes,

Achse: die jeweiligen Verkippungswinkel, y-Achse: Amplitude,
 channel: die unterschiedlich abgeleiteten Muskeln;
 blau: M. flexor carpi ulnaris, grün: M. extensor carpi ulnaris,
 gelb: M. abductor pollicis brevis, lila: M. abductor digiti minimi

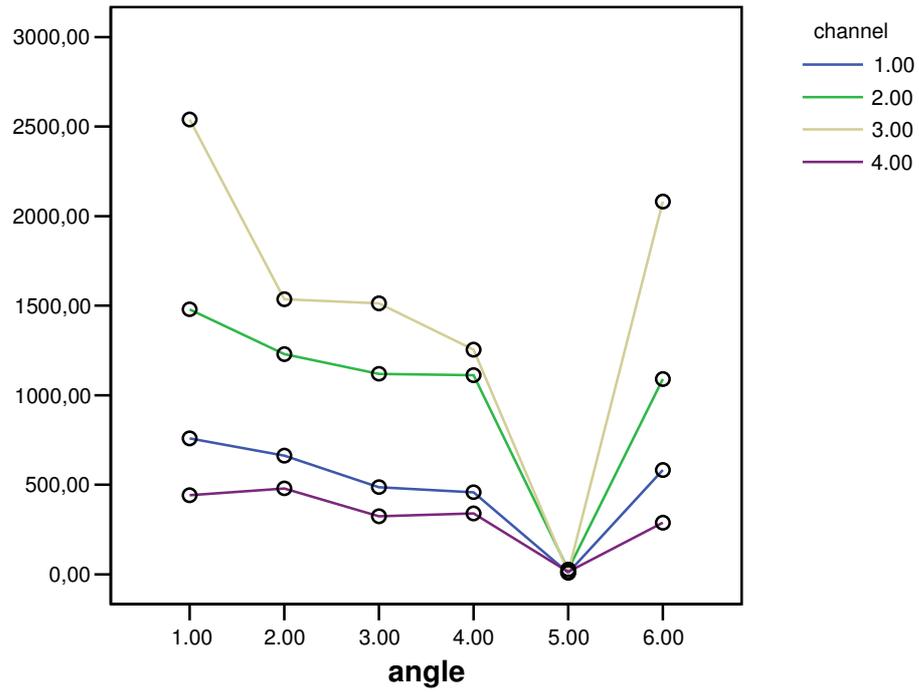


Abb.33: Diagramm des zweiten stimulierten Punktes

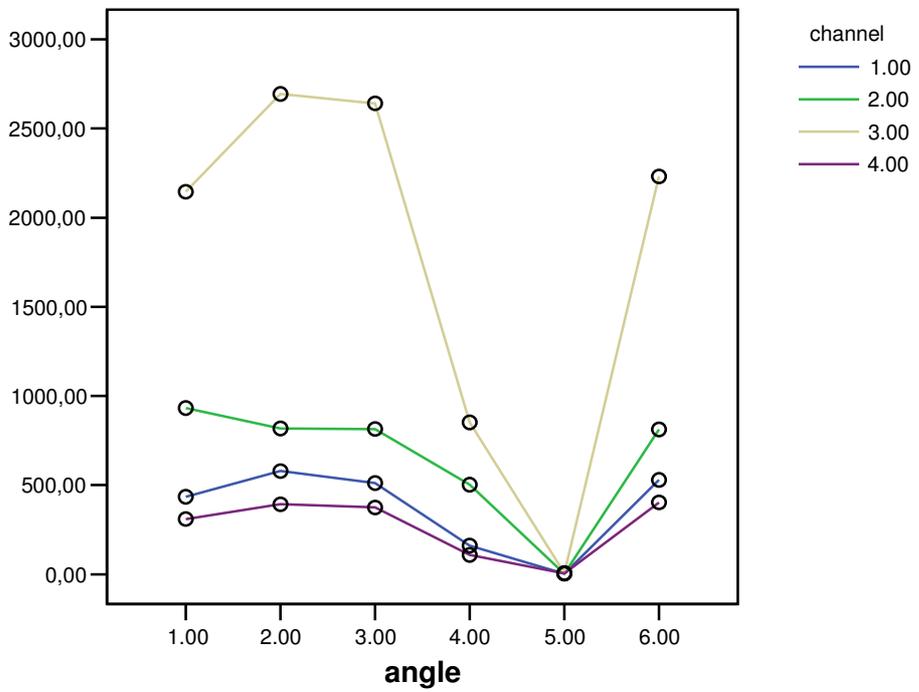


Abb.34: Diagramm des dritten stimulierten Punktes

Bei allen stimulierten Punkten gibt es einen Tiefpunkt bei der Verkippung α/β $0^\circ/20^\circ$, der wiederum bei jedem zu stimulierendem Muskel nachzuweisen ist. Bei jedem Punkt lassen sich Reizantworten sowohl des M. flexor carpi ulnaris als auch des M. abductor digiti minimi mit nur geringen Amplituden auslösen.

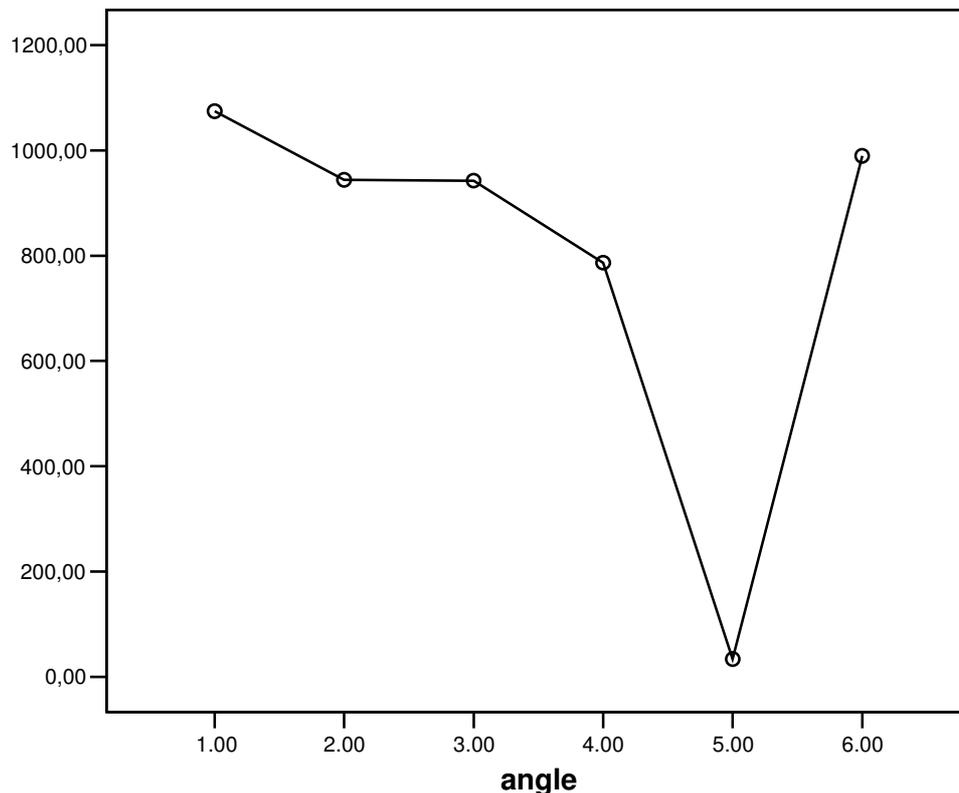


Abb.35: Gemittelte Darstellung der vier stimulierten Punkte

Wie in den Einzeldiagrammen (Abb. 32-34) läßt sich in diesem zusammengefassten Diagramm (Abb. 35) die gleiche Struktur mit nur einem Tiefpunkt bei α/β $0^\circ/20^\circ$ erkennen.

Die auf den vorherigen Seiten dargestellten Diagramme und Tabellen, die auszugsweise von einem Probanden bestehen, stehen beispielhaft für die Ergebnisse der anderen Probanden. Die Auswertungen ergeben für Versuch I die gleichen Konstellationen. Auch bei Versuch II sind die Unterschiede in Bezug auf die Amplitude der Reizantwort nicht signifikant. Unter Kapitel XIII, Tabellen und Abbildungen, lassen sich die Rohdaten der Auswertungen der weiteren Probanden nachschlagen.

X. Diskussion

X.1. Geräte (Stimulator, Spule)

Voruntersuchungen konnten stabile MEP - Amplituden bei wiederholten, definierten Stimulationen (Impulsstärke, Latenzintervall, Stimulationspunkt) zu verschiedenen Zeitpunkten nachweisen. Auch Zeitintervalle über 24 Stunden konnten reliable Ergebnisse bezüglich der Wiederholbarkeit der MEP liefern (Hollerith et al., 2007).

Zu Beginn der 90er Jahre zeigte Cohen auf, dass bei Stimulation mit verschiedenen Spulenkonfigurationen die figure-of-eight-Spulenkonfiguration ein definiertes elektrisches Feld generiert (siehe Abb.4). Dabei ist das Maximum im Zentrum der Spule, d.h. über dem Berührungspunkt beider Einzelspulen, ein weiteres etwas niedrigeres elektrisches Feld entsteht an ihren jeweiligen Außenrändern (siehe Abb.4). Zudem spielt die Schafrichtung der Magnetspule eine wichtige Rolle: bei Messungen im Medium „Luft“ wurde die größte und fokussierendste Feldkomponente in Schafrichtung gemessen.

Bei Kortextstimulationen führen Verkippungen aus der Tangentialebene zu Nebenmaxima des elektrischen Feldes bis auf das Dreifache des Ausgangswertes bei optimaler Spulenpositionierung (Wendicke, 2001).

Die niedrigsten Schwellenwerte im Handareal konnte Di Lazarro bei nach dorsal gerichtetem Schaft, folglich postero-anterioren Induktionsstrom, erzeugen (Di Lazarro, 2004). Bei Untersuchungen verschiedener Autoren wurde immer wieder die Forderung laut, jeder Muskel weise eine individuelle Vorzugsstimulationsrichtung auf (Mills, 1992, Brasil – Neto, 1992, Pascual – Leone, 1994). Somit würde eine ideale Lösung bei paralleler Muskelableitung nicht existieren. In unserem Versuchsaufbau wurde trotzdem stets eine nach dorsal weisende Schafrichtung aufrechterhalten.

Die schon bei Wendicke aufgefallene Zunahme der Nebenmaxima bei Spulenverkippung konnte auch durch diese Arbeit bestätigt werden. Je mehr die Stimulationswinkel aus der Tangentialebene herausgedreht wurden, fielen

deutlich erhöhte Schwellenwerte und deutlich niedrigere MEP - Amplituden auf.

X.2. Neuronavigation

Heutzutage kann man auf ein breites Angebot an räumlichen Vermessungssystemen zurückgreifen, die auf akkuratester Genauigkeit Anspruch erheben. Das Problem hierbei ist, dass die Systeme verschiedener Hersteller wegen der unterschiedlichen Prüfungsprotokolle der Genauigkeitsanalyse schlecht miteinander verglichen werden können, sodass statistische Angaben ebenso nicht gleichgesetzt werden können.

Mögliche Fehlerquelle unseres Versuchsaufbaus kann neben ungenauer Segmentierung, Instabilität der Bisschiene und Fehler bei der Registrierung das von uns benutzte Neuronavigationssystem (Firma Brainlab, Heimstetten, München) sein.

Das Versuchsergebnis wird von der Genauigkeit des Kamerasystems beeinflusst, die von der Größe des Kamerafeldes, dem Abstand Gehirn – Marker sowie der Anzahl verwendeter Marker abhängt. Erst 2004 konnte in einem Vergleich zwischen passiven und aktiven Markersystemen kein signifikanter Unterschied in ihrer Akkuratessse festgestellt werden. Außerdem konnte die qualitative Verbesserung der Positionsbestimmung bei Verwendung mehrsterniger Reflektoren nachgewiesen werden (Wiles et al., 2004).

Das in unserem Versuchsaufbau verwendete Kamerasystem (Northern Digital Inc., Waterloo, Canada) wird mit einem RMS („volume root-meansquare distance error“) von 0,35mm für Einzelmarker charakterisiert. Um die Größe des Kamerafeldes bei jedem Probanden möglichst gleich zu halten, legten wir den Abstand folgendermaßen fest: der Abstand des Probanden zur Infrarotkamera wurde solange variiert, bis die Infrarotmarker den Mittelpunkt in der Darstellung der Neuronavigationssoftware bildeten.

Eine weitere Fehlerquelle ist die Co-Registrierung. Die Genauigkeit hängt ab von der Registrierungstechnik und der radiologischen Auflösung. In der Praxis

hat sich die sogenannte Hybridmethode etabliert, bei der die Oberflächenabtastung mittels Infrarotlaser und Punktregistrierungen an den knöchernen Fixpunkten (siehe VIII.2.) miteinander kombiniert wird. Damit kann eine Genauigkeit von $2,4\text{mm} \pm 1,7\text{mm}$ erreicht werden. Interessanterweise verschlechtert sich die Genauigkeit bei occipitaler Registrierung um etwa 1mm im Vergleich zur frontalen Registrierung $1,8\text{mm} \pm 0,8\text{mm}$ (Raabe et al., 2002). Diese Daten wurden zwar in einer intraoperativen Studie mit einem an einer Klemme befestigten Reflektorstern erhoben, konnten dennoch bei Hollerith (Hollerith et al., 2007) unter Verwendung einer maxillären Bisschiene und gleicher radiologischer Auflösung als Referenzgenauigkeit übernommen werden.

Untersuchungen von Adjajian und Singh (Singh, 1997, Adjajian, 2004) an dental befestigten Reflektorsternen bestätigen die Ergebnisse von Hollerith, 2007.

Wie anfangs schon erwähnt, können die Daten zur Systemgenauigkeit nur mit Einschränkung verglichen werden, da diese je nach Hersteller differieren: z.B. gab Herwig 2001 eine Systemgenauigkeit von 1-3mm an, Borojeerdi 1999 dagegen eine von 1-5mm.

X.3. MEP und Schwellenwerte

Die MEP galten schon in den frühen Versuchen der TMS als äußerst variabel. Seither wurden diverse Studien zur Ursachenklärung durchgeführt. Die Variabilität aufgrund der Spulenorientierung oder blutdruckbedingten pulssynchronen Hirnverschiebungen konnte ausgeschlossen werden (Ellaway et al., 1998). Interessanterweise zeigen durch TMS abgeleitete MEP stärkere Schwankungen als durch elektrische Stimulation ausgelöste (Day et al., 1989).

Es konnte beobachtet werden, dass mit der Anzahl der Stimuli die Variabilität abnimmt (= Habituation; Brasil-Neto et al., 1992, Classen, 1998).

Classen konnte in seiner Arbeit nachweisen, dass bei der Verwendung von 5 Einzelstimuli der Muskelschwerpunkt des abgeleiteten Muskels (M. interosseus dorsalis I) um durchschnittlich 2mm differiert, bei Verwendung von 10 Einzelstimuli dagegen nur um 1mm. Bei beiden Arbeiten wurde allerdings keine navigierte TMS verwendet.

In unserer Arbeit wurde der Medianwert aus 5 Amplitudenwerten berechnet, wie dies auch von Mills bevorzugt angewendet wurde (Mills, 1999). Zum Einen konnten wir dadurch die MEP – Variabilität etwas einschränken, zum Anderen blieben wir damit auch über den von Brasil – Neto 1992 geforderten 2-3 Stimuli, durch die ein maximaler Fehler von 10% unterschritten werden kann. Zudem konnte der Einfluss von Ausreißerwerten, wie z.B. bei dem häufig hochamplitudigen ersten MEP, reduziert werden. Ähnliche Beobachtungen wurden auch von Levy et al. 1991 gemacht (Levy et al., 1991).

Schon frühere Untersuchungen haben gezeigt, dass kein Zusammenhang zwischen Schwellenwert bzw. MEP - Amplitude und dem Alter oder dem Geschlecht belegt werden kann (Wassermann, 2002). Auch in unserer Arbeit wurde kein Unterschied bezüglich des Geschlechts gefunden. Es wäre anmaßend, zu behaupten, wir hätten ebenfalls keine Unterschiede beim Alter nachweisen können: unsere Probanden waren lediglich zwischen 23 und 35 Jahren. Dennoch konnten wir zwischen diesen keine großen Unterschiede feststellen.

In der Literatur können viele Diskussionen zum Thema Reizschwellenbestimmung und Festlegung der Stimulationsintensität eingesehen werden. Bei der Bestimmung der Reizschwelle können bereits Empfehlungen beschrieben werden. Dagegen ist sich die Literatur bei der Festlegung der Stimulationsintensität uneins: es liegen Empfehlungen zu einer 10% überschwelligen Erregung, 1,2facher Erregung (Classen, 1998) oder auch Entladung mit maximaler Spulenausgangsleistung (Brasil – Neto,

1992) vor. Theoretischen Berechnungen von Hollerith 2007 zufolge, ist eine dem individuellen Schwellenwert nahe gelegene Stimulationsintensität zu wählen, um eine optimale Fokussierung zu erreichen. Diese Meinung wird nur durch wenige Literaturangaben unterstützt. Die Mehrheit plädiert für deutlich überschwellige Stimulationsintensitäten, da dadurch auch proximal gelegene Muskeln ausreichende MEP – Amplituden zeigen. Da in unserer Arbeit vor allem Hand- und Unterarmmuskeln abgeleitet werden, schlossen wir uns Hollerith´s Überlegungen an.

X.4. Datenvergleich

Nach Abschluss unserer Versuchsreihe erschienen weitere Publikationen zur nTMS und zur Genauigkeit der Darstellung. Dennoch können diese Daten in den meisten Fällen mit denen in vorliegender Arbeit herausgestellten Daten nicht direkt verglichen werden. Oftmals gründen die Daten dieser Studien zum Einen auf herangezogene funktionelle MRT und zum Anderen werden keinerlei Angaben zur Verkippung der Stimulationsspule

angeführt (Leocani et al., 2000, McMillan et al., 2006, Stinear et al., 2006). Jedoch konnte bei allen Arbeiten beobachtet werden, dass trotz Verwendung der fokussierenden figure-of-eight-Spule nicht nur der gewünschte zu untersuchende Muskel stimuliert wurde, sondern ebenso benachbarte Muskeln bzw. Muskelgruppen.

Die gleichen Beobachtungen konnten in dieser Arbeit gemacht werden.

Bis dato wurden wenige Studien zur Auswirkung von Spulenverkippungen auf die MEP veröffentlicht. Es wurden zwar Hinweise bezüglich der unterschiedlichen Amplituden bei verschiedenen Spulenverkippungen beschrieben, diese lassen sich aber nicht eindeutig spezifizieren (Conforto et al., 2004). In dessen Studie wurde zum Einen keine nTMS verwendet, zum Anderen wurden keine spezifischen Spulenverkippungen untersucht, sodass in dieser Hinsicht kein Vergleich zu unserer Arbeit gemacht werden kann.

Veränderungen der Spulenorientierung in der z-Achse führen auch zu unterschiedlich hohen MEP (Dubach et al., 2004). Das allerdings liegt an der Richtung des Induktionsstromes. Da wir die bestmögliche Ausgangssituation mit der nach dorsal weisenden Schaftrichtung, wie von Di Lazarro beschrieben, verwendeten, wurden Vergleiche mit Verkippungsuntersuchungen um die z-Achse vernachlässigt.

Im Gegensatz dazu wurden auch Daten erhoben, die keine signifikanten Aussagen zur Spulenorientierung brachten. Die Arbeit von Niyazov et al., 2005, untersuchte die Verkippung entlang der z-Achse, bei der keine statistisch signifikanten Unterschiede erhoben werden konnten. Zudem wurde wie bei den anderen Untersuchungen kein MRT verwendet.

Die einzige Studie, die die Verkippung in der x- und y-Achse untersuchte, wurde als sham-Stimulation (=Placebo-Stimulation, bei der die Stromstärke zunächst erhöht wird und kurz danach abgeschaltet wird; entfaltet aber keinen biologisch signifikanten Stimulationseffekt) bei psychiatrischen Untersuchungen durchgeführt. Diese folgerte, dass bei Verkippungen um 45° die MAP durchaus noch ausgelöst werden konnten, dies aber mit einer enorm hohen Reizschwelle einherging (Lisanby et al., 2001).

X.5. Ausblick

Der momentane Goldstandard bei Voruntersuchungen zu Gehirnoperationen in motorisch eloquenten Arealen ist die Darstellung der einzelnen motorischen Areale (z.B. Handareal) mit Hilfe eines fMRT (funktionelles Magnetresonanztomogramm) oder eines PET (Positronemissionstomogramm). Dabei wird die neuronale Aktivierung durch vermehrten Blutfluss in diesen Bereichen farblich abgebildet. Tatsächlich kann dadurch die physiologische Formation von pathologischen Strukturen oder auch von Strukturen mit funktioneller Reorganisation abgegrenzt werden. Die mittlere Genauigkeit beträgt dabei etwa 7,9mm (Bittar et al., 1999).

In den letzten Jahren wurden zunehmend Arbeiten zur navigierten transkraniellen Magnetstimulation publiziert. Die nTMS bietet bei Einhaltung der in dieser Arbeit erläuterten Voraussetzungen eine genauere räumliche präoperative Auflösung für die in dieser Arbeit betrachteten Muskeln der oberen Extremität. Dadurch kann in Zukunft möglicherweise das operative Vorgehen optimiert werden. Dabei sollte im Auge behalten werden, dass auch der Wille und die Erwartungshaltung eines Probanden die MEP deutlich verändern kann. Hoshiyama et al. konnten 1997 den Einfluss der Willkür belegen, in dem alleine der Gedanke, dass der nächste Stimulus zu einer bestimmten Muskelantwort führt, die entsprechende Antwort verstärkt oder inhibiert.

Kann in einer Folgearbeit, die sich den Vergleich der präoperativen TMS-Stimulation mit einer intraoperativen direkten kortikalen Stimulation zur Aufgabe macht, gezeigt werden, dass dessen Ergebnisse miteinander korrelieren, wird die nTMS in naher Zukunft die präoperative Diagnostik mittels fMRT oder PET ablösen können.

Um definitive Aussagen bis zur Erstellung eines neuen Standards zu bekommen, sollten weitere Untersuchungen hinsichtlich der Spulenverkipfung durchgeführt werden.

Folgend werden einige Punkte aufgeführt, die zu noch genaueren Daten führen können:

- + größere Probandenzahl zur Verifizierung der vorliegenden Daten
- + vollautomatische Spulensteuerung, z.B. mit Hilfe eines Roboters, zum exakteren Ansteuern der Stimulationspunkte wie auch schon von Lancaster und Narayana beschrieben (Lancaster 2004, Narayana 2000)
- + kürzere Versuchszeiten, um Ermüdungsartefakte durch die Probanden zu tilgen

- + Verbesserung des Probandenkomforts (z.B. weniger lokale Irritationen an Muskel/ Haut)
- + Festsetzen der Untersuchungsparameter, um definitive Vergleiche zu gewährleisten
- + Untersuchungen von „schlafenden“ Probanden, um den Unsicherheitsfaktor Willkür auszuschalten

XI. Zusammenfassung

Sowohl Verkippungen in der x- als auch in der y-Achse schmälern die Reizantwort der abgeleiteten Muskeln. Dabei vermindert die Verkippungskombination α/β $10^\circ/0^\circ$ die Reizantwort nur minimal, währenddessen die Verkippung α/β $0^\circ/10^\circ$, vor allem aber die Verkippungen α/β $0^\circ/20^\circ$ und α/β $20^\circ/0^\circ$ in Bezug auf die Ausgangsvariante sich signifikant in beiden Versuchsmethoden unterscheiden.

Diese Ergebnisse lassen sich auf jeden abgeleiteten Muskel und auch jeden stimulierten Punkt anwenden. Zudem lassen sich in beiden Versuchsansätzen nahezu keine Unterschiede in den Ergebnissen aufdecken.

Aus dieser Arbeit muss gefolgert werden, dass die bisherige Annahme, der Punkt im Spulenzentrum würde genau stimuliert werden, nicht zutrifft, es sei denn dieser würde direkt tangential zur Hirnoberfläche liegen.

Folglich können schon geringe Verkippungen in jegliche Raumachse das Ergebnis der nTMS entscheidend verändern.

Daher sollte stets ein Augenmerk auf die Verkippung der Spule geworfen werden. Je mehr Erkenntnisse in dieser Richtung getroffen werden können, desto mehr können Neuronavigationsprogramme in derlei Hinsicht verbessert

werden: die Verkoppelung des MRT und der Navigation könnte aufgrund weiterer Ergebnisse präzisiert werden, so dass die transkranielle Magnetstimulation einen festen Stellenwert in der Neurochirurgie bekommen oder den jetzigen Goldstandard gar ablösen kann.

XII. Literatur

Adjamian P, Barnes GR, Hillebrand A, Holliday IE, Singh KD, Furlong PL, Harrington E, Barclay CW, Route PJ (2004) Co-Registration of magnetoencephalography with magnetic resonance imaging using bite-bar-based fiducials and surface-matching. *Clin Neurophysiol* 115: 691-698

Amassian VE, Cracco RQ (1987) Human cerebral cortical responses to contralateral transcranial stimulation. *Neurosurgery* 20 (1): 148-155

Amassian VE, Cracco RQ, Maccabee PJ (1989) Focal stimulation of human cerebral cortex with the magnetic coil: A comparison with electrical stimulation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 74 (6): 401-416

Bähr M, Frotscher M, Duus P (2003) *Neurologisch-topische Diagnostik, Anatomie – Funktion – Klinik*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 8.Auflage

Barker AT, Jalinous R, Freeston IL (1985) Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex. *Lancet* 2: 1106-1107

Barker AT, Freeston IL, Jalinous R (1987) Magnetic stimulation of the human brain and peripheral system: An introduction and the results of an initial clinical evaluation. *Neurosurgery* 20: 100-109

Barker AT, Freeston IL, Jarratt JA, Jalinous R (1989) Magnetic stimulation of the human nervous system: An introduction and basic principles: 55-72. In: Chokroverty S (Hrsg) *Magnetic stimulation in clinical neurophysiology*, 6.Auflage, Butterworth, Stoneham, MA

Conforto AB, Z'Graggen WJ, Kohl AS, Rösler KM, Kaelin-Lang A (2004) Impact of coil position and electrophysiological monitoring on determination of

motor thresholds to transcranial magnetic stimulation. *Clin Neurophysiol* 115: 812-819

Berardelli A, Inghilleri M, Cruccu G (1990) Descending volleys after electrical and magnetic transcranial stimulation in man. *Neurosci Lett.* 112: 54-58

Bittar RG, Olivier A, Sadikot AF, Andermann F, Pike GB, Reutens DC (1999) Presurgical motor and somatosensory cortex mapping with functional magnetic resonance imaging and positron emission tomography. *J Neurosurg* 91: 915-921

Boroojerdi B, Foltys H, Krings T, Spetzger U, Thron A, Topper R (1999) Localization of the motor hand area using transcranial magnetic stimulation and functional magnetic resonance imaging. *Clin Neurophysiol* 110 (4): 699-704

Boyd SG, Rothwell JC, Cowan JMA (1986) A method of monitoring function in cortical pathways during scoliosis surgery with a note on motor conduction velocities. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 49: 251-257

Brasil - Neto JP, Cohen LG, Panizza M (1992) Optimal focal transcranial magnetic activation of the human cortex: Effects of coil orientation, shape of the induced current pulse, and stimulation intensity. *J Clin Neurophysiol* 9: 132-136

Bridgers SL, Delaney RC (1989) Transcranial magnetic stimulation: An assessment of cognitive and other cerebral effects. *Neurology* 39: 417-419

Bridgers SL (1991) The safety of transcranial magnetic stimulation reconsidered: Evidence regarding cognitive and other cerebral effects. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl.* 43: 170-179

Brinkman C, Porter R (1979) Supplementary motor area of the monkey: Activity of neurons during performance of a learned motor task. *J Neurophysiol* 42: 681-709

Brooks VB (1986) How does the limbic system assist motor learning? A limbic comparator hypothesis. *Brain Behav Evol* 29: 29-53

Burke D, Hicks AG, Stephen JPH (1990) Corticospinal volleys evoked by anodal and cathodal stimulation of the human cortex. *J Physiol* 425: 283-299

Burke D, Hicks AG, Gandevia SC (1993) Direct comparison of corticospinal volleys in human subjects to transcranial magnetic and electric stimulation. *J Physiol (Lond.)* 470: 383-393

Burke D, Adams RW, Skuse NF (1989) The effects of voluntary contraction on the H reflex of human limb muscles. *Brain* 112 (Pt 2): 417-433

Cadwell J (1991) Optimizing magnetic stimulator design. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl* 43: 238-248

Brodmann K (1909) *Vergleichende Lokalisationslehre der Großhirnrinde*. Verlag von Johann Ambrosius Barth, Leipzig

Caramia MD, Cicinelli P, Paradiso C, Mariorenzi R, Zarola F, Bernardi G, Rossini PM (1991) Excitability changes of muscular responses to magnetic brain stimulation in patients with central motor disorders. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl* 81 (4): 243-250

Chen DF, Hyland B, Maier V, Palmeri A, Wiesendanger M (1991) Comparison of neuronal activity in the supplementary motor area and in the primary motor cortex in monkeys. *Somatosens Motor Res* 8: 27-44

Chokroverty S, Hening W, Wright D (1995) Magnetic brain stimulation: safety studies. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 97: 36-42

Classen J, Witte OW, Schlaug G (1995) Epileptic seizures triggered directly by focal transcranial magnetic stimulation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 94: 19-24

Classen J, Knorr U, Werhahn KJ, Schlaug G, Kunesch E, Cohen LG, Seitz RJ, Benecke R (1998) Multimodal output mapping of human central motor representation on different spatial scales. *J Physiol (Lond)* 512: 163–179

Cohen LG, Roth BJ, Nilsson J (1990) Effects of coil design on delivery of focal magnetic stimulation: Technical considerations. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 75: 350-357

Cohen D, Cuffin BN (1991) Developing a more focal magnetic stimulator, Part I: Some basic principles. *J Clin Neurophysiol* 8: 102-111

Crutcher MD, Alexander GE (1990) Movement-related neuronal activity selectively coding either direction or muscle pattern in three motor areas of the monkey. *J Neurophysiol* 64: 151-163

d'Arsonval A (1896) Dispositifs pour la mesure des courants alternatifs de toutes fréquences. *CR. Soc. Biol. (Paris)* 3: 450-457

Day BL, Thompson PD, Dick JP, Nakashima K, Marsden CD (1987) Different sites of action of electrical and magnetic stimulation of the human brain. *Neurosci Lett* 75: 101-106

Day BL, Dressler D, Maertens de Noordhout A, Marsden CD, Nakashima K, Rothwell JC, Thompson PD (1989) Electric and magnetic stimulation of

human motor cortex: surface EMG and single motor unit responses. *J Physiol* 412: 449-473

Devanne H, Lavoie BA, Capaday C (1997) Input-output properties and gain changes in the human corticospinal pathway. *Exp Brain Res* 114: 329-338

Dhuna A, Gates J, Pascual-Leone A (1992) Transcranial magnetic stimulation in patients with epilepsy. *Neurology* 41: 1067-1071

Di Lazzaro V, Oliviero A, Pilato F, Saturno E, Dileone M, Mazzone P, Insola A, Tonali PA, Rothwell JC (2004) The physiological basis of transcranial motor cortex stimulation in conscious humans. *Clin Neurophysiol* 115: 255-266

Dressler D, Voth E, Feldmann M (1990) Safety aspects of transcranial brain stimulation in man tested by single photon emission-computed tomography. *Neurosci Lett* 119: 153-155

Dubach P, Guggisberg AG, Rosler KM et al. (2004) Significance of coil orientation for motor evoked potentials from nasalis muscle elicited by transcranial magnetic stimulation. *Clin Neurophysiol.* 115: 862-870

Düzel E, Hufnagel A, Helmstaedter C, Elger C (1996) Verbal working memory components can be selectively influenced by transcranial magnetic stimulation in patients with left temporal lobe epilepsy. *Neuropsychologia* 34: 775-783

Edgley SA, Eyre JA, Lemon RN, Miller S (1990) Excitation of the corticospinal tract by electromagnetic and electrical stimulation of the scalp in the Macaque monkey. *J Physiol* 425: 301-320

Ellaway C, Davey NJ, Maskill DW, Rawlinson SR, Lewis HS, Anissimova NP (1998) Variability in the amplitude of skeletal muscle responses in magnetic stimulation of the motor cortex in man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 109 (2): 104-113

Elswijk van G, Kleine BU, Overeem S, Eshuis B, Hekkert KD, Stegeman DF (2008) Muscle imaging: Mapping responses to transcranial magnetic stimulation with high-density surface electromyography. *Cortex* 44: 609-616

Epstein CM, Schwartzberg DG, Davey KR (1990) Localizing the site of magnetic brain stimulation in human. *Neurology* 40: 666-670

Ettinger GJ, Leventon ME, Grimson WE, Kikinis R, Gugino L, Cote W, Sprung L, Aglio L, Shenton ME, Potts G, Hernandez VL, Alexander E (1998) Experimentation with a transcranial magnetic stimulation system for functional brain mapping. *Med Image Anal* 2: 133-142

Fauth C, Meyer BU, Prosiegel M (1992) Seizure induction and magnetic brain stimulation after stroke. *Lancet* 339: 362

Geddes, Baker (1967) Chlorided silver electrodes. *Med Res Eng* 6 (3): 33-34

Ghosh S. und Porter R (1988) Morphology of pyramidal neurones in monkey motor cortex and the synaptic actions of their intracortical axon collaterals. *J. Physiol* 400: 593-615

Guggisberg AG, Dubach P, Hess CE, Wüthrich Ch, Mathis J (2001) Motor evoked potentials from masseter muscle induced by transcranial magnetic stimulation of the pyramidal tract: the importance of coil orientation. *Clin Neurophysiol* 112: 2312-2319

Gugino LD, Romero JR, Aglio L et al. (2001) Transcranial magnetic stimulation coregistered with MRI: a comparison of a guided versus blind stimulation technique and its effect on evoked compound muscle action potentials. *Clin Neurophysiol.*: 1781-1792

Hallgren R (1973) Inductive neural stimulator. IEEE Trans Biomed Eng. 20 (6): 472-474

Hamano T, Kaji R, Fukuyama H (1993) Lack of prolonged cerebral blood flow change after transcranial magnetic stimulation. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 89: 207-210

Hennemann E (1957) Relation between the size of neurons and their susceptibility to discharge. Science 126: 1345-1347

Hermes HJ (2000) SENIAM (Surface Electromyography for non-invasive Assessment of Muscles) (CD-rom). Roessingh Research & Development b.v., Enschede, Netherlands

Herwig U, Schonfeldt-Lecuona C, Wunderlich AP et al. (2001) The navigation of transcranial magnetic stimulation. Psychiatry Res. 108: 123-131

Herwig U, Kolbel K, Wunderlich AP et al. (2002) Spatial congruence of neuronavigated transcranial magnetic stimulation and functional neuroimaging. Clin Neurophysiol: 462-468

Hess CW (1987) Responses in small hand muscles from magnetic stimulation. J Physiol 388: 397-419

Hess CW, Ludin HP (1988) Die transkranielle Kortexstimulation mit Magnetfeldpulsen: methodische und physiologische Grundlagen. Z EEG-EMG 19: 209-215

Hömberg V, Netz J (1989) Generalised seizures induced by transcranial magnetic stimulation of motor cortex. Lancet 2: 1223

Hollerith T (2007) Präoperative Kartographie des humanen Motorcortex bei Tumoren in der Zentralregion. Eine navigierte transkranielle

Magnetstimulations-Studie. Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin, LMU München

Hoshiyama M, Kakigi R, Koyama S, Takeshima Y, Watanabe S, Shimojo M (1997) Temporal changes of pyramidal tract activities after decision of movement: a study using transcranial magnetic stimulation of the motor cortex in humans. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 105: 255-261

Hufnagel A, Elger CE, Klingmüller D, Zierz S, Kramer R (1990) Activation of epileptic foci by transcranial magnetic stimulation: effects on secretion of prolactin and luteinizing hormone. *J Neurol* 237 (4): 242-246

Hufnagel A, Elger CE (1991) Induction of seizures by transcranial magnetic stimulation in epileptic patients. *J Neurol* 238: 109-110

Iles JF (1990) Use of magnetic brain stimulation in the study of corticospinal action on spinal motor mechanisms in man. *J Physiol* 429: 39-40

Ilmoniemi RJ, Ruohonen J, Karhu J (1999) Transcranial magnetic stimulation – a new tool for functional imaging of the brain. *Crit Rev Biomed Eng* 27: 241–284

Inghilleri M, Berardelli A, Cruccu G (1989) Corticospinal potentials after transcranial stimulation in humans. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 52: 970-974

Jalinous R (1998) A guide to magnetic stimulation. Magstim Company Ltd. Available online: <http://www.magstim.com> (26 October 2003)

Kammer T, Nusseck HG (1998) Are recognition deficits following occipital lobe TMS explained by raised detection thresholds? *Neuropsychologia* 36 (11): 1161-1166

Kammer T, Thielscher A (2003) Physikalische und physiologische Grundlagen der transkraniellen Magnetstimulation. *Nervenheilkunde* 4: 168-175

Kandler R (1990) Safety of transcranial magnetic stimulation. *Lancet* 335: 469-470

Kaneko K, Kawai S, Fuchigami Y (1996) The effect of current direction induced by transcranial magnetic stimulation on the corticospinal excitability in human brain. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 101: 478-482

Katayama Y, Tsubokawa T, Maejima S (1988) Corticospinal direct response in humans: identification of the motor cortex during intracranial surgery under general anaesthesia. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 51: 50-59

Kawaguchi M, Sakamoto T, Shimizu K, Ohnishi H, Karasawa J (1993) Effect of thiopentone on motor evoked potentials induced by transcranial magnetic stimulation in humans. *Br J Anaesth* 71: 849-853

Kido DK, LeMay M, Levinson AW, Benson WE (1980) Computed tomographic localization of the precentral gyrus. *Radiology* 135: 373-377

Kiers L, Cros D, Chiappa KH, Fang J (1993) Variability of motor potentials evoked by transcranial magnetic stimulation. *Electroencephal Clin Neurophysiol* 89: 415-423

Krings T, Buchbinder B, Butler WE, Chiappa KH, Jiang HJ, Rosen BR, Cosgrove GR (1997) Stereotactic transcranial magnetic stimulation: Correlation with direct electrical cortical stimulation. *Neurosurgery* 41 (6): 1319-1326

Krings T, Naujokat C, von Keyserlingk DG (1998) Representation of cortical motor function as revealed by stereotactic transcranial magnetic stimulation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 109: 85-93

Krings T, Foltys H, Reinges MH et al. (2001) Navigated transcranial magnetic stimulation for presurgical planning--correlation with functional MRI. *Minim Invasive Neurosurg.* 44: 234-239

Kujirai T, Caramia MD, Rothwell JC, Day BL, Thompson PD, Ferbert A, Wroe S, Asselman P, Marsden CD (1993) Corticospinal inhibition in human motor cortex. *J Physiol (Lond)* 471: 501-519

Lancaster JL, Narayana S, Wenzel D, Luckmeyer J, Roby J, Fox P (2004) Evaluation of an image-guided, robotically positioned transcranial magnetic stimulation system. *Hum Brain Mapp* 22: 329-340

Landry P, Labelle A, Deschênes M (1980) Intracortical distribution of axonal collaterals of pyramidal tract cells in the cat motor cortex. *Brain Res* 191: 327-336

Lapatki BG, Van Dijk JP, Jonas IE, Zwartz MJ, Stegeman DF (2004) A thin, flexible multielectrode grid for high-density surface EMG. *Journal of Applied Physiology* 96: 327-336

Lee WY, Hou WY, Yang LH, Lin SM, Benzel EC, Gallen CC (1995) Intraoperative monitoring of motor function by magnetic motor evoked potentials. *Neurosurgery* 36: 493-500

Leocani L, Cohen LG, Wassermann EM, Ikoma K, Hallett M (2000) Human corticospinal excitability evaluated with transcranial magnetic stimulation during different reaction time paradigms. *Brain* 123: 1161-1173

Levy WJ, Amassian VE, Schmid UD, Jungreis C (1991) Mapping of motor cortex gyral sites non-invasively by transcranial magnetic stimulation in normal subjects and patients. *Encephalogr Clin Neurophysiol Suppl* 43: 51-75

Lisanby SH, Gutman D, Luber B, Schroeder C, Sackeim HA (2001) Sham TMS: intracerebral measurement of the induced electrical field and the induction of motor-evoked potentials. *Biol Psychiatry* 49: 460-463

Love RJ, Webb WG (1992) *Neurology for the Speech-Language Pathologist*, Butterworth – Heinemann: 19

Maass J, Asa M (1970) Contactless nerve stimulation and signal detection by inductive transducer. *IEEE Transactions on Magnetics* 6 (2): 322-326

Manetto C and Lidsky TI (1989) The effects of movements on caudate sensory responses. *Neurosci Lett.* 96 (3): 295-299

Marsden CD (1982) Functions of the basal ganglia. in: *Rinsho Shinkeigaku*, 22 (12): 1093-1094

McMillan S, Ivry RB, Byblow WD (2006) Corticomotor excitability during a choice-hand reaction time task. *Experimental Brain Research* 172: 230–245

Merton PA, Morton HB (1980) Stimulation of the cerebral cortex in the intact human subject. *Nature*: 285:227

Meyer BU, Britton TC, Koten H, Steinmetz H, Benecke R (1991) Coil placement in magnetic brain stimulation related to skull and brain anatomy. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 81: 38-46

Meyer BU (Hrsg.) (1992) *Die Magnetstimulation des Nervensystems*, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York

micromed Medizin-Elektronik GmbH, Gebrauchsanweisung Magstim 200, Ausgabe 12/94, Gundelfingen

Mills KR, Boniface SJ, Schubert M (1992) Magnetic brain stimulation with a double coil: the importance of coil orientation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 85: 17-21

Mills KR (1991) Magnetic brain stimulation: a tool to explore the action of the motor cortex on single human spinal motoneurons. *Trends Neurosci* 14: 401-405

Miranda PC, de Carvalho M, Conceicao I (1997) A new method for reproducible coil positioning in transcranial magnetic stimulation mapping. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 105: 116-123

Mortifee P, Stewart H, Schulzer M, Eisen A (1994) Reliability of transcranial magnetic stimulation for mapping the human motor cortex. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 93: 131-137

Murray NF (1992) The clinical usefulness of magnetid cortical stimulation (editorial). *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 85: 81-85

Naidich TP, Brightbill, TC (1996) Systems for Localizing Fronto-Parietal Gyri and Sulci on axial CT and MRI. *International Journal Of Neuroradiology* Vol.2, No. 4: 313-338

Naidich TP, Brightbill, TC (1996) The Pars Marginalis: Part I, A "Bracket" Sign for the Central Sulcus in Axial Plane CT and MRI. *International Journal Of Neuroradiology* Vol.2, No. 1: 3-19

Naidich TP, Brightbill, TC (1996) The Pars Marginalis: Part II, The Pars Deflection Sign: A White Matter Pattern for Identifying the Pars Marginalis in

Axial Plane CT and MRI. International Journal Of Neuroradiology Vol.2, No. 1: 20-24

Narayana S, Fox P, Tandon N, Lancaster JL, Roby J, Constantine W (2000) Use of neurosurgical robot for aiming and holding in cortical TMS experiments. Available online: [http:// www.apnet.com/www/journal/hbm2000/6034.html](http://www.apnet.com/www/journal/hbm2000/6034.html) (8 February 2000)

Nieuwenhuys, Voogd, van Huijzen (1991) Das Zentralnervensystem des Menschen, Ein Atlas mit Begleittext. 2.Auflage, Springer Verlag, 268ff.

Niyazov DM, Butler AJ, Kadah YM et al. (2005) Functional magnetic resonance imaging and transcranial magnetic stimulation: effects of motor imagery, movement and coil orientation. Clin Neurophysiol. 116: 1601-1610

Pascual-Leone A, Cohen LG, Brasil-Neto JP, Hallett M (1994) Non-invasive differentiation of motor cortical representation of hand muscles by mapping of optimal current directions. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 93: 42-48

Patton HD, Amassian VE (1954) Single and multiple unit analysis of cortical stage of pyramidal tract activation. J Neurophysiol 17: 345-363

Pelosi L, Caruso G, Balbi P (1988) Characteristics of spinal potentials to transcranial motor cortex stimulation: Intraoperative recording, in: Non-invasive stimulation of brain and spinal cord. ed. Rossini P and Marsden CD, Alan R. Liss, New York, 297-304

Penfield W, Rasmussen T (1950) The cerebral cortex of man. The Macmillan Company, New York

Polson MJ, Barker AT, Freeston IL (1982) Stimulation of nerve trunks with time-varying magnetic fields. Med Biol Eng Comput. 20 (2): 243-244

Porter P, Lemon R (1993) Corticospinal function and voluntary movement, Clarendon Press, Oxford University Press, USA

Regan D (1989) Human brain electrophysiology: Evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine, Elsevier Science Publishing Co., Inc., New York: 212

Regan D (1989) Human brain electrophysiology: Evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine, Elsevier Science Publishing Co., Inc., New York: 214

Rockel AJ, Hiorns RW, Powell TPS (1980) The basic uniformity in structure of the neocortex. Brain 103: 221-244

Rösler KM, Hess CW, Heckmann R, Ludin HP (1989) Significance of shape and size of the stimulating coil in magnetic stimulation of the human motor cortex. Neurosci Lett 100 (1-3): 347-352

Rossini PM, Barker AT, Berardelli A (1994) Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain spinal cord and roots: basic principles and procedures for routine clinical application: report of an ICFN committee. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 91: 79-91

Roth BJ, Saypol JM, Hallett M, Cohen LG (1991) A theoretical calculation of electric field induced in the cortex during magnetic stimulation. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 81. 47-56

Rothwell JC, Thompson PD, Day BL, Boyd S, Marsden CD (1991) Stimulation of the human motor cortex through the scalp. Exp Physiol 76 : 159-200

Rudiak D und Marg E(1994) Finding the depth of magnetic brain stimulation: a re-evaluation. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 93: 358-371

Sakai K, Ugawa Y, Terao Y (1997) Preferential activation of different I-waves by transcranial magnetic stimulation with a figure-of-eight shaped coil. *Exp Brain Res* 113 : 24-32

Schieber MH, Hibbard LS (1993) How somatotopic is the motor cortex hand area?, *Science* 261: 489-491

Schönle PW, Isenberg C, Crozier TA, Dressler D, Machetanz J, Conrad B (1989) Changes of transcranially evoked motor responses in man by midazolam, a short acting benzodiazepine. *Neurosci Lett* 101: 321-324

Schriefer TN, Hess CW, Mills KR, Murray NM (1989) Central motor conduction studies in motor neuron disease using magnetic brain stimulation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 74 (6) : 431-437

Shields CB, Paloheimo MP, Backmann MH, Edmonds HL jr, Johnson JR (1991) Intraoperative use of transcranial magnetic motor evoked potentials. 173-184. In: Chokroverty, S (Hrsg) *Magnetic stimulation in clinical neurophysiology*, 1.Auflage, Butterworth, Stoneham, MA

Singh KD, Holliday IE, Furlong PL, Harding GF (1997) Evaluation of MRI-MEG/ EEG co-registration strategies using Monte Carlo simulation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 102: 81-85

Smith SJ, Claus D, Hess CW, Mills KR, Murray NM, Schriefer T (1989) F responses and central motor conduction in multiple sclerosis. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 74: 438-443

Spetzger U, Laborde G, Gilsbach JM (1995) Frameless neuronavigation in modern neurosurgery. *Minim Invasive Neurosurg.* 38 : 163-166

Stinear CM, Byblow WD, Steyvers M, Levin O Swinnen SP (2006) Kinesthetic, but not visual, motor imagery modulates corticomotor excitability. *Experimental Brain Research* 168: 157–164

Stöhr M, Dichgans J, Diener HC, Buettner UW (2005) *Evozierte Potentiale: SEP-VEP-AEP-EKP-MEP*, 4.Auflage, Springer Verlag, Berlin

Thompson PD, Day BL, Crockard HA (1991) Intraoperative recording of motor tract potentials at the cervico-medullary junction following scalp electrical and magnetic stimulation of the motor cortex. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 54: 618-623

Trepel (1995) *Neuroanatomie: Struktur und Funktion*, Urban und Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore, 197

Wassermann EM, Wang B, Zeffiro TA, Sadato N, Pascual-Leone A, Toro C, Hallett M (1996) Locating the motor cortex on the MRI with the transcranial magnetic stimulation and PET. *Neuroimage*. 3 (1): 1-9

Wassermann EM (2002) Variation in the response to transcranial magnetic brain stimulation in the general population. *Clin Neurophysiol* 113: 1165-1171

Weissman JD, Epstein CM, Davey KR (1992) Magnetic brain stimulation and brain size: relevance to animal studies. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 85: 215–219

Wendicke K (2001) *Quantitative determination of the stimulated cortical area in transcranial magnetic stimulation (TMS)*. Diplomarbeit, Institute of automatic control engineering (Technische Universität München)

Werhahn KJ, Meyer BU, Priori A, Rothwell JC, Day BL, Thompson PD (1994) The effect of magnetic coil orientation on the latency of surface EMG and

single motor unit responses in the first dorsal interosseus muscle.

Electroencephalogr Clin Neurophysiol 93: 138-146

Werhahn KJ, Kunesch E, Noachtar S, Benecke R, Classen J (1999)

Differential effects on motorcortical inhibition induced by blockade of GABA uptake in humans. J Physiol (Lond) 517: 591-597

Wiesendanger M (1986) Initiation of voluntary movements and the

supplementary motor area, in: Experimental Brain research series 15, Springer Berlin, Heidelberg, S. 3-13

Wiles A, Thompson D, Frantz D (2004) Accuracy assessment and

interpretation for optical tracking systems. Medical Imaging

Yousry TA, Schmid DU, Alkadhi H, Schmidt D, Peraud A, Buettner A, Winkler

P (1997) Localization of the motor hand area to a knob on the precentral gyrus: A new landmark, Brain 1997: 141-157

Zentner J, Albrecht T, Heuser D, Oro J, Daube JR (1992) Influence of

halothane, enflurane, and isoflurane on motor evoked potentials.

Neurosurgery 31: 298-305

Ziemann U, Rothwell JC, Ridding MC (1996) Interaction between inhibition

and facilitation in human motor cortex. J Physiol 496: 873-881

Zwarts MJ and Stegeman DF (2003) Multichannel surface EMG: basic

aspects and clinical utility. Muscle and Nerve 28: 1-17

XIII. Tabellen und Abbildungen

XIII.1. SPSS-Auswertung von Proband 1 (AK2)

XIII.1.1. Versuch I

amplitude

	angle	N	Untergruppe		
			1	2	3
Tukey-HSD(a,b)	5.00	240	311.2287		
	4.00	240		928.2435	
	3.00	240			1257.9352
	6.00	240			1268.3681
	2.00	240			1307.8975
	1.00	240			1337.8762
	Signifikanz			1.000	1.000
Sch effé(a,b)	5.00	240	311.2287		
	4.00	240		928.2435	
	3.00	240			1257.9352
	6.00	240			1268.3681
	2.00	240			1307.8975
	1.00	240			1337.8762
	Signifikanz			1.000	1.000

Die Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 121872.252".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 240.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

	(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD	1.00	2.00	29.9787	31.86851	.936	-60.9662	120.9237
		3.00	79.9411	31.86851	.122	-11.0039	170.8861
		4.00	409.6328(*)	31.86851	.000	318.6878	500.5778
		5.00	1026.6475(*)	31.86851	.000	935.7025	1117.5925
		6.00	69.5081	31.86851	.247	-21.4368	160.4531
	2.00	1.00	-29.9787	31.86851	.936	-120.9237	60.9662
		3.00	49.9623	31.86851	.620	-40.9827	140.9073
		4.00	379.6540(*)	31.86851	.000	288.7090	470.5990
		5.00	996.6687(*)	31.86851	.000	905.7237	1087.6137
		6.00	39.5294	31.86851	.817	-51.4156	130.4744
	3.00	1.00	-79.9411	31.86851	.122	-170.8861	11.0039

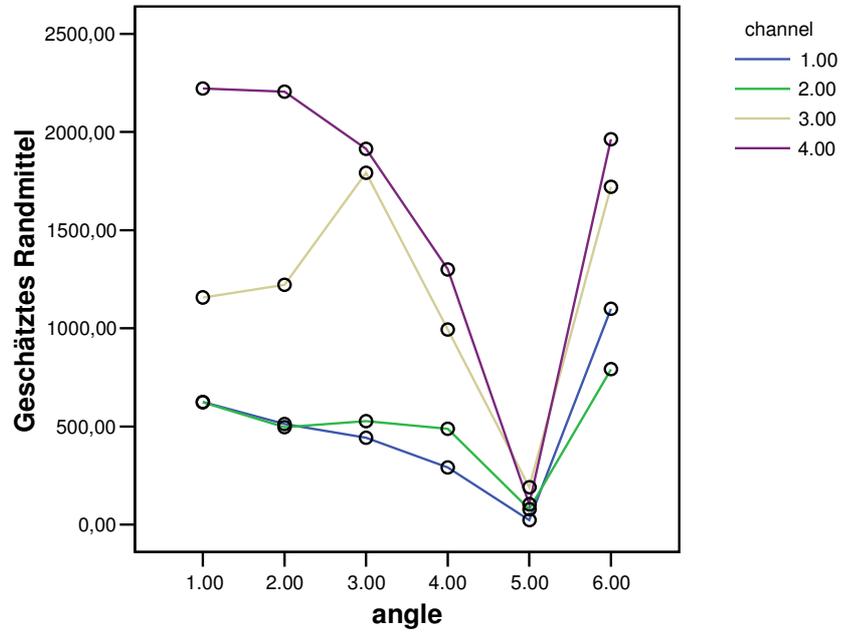
		2.00	-49.9623	31.86851	.620	-140.9073	40.9827
		4.00	329.6917(*)	31.86851	.000	238.7467	420.6367
		5.00	946.7064(*)	31.86851	.000	855.7614	1037.6514
		6.00	-10.4329	31.86851	1.000	-101.3779	80.5121
	4.00	1.00	-409.6328(*)	31.86851	.000	-500.5778	-318.6878
		2.00	-379.6540(*)	31.86851	.000	-470.5990	-288.7090
		3.00	-329.6917(*)	31.86851	.000	-420.6367	-238.7467
		5.00	617.0147(*)	31.86851	.000	526.0697	707.9597
		6.00	-340.1246(*)	31.86851	.000	-431.0696	-249.1796
	5.00	1.00	-1026.6475(*)	31.86851	.000	-1117.5925	-935.7025
		2.00	-996.6687(*)	31.86851	.000	-1087.6137	-905.7237
		3.00	-946.7064(*)	31.86851	.000	-1037.6514	-855.7614
		4.00	-617.0147(*)	31.86851	.000	-707.9597	-526.0697
		6.00	-957.1393(*)	31.86851	.000	-1048.0843	-866.1943
	6.00	1.00	-69.5081	31.86851	.247	-160.4531	21.4368
		2.00	-39.5294	31.86851	.817	-130.4744	51.4156
		3.00	10.4329	31.86851	1.000	-80.5121	101.3779
		4.00	340.1246(*)	31.86851	.000	249.1796	431.0696
		5.00	957.1393(*)	31.86851	.000	866.1943	1048.0843
Scheffé	1.00	2.00	29.9787	31.86851	.971	-76.2118	136.1693
		3.00	79.9411	31.86851	.279	-26.2495	186.1316
		4.00	409.6328(*)	31.86851	.000	303.4422	515.8233
		5.00	1026.6475(*)	31.86851	.000	920.4569	1132.8380
		6.00	69.5081	31.86851	.447	-36.6824	175.6987
	2.00	1.00	-29.9787	31.86851	.971	-136.1693	76.2118
		3.00	49.9623	31.86851	.783	-56.2282	156.1529
		4.00	379.6540(*)	31.86851	.000	273.4635	485.8446
		5.00	996.6687(*)	31.86851	.000	890.4782	1102.8593
		6.00	39.5294	31.86851	.908	-66.6612	145.7200
	3.00	1.00	-79.9411	31.86851	.279	-186.1316	26.2495
		2.00	-49.9623	31.86851	.783	-156.1529	56.2282
		4.00	329.6917(*)	31.86851	.000	223.5011	435.8823
		5.00	946.7064(*)	31.86851	.000	840.5158	1052.8970
		6.00	-10.4329	31.86851	1.000	-116.6235	95.7576
	4.00	1.00	-409.6328(*)	31.86851	.000	-515.8233	-303.4422
		2.00	-379.6540(*)	31.86851	.000	-485.8446	-273.4635
		3.00	-329.6917(*)	31.86851	.000	-435.8823	-223.5011
		5.00	617.0147(*)	31.86851	.000	510.8241	723.2053
		6.00	-340.1246(*)	31.86851	.000	-446.3152	-233.9341
	5.00	1.00	-1026.6475(*)	31.86851	.000	-1132.8380	-920.4569
		2.00	-996.6687(*)	31.86851	.000	-1102.8593	-890.4782
		3.00	-946.7064(*)	31.86851	.000	-1052.8970	-840.5158
		4.00	-617.0147(*)	31.86851	.000	-723.2053	-510.8241
		6.00	-957.1393(*)	31.86851	.000	-1063.3299	-850.9488
	6.00	1.00	-69.5081	31.86851	.447	-175.6987	36.6824
		2.00	-39.5294	31.86851	.908	-145.7200	66.6612
		3.00	10.4329	31.86851	1.000	-95.7576	116.6235
		4.00	340.1246(*)	31.86851	.000	233.9341	446.3152
		5.00	957.1393(*)	31.86851	.000	850.9488	1063.3299

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

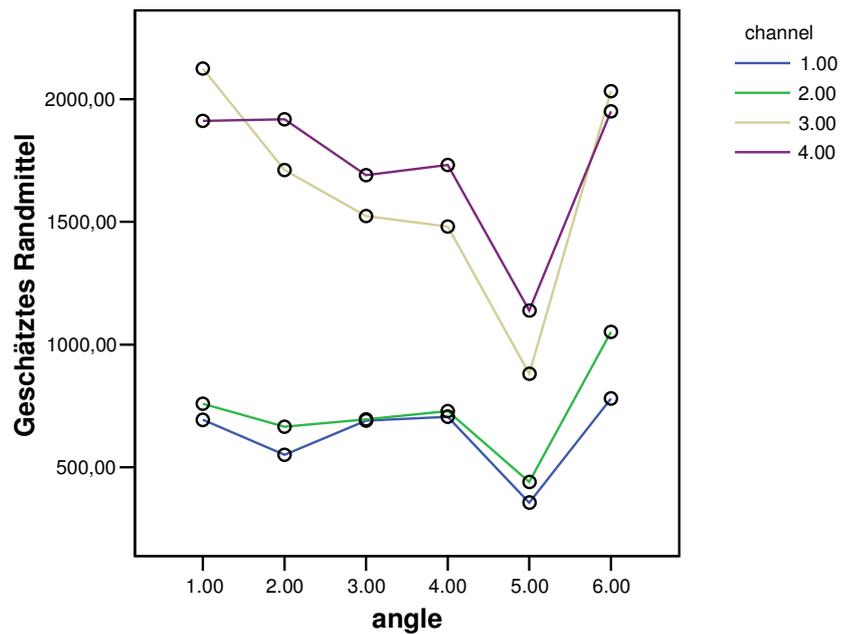
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 1.00



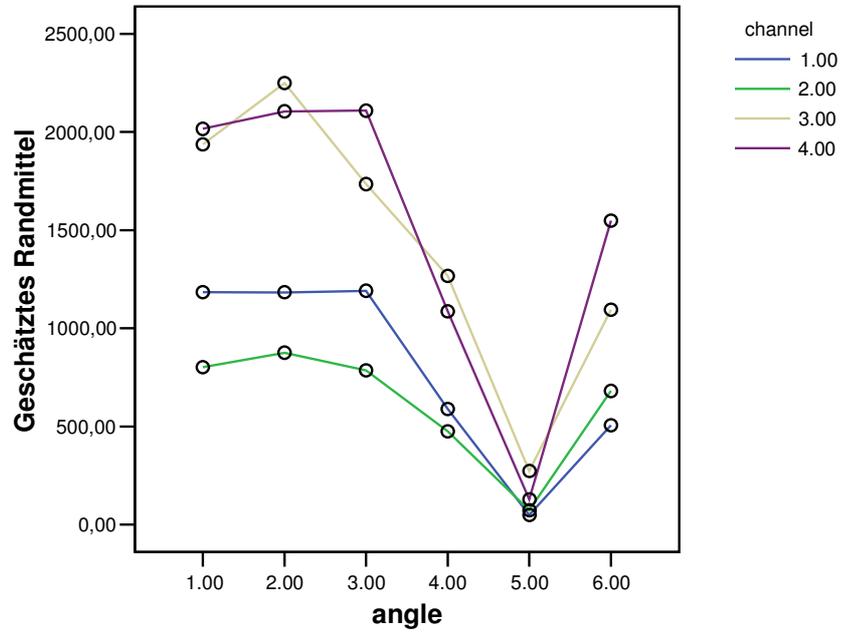
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00

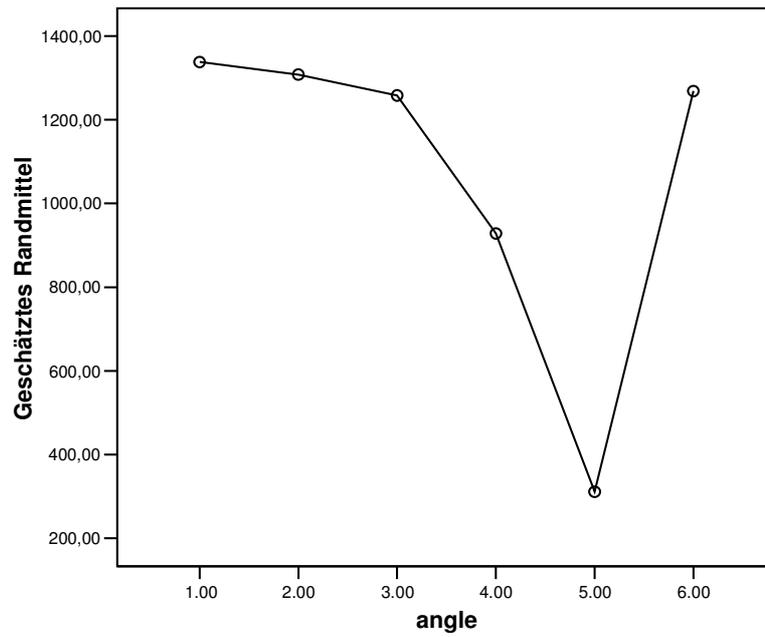


Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00



Geschätztes Randmittel von amplitude



XIII.1.2. Versuch II

amplitude

	angle	N	Untergruppe				
			1	2	3	4	5
Tukey-HSD(a,b)	5.00	240	121.3489				
	4.00	240		871.8788			
	3.00	240			968.0060		
	2.00	240				1224.0166	
	6.00	240				1268.3681	1268.3681
	1.00	240					1337.8762
	Signifikanz			1.000	1.000	1.000	.719
Scheffé(a,b)	5.00	240	121.3489				
	4.00	240		871.8788			
	3.00	240		968.0060			
	2.00	240			1224.0166		
	6.00	240			1268.3681	1268.3681	
	1.00	240				1337.8762	
	Signifikanz			1.000	.095	.849	.428

Die Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme
Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 118148.359".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 240.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

	(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD	1.00	2.00	29.9787	31.86851	.936	-60.9662	120.9237
		3.00	79.9411	31.86851	.122	-11.0039	170.8861
		4.00	409.6328(*)	31.86851	.000	318.6878	500.5778
		5.00	1026.6475(*)	31.86851	.000	935.7025	1117.5925
		6.00	69.5081	31.86851	.247	-21.4368	160.4531
	2.00	1.00	-29.9787	31.86851	.936	-120.9237	60.9662
		3.00	49.9623	31.86851	.620	-40.9827	140.9073
		4.00	379.6540(*)	31.86851	.000	288.7090	470.5990
		5.00	996.6687(*)	31.86851	.000	905.7237	1087.6137
		6.00	39.5294	31.86851	.817	-51.4156	130.4744
	3.00	1.00	-79.9411	31.86851	.122	-170.8861	11.0039
		2.00	-49.9623	31.86851	.620	-140.9073	40.9827
		4.00	329.6917(*)	31.86851	.000	238.7467	420.6367
		5.00	946.7064(*)	31.86851	.000	855.7614	1037.6514
		6.00	-10.4329	31.86851	1.000	-101.3779	80.5121
	4.00	1.00	-409.6328(*)	31.86851	.000	-500.5778	-318.6878
		2.00	-379.6540(*)	31.86851	.000	-470.5990	-288.7090
		3.00	-329.6917(*)	31.86851	.000	-420.6367	-238.7467
		5.00	617.0147(*)	31.86851	.000	526.0697	707.9597
		6.00	-340.1246(*)	31.86851	.000	-431.0696	-249.1796
5.00	1.00	-1026.6475(*)	31.86851	.000	-1117.5925	-935.7025	
	2.00	-996.6687(*)	31.86851	.000	-1087.6137	-905.7237	
	3.00	-946.7064(*)	31.86851	.000	-1037.6514	-855.7614	

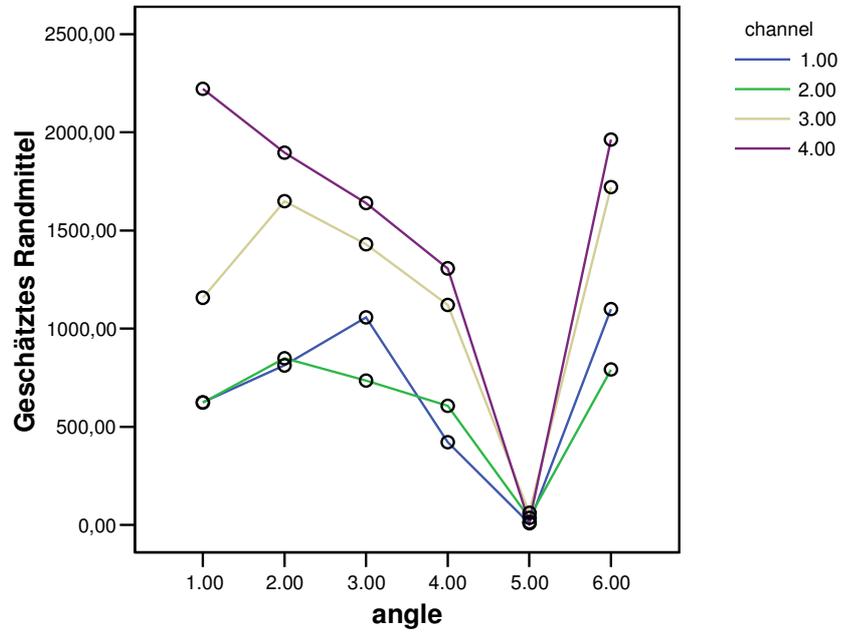
		4.00	-617.0147(*)	31.86851	.000	-707.9597	-526.0697
		6.00	-957.1393(*)	31.86851	.000	-1048.0843	-866.1943
	6.00	1.00	-69.5081	31.86851	.247	-160.4531	21.4368
		2.00	-39.5294	31.86851	.817	-130.4744	51.4156
		3.00	10.4329	31.86851	1.000	-80.5121	101.3779
		4.00	340.1246(*)	31.86851	.000	249.1796	431.0696
		5.00	957.1393(*)	31.86851	.000	866.1943	1048.0843
Scheffé	1.00	2.00	29.9787	31.86851	.971	-76.2118	136.1693
		3.00	79.9411	31.86851	.279	-26.2495	186.1316
		4.00	409.6328(*)	31.86851	.000	303.4422	515.8233
		5.00	1026.6475(*)	31.86851	.000	920.4569	1132.8380
		6.00	69.5081	31.86851	.447	-36.6824	175.6987
	2.00	1.00	-29.9787	31.86851	.971	-136.1693	76.2118
		3.00	49.9623	31.86851	.783	-56.2282	156.1529
		4.00	379.6540(*)	31.86851	.000	273.4635	485.8446
		5.00	996.6687(*)	31.86851	.000	890.4782	1102.8593
		6.00	39.5294	31.86851	.908	-66.6612	145.7200
	3.00	1.00	-79.9411	31.86851	.279	-186.1316	26.2495
		2.00	-49.9623	31.86851	.783	-156.1529	56.2282
		4.00	329.6917(*)	31.86851	.000	223.5011	435.8823
		5.00	946.7064(*)	31.86851	.000	840.5158	1052.8970
		6.00	-10.4329	31.86851	1.000	-116.6235	95.7576
	4.00	1.00	-409.6328(*)	31.86851	.000	-515.8233	-303.4422
		2.00	-379.6540(*)	31.86851	.000	-485.8446	-273.4635
		3.00	-329.6917(*)	31.86851	.000	-435.8823	-223.5011
		5.00	617.0147(*)	31.86851	.000	510.8241	723.2053
		6.00	-340.1246(*)	31.86851	.000	-446.3152	-233.9341
	5.00	1.00	-1026.6475(*)	31.86851	.000	-1132.8380	-920.4569
		2.00	-996.6687(*)	31.86851	.000	-1102.8593	-890.4782
		3.00	-946.7064(*)	31.86851	.000	-1052.8970	-840.5158
		4.00	-617.0147(*)	31.86851	.000	-723.2053	-510.8241
		6.00	-957.1393(*)	31.86851	.000	-1063.3299	-850.9488
	6.00	1.00	-69.5081	31.86851	.447	-175.6987	36.6824
		2.00	-39.5294	31.86851	.908	-145.7200	66.6612
		3.00	10.4329	31.86851	1.000	-95.7576	116.6235
		4.00	340.1246(*)	31.86851	.000	233.9341	446.3152
		5.00	957.1393(*)	31.86851	.000	850.9488	1063.3299

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

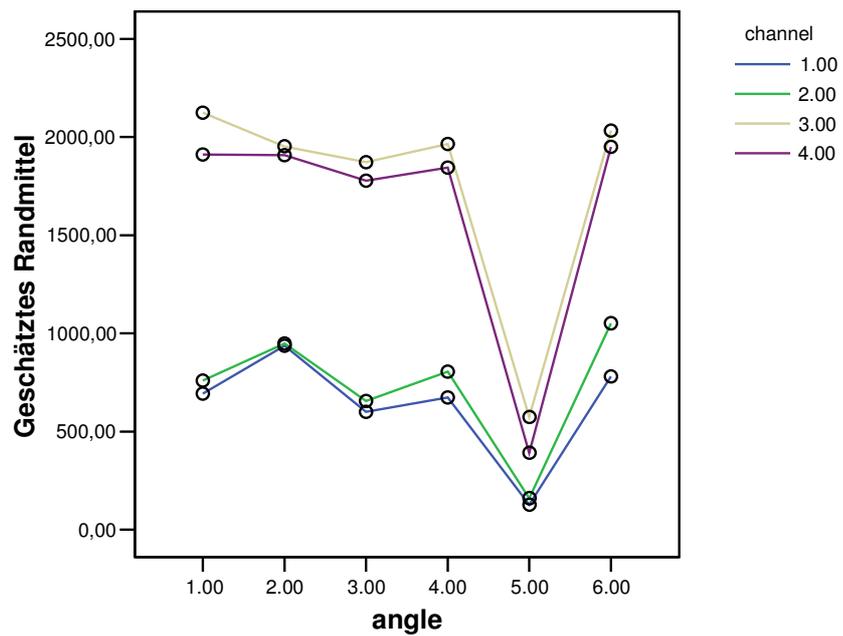
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 1.00



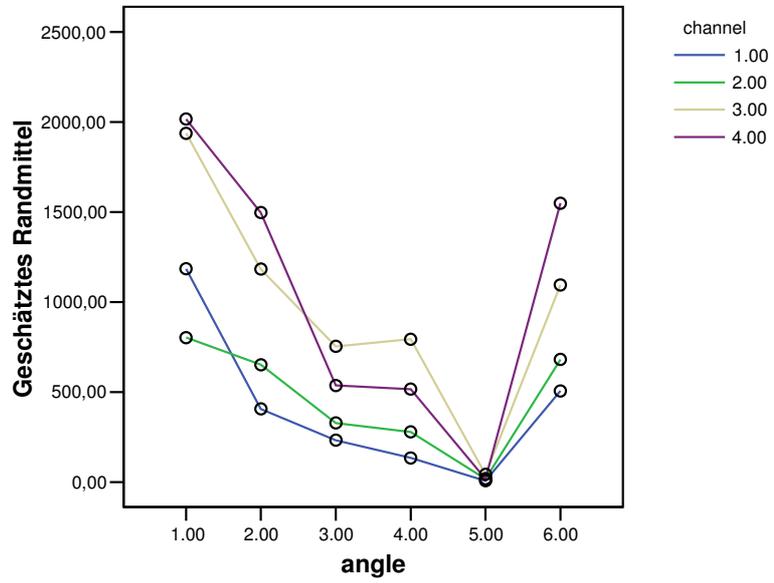
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00

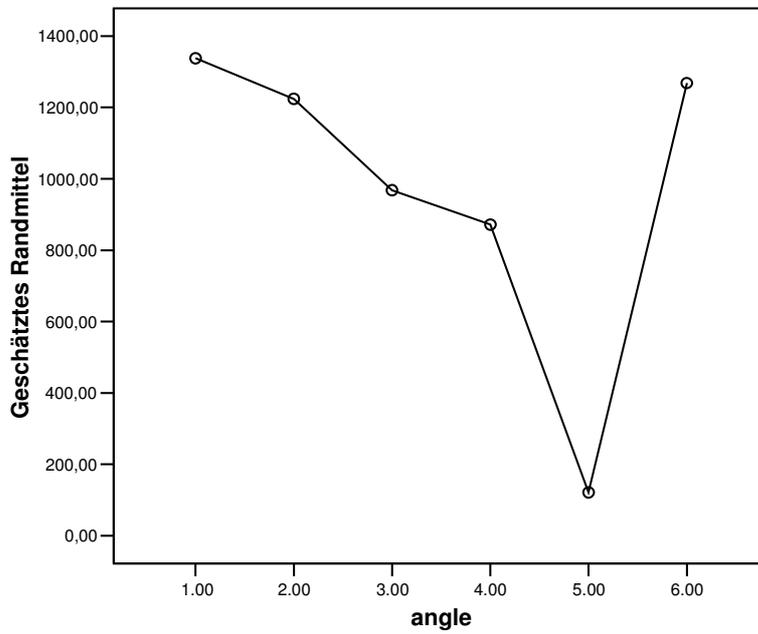


Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00



Geschätztes Randmittel von amplitude



XIII.2. SPSS-Auswertung von Proband 2 (BE)

XIII.2.1. Versuch I

amplitude

	angle	N	Untergruppe			
			1	2	3	4
Tukey-HSD(a,b)	5.00	240	48.6992			
	4.00	240		156.2649		
	6.00	240			220.4278	
	1.00	240			239.9953	
	2.00	240				348.3349
	3.00	240				376.3078
	Signifikanz		1.000	1.000	.823	.495
Scheffé(a,b)	5.00	240	48.6992			
	4.00	240		156.2649		
	6.00	240			220.4278	
	1.00	240			239.9953	
	2.00	240				348.3349
	3.00	240				376.3078
	Signifikanz		1.000	1.000	.912	.687

Die Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 30475.141".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 240.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

	(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD	1.00	2.00	-108.3396(*)	15.93611	.000	-153.8173	-62.8618
		3.00	-136.3125(*)	15.93611	.000	-181.7903	-90.8347
		4.00	83.7304(*)	15.93611	.000	38.2527	129.2082
		5.00	191.2961(*)	15.93611	.000	145.8184	236.7739
		6.00	19.5675	15.93611	.823	-25.9103	65.0453
	2.00	1.00	108.3396(*)	15.93611	.000	62.8618	153.8173
		3.00	-27.9729	15.93611	.495	-73.4507	17.5048
		4.00	192.0700(*)	15.93611	.000	146.5922	237.5478
		5.00	299.6357(*)	15.93611	.000	254.1579	345.1135
		6.00	127.9071(*)	15.93611	.000	82.4293	173.3848
	3.00	1.00	136.3125(*)	15.93611	.000	90.8347	181.7903
		2.00	27.9729	15.93611	.495	-17.5048	73.4507
		4.00	220.0429(*)	15.93611	.000	174.5652	265.5207
		5.00	327.6086(*)	15.93611	.000	282.1309	373.0864
		6.00	155.8800(*)	15.93611	.000	110.4022	201.3578
4.00	1.00	-83.7304(*)	15.93611	.000	-129.2082	-38.2527	
	2.00	-192.0700(*)	15.93611	.000	-237.5478	-146.5922	
	3.00	-220.0429(*)	15.93611	.000	-265.5207	-174.5652	
	5.00	107.5657(*)	15.93611	.000	62.0879	153.0435	
	6.00	-64.1629(*)	15.93611	.001	-109.6407	-18.6852	
5.00	1.00	-191.2961(*)	15.93611	.000	-236.7739	-145.8184	

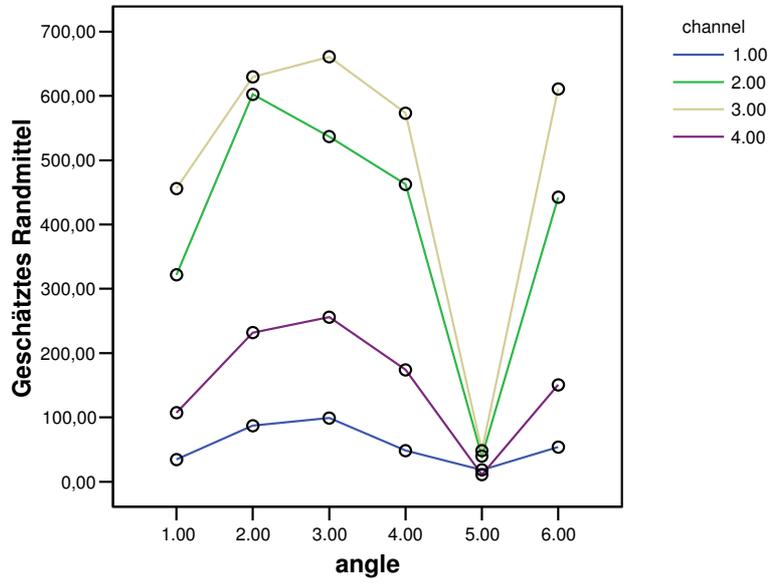
		2.00	-299.6357(*)	15.93611	.000	-345.1135	-254.1579
		3.00	-327.6086(*)	15.93611	.000	-373.0864	-282.1309
		4.00	-107.5657(*)	15.93611	.000	-153.0435	-62.0879
		6.00	-171.7286(*)	15.93611	.000	-217.2064	-126.2509
	6.00	1.00	-19.5675	15.93611	.823	-65.0453	25.9103
		2.00	-127.9071(*)	15.93611	.000	-173.3848	-82.4293
		3.00	-155.8800(*)	15.93611	.000	-201.3578	-110.4022
		4.00	64.1629(*)	15.93611	.001	18.6852	109.6407
		5.00	171.7286(*)	15.93611	.000	126.2509	217.2064
Scheffé	1.00	2.00	-108.3396(*)	15.93611	.000	-161.4410	-55.2381
		3.00	-136.3125(*)	15.93611	.000	-189.4140	-83.2111
		4.00	83.7304(*)	15.93611	.000	30.6290	136.8319
		5.00	191.2961(*)	15.93611	.000	138.1947	244.3976
		6.00	19.5675	15.93611	.912	-33.5339	72.6690
	2.00	1.00	108.3396(*)	15.93611	.000	55.2381	161.4410
		3.00	-27.9729	15.93611	.687	-81.0744	25.1285
		4.00	192.0700(*)	15.93611	.000	138.9685	245.1714
		5.00	299.6357(*)	15.93611	.000	246.5343	352.7371
		6.00	127.9071(*)	15.93611	.000	74.8056	181.0085
	3.00	1.00	136.3125(*)	15.93611	.000	83.2111	189.4140
		2.00	27.9729	15.93611	.687	-25.1285	81.0744
		4.00	220.0429(*)	15.93611	.000	166.9415	273.1444
		5.00	327.6086(*)	15.93611	.000	274.5072	380.7101
		6.00	155.8800(*)	15.93611	.000	102.7786	208.9815
	4.00	1.00	-83.7304(*)	15.93611	.000	-136.8319	-30.6290
		2.00	-192.0700(*)	15.93611	.000	-245.1714	-138.9685
		3.00	-220.0429(*)	15.93611	.000	-273.1444	-166.9415
		5.00	107.5657(*)	15.93611	.000	54.4643	160.6672
		6.00	-64.1629(*)	15.93611	.006	-117.2644	-11.0615
	5.00	1.00	-191.2961(*)	15.93611	.000	-244.3976	-138.1947
		2.00	-299.6357(*)	15.93611	.000	-352.7371	-246.5343
		3.00	-327.6086(*)	15.93611	.000	-380.7101	-274.5072
		4.00	-107.5657(*)	15.93611	.000	-160.6672	-54.4643
		6.00	-171.7286(*)	15.93611	.000	-224.8301	-118.6272
	6.00	1.00	-19.5675	15.93611	.912	-72.6690	33.5339
		2.00	-127.9071(*)	15.93611	.000	-181.0085	-74.8056
		3.00	-155.8800(*)	15.93611	.000	-208.9815	-102.7786
		4.00	64.1629(*)	15.93611	.006	11.0615	117.2644
		5.00	171.7286(*)	15.93611	.000	118.6272	224.8301

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

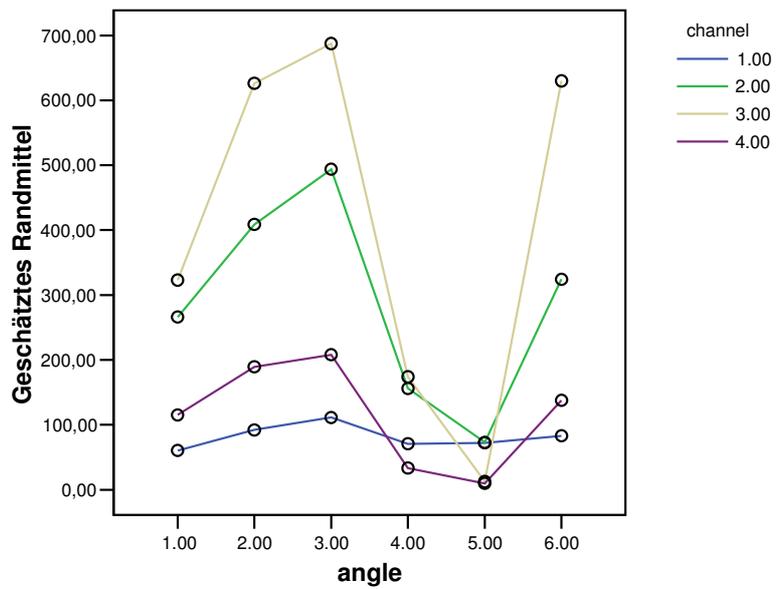
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 1.00



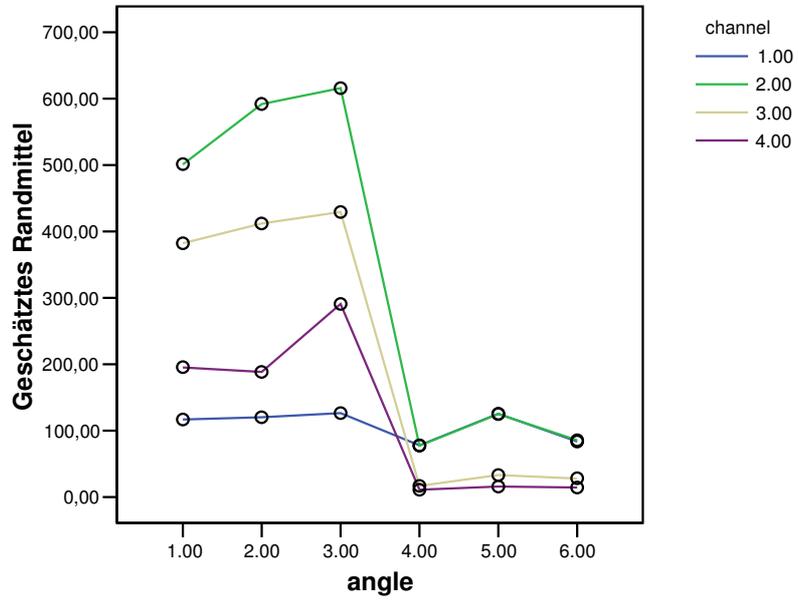
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00

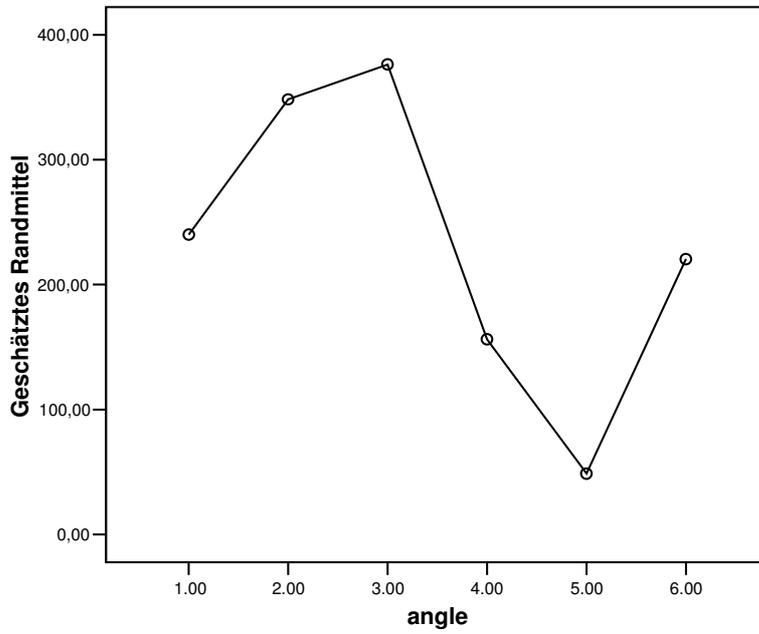


Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00



Geschätztes Randmittel von amplitude



XIII.2.2. Versuch II

amplitude

	angle	N	Untergruppe			
			1	2	3	4
Tukey-HSD(a,b)	5.00	240	13.6219			
	4.00	240	29.3025			
	3.00	240	33.1515			
	2.00	240		125.6587		
	1.00	240			167.2847	
	6.00	240				279.9679
	Signifikanz			.760	1.000	1.000
Scheffé(a,b)	5.00	240	13.6219			
	4.00	240	29.3025			
	3.00	240	33.1515			
	2.00	240		125.6587		
	1.00	240			167.2847	
	6.00	240				279.9679
	Signifikanz			.875	.146	1.000

Die Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 25337.072".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 240.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

	(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD	1.00	2.00	41.6260(*)	14.53074	.048	.1588	83.0932
		3.00	134.1332(*)	14.53074	.000	92.6660	175.6004
		4.00	137.9822(*)	14.53074	.000	96.5150	179.4494
		5.00	153.6628(*)	14.53074	.000	112.1956	195.1300
		6.00	-112.6832(*)	14.53074	.000	-154.1504	-71.2160
	2.00	1.00	-41.6260(*)	14.53074	.048	-83.0932	-.1588
		3.00	92.5072(*)	14.53074	.000	51.0400	133.9744
		4.00	96.3562(*)	14.53074	.000	54.8890	137.8234
		5.00	112.0368(*)	14.53074	.000	70.5696	153.5040
		6.00	-154.3092(*)	14.53074	.000	-195.7764	-112.8421
	3.00	1.00	-134.1332(*)	14.53074	.000	-175.6004	-92.6660
		2.00	-92.5072(*)	14.53074	.000	-133.9744	-51.0400
		4.00	3.8490	14.53074	1.000	-37.6182	45.3162
		5.00	19.5296	14.53074	.760	-21.9376	60.9967
		6.00	-246.8165(*)	14.53074	.000	-288.2836	-205.3493
4.00	1.00	-137.9822(*)	14.53074	.000	-179.4494	-96.5150	
	2.00	-96.3562(*)	14.53074	.000	-137.8234	-54.8890	
	3.00	-3.8490	14.53074	1.000	-45.3162	37.6182	
	5.00	15.6806	14.53074	.890	-25.7866	57.1478	
	6.00	-250.6654(*)	14.53074	.000	-292.1326	-209.1983	
5.00	1.00	-153.6628(*)	14.53074	.000	-195.1300	-112.1956	
	2.00	-112.0368(*)	14.53074	.000	-153.5040	-70.5696	
	3.00	-19.5296	14.53074	.760	-60.9967	21.9376	

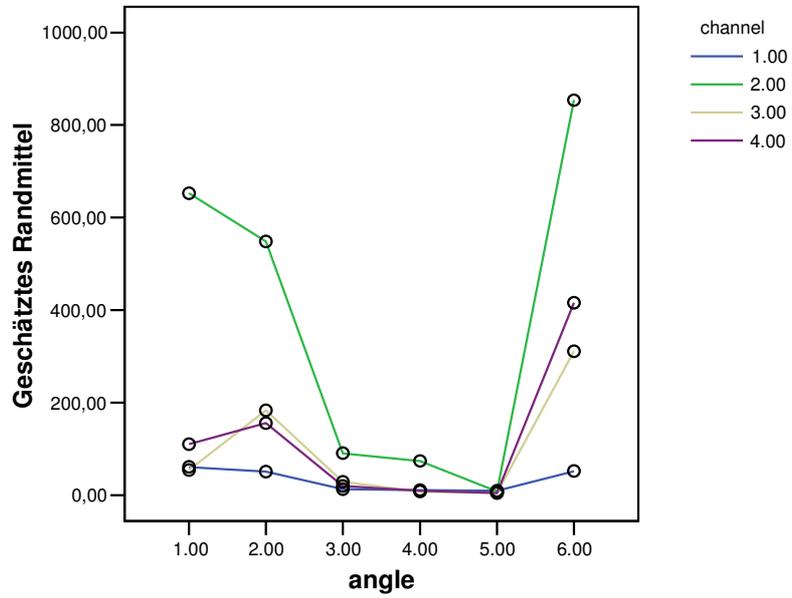
		4.00	-15.6806	14.53074	.890	-57.1478	25.7866
		6.00	-266.3460(*)	14.53074	.000	-307.8132	-224.8788
	6.00	1.00	112.6832(*)	14.53074	.000	71.2160	154.1504
		2.00	154.3092(*)	14.53074	.000	112.8421	195.7764
		3.00	246.8165(*)	14.53074	.000	205.3493	288.2836
		4.00	250.6654(*)	14.53074	.000	209.1983	292.1326
		5.00	266.3460(*)	14.53074	.000	224.8788	307.8132
Scheffé	1.00	2.00	41.6260	14.53074	.146	-6.7925	90.0446
		3.00	134.1332(*)	14.53074	.000	85.7147	182.5518
		4.00	137.9822(*)	14.53074	.000	89.5637	186.4008
		5.00	153.6628(*)	14.53074	.000	105.2442	202.0813
		6.00	-112.6832(*)	14.53074	.000	-161.1018	-64.2647
	2.00	1.00	-41.6260	14.53074	.146	-90.0446	6.7925
		3.00	92.5072(*)	14.53074	.000	44.0887	140.9258
		4.00	96.3562(*)	14.53074	.000	47.9377	144.7747
		5.00	112.0368(*)	14.53074	.000	63.6182	160.4553
		6.00	-154.3092(*)	14.53074	.000	-202.7278	-105.8907
	3.00	1.00	-134.1332(*)	14.53074	.000	-182.5518	-85.7147
		2.00	-92.5072(*)	14.53074	.000	-140.9258	-44.0887
		4.00	3.8490	14.53074	1.000	-44.5696	52.2675
		5.00	19.5296	14.53074	.875	-28.8890	67.9481
		6.00	-246.8165(*)	14.53074	.000	-295.2350	-198.3979
	4.00	1.00	-137.9822(*)	14.53074	.000	-186.4008	-89.5637
		2.00	-96.3562(*)	14.53074	.000	-144.7747	-47.9377
		3.00	-3.8490	14.53074	1.000	-52.2675	44.5696
		5.00	15.6806	14.53074	.948	-32.7380	64.0991
		6.00	-250.6654(*)	14.53074	.000	-299.0840	-202.2469
	5.00	1.00	-153.6628(*)	14.53074	.000	-202.0813	-105.2442
		2.00	-112.0368(*)	14.53074	.000	-160.4553	-63.6182
		3.00	-19.5296	14.53074	.875	-67.9481	28.8890
		4.00	-15.6806	14.53074	.948	-64.0991	32.7380
		6.00	-266.3460(*)	14.53074	.000	-314.7646	-217.9275
	6.00	1.00	112.6832(*)	14.53074	.000	64.2647	161.1018
		2.00	154.3092(*)	14.53074	.000	105.8907	202.7278
		3.00	246.8165(*)	14.53074	.000	198.3979	295.2350
		4.00	250.6654(*)	14.53074	.000	202.2469	299.0840
		5.00	266.3460(*)	14.53074	.000	217.9275	314.7646

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

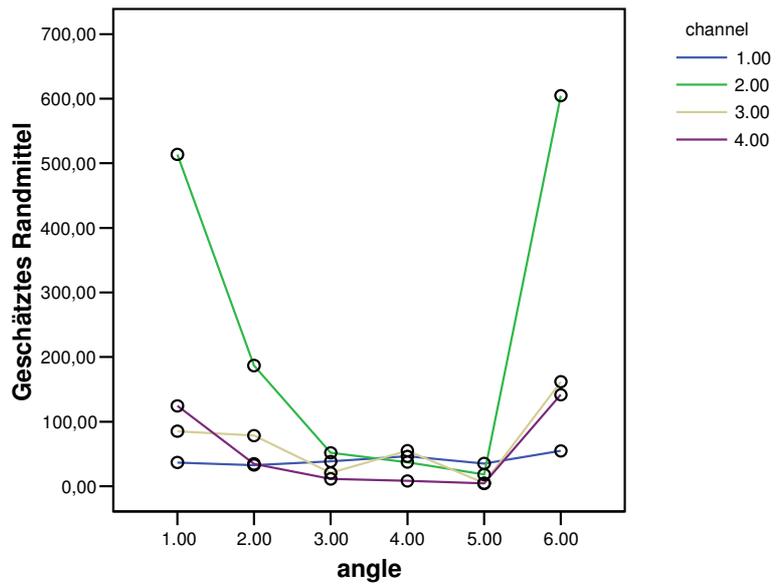
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 1.00



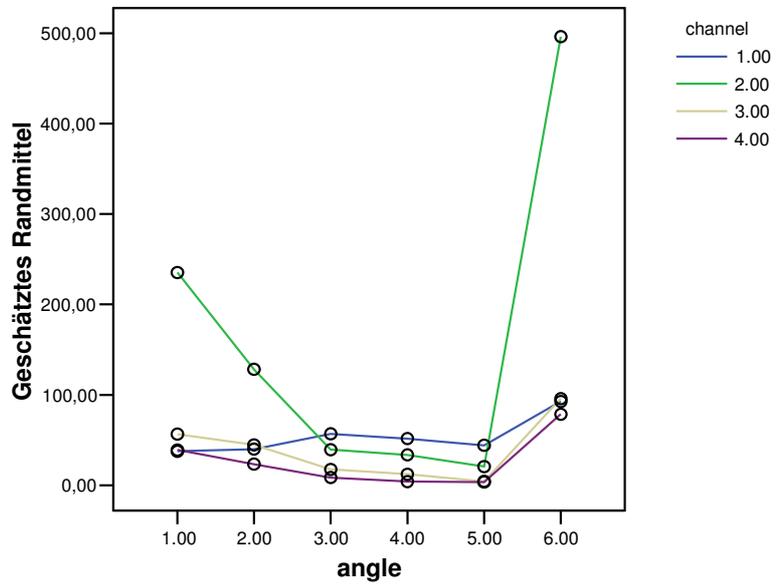
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00

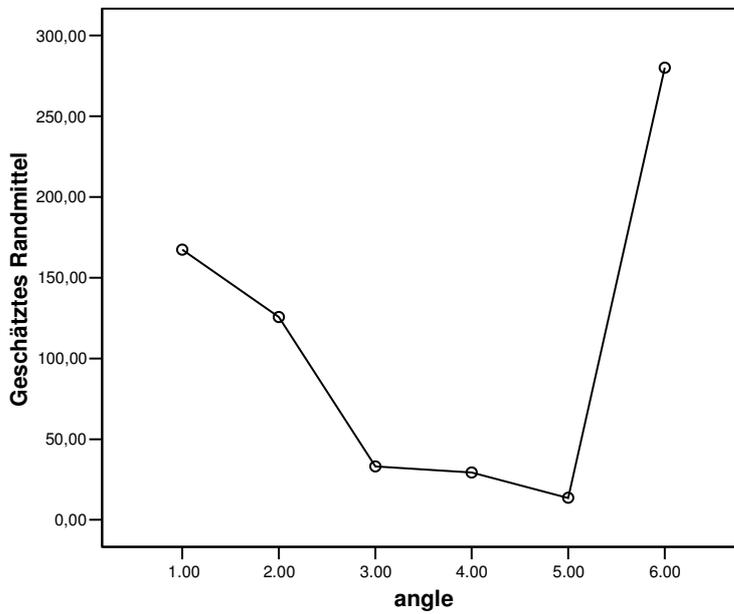


Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00



Geschätztes Randmittel von amplitude



XIII.3. SPSS-Auswertung von Proband 3 (KP)

XIII.3.1. Versuch I

amplitude

	angle	N	Untergruppe	
			1	2
Tukey-HSD(a,b)	5.00	240	127.2010	
	3.00	240		288.9913
	6.00	240		353.4050
	4.00	240		353.6354
	1.00	240		354.9541
	2.00	240		356.2267
	Signifikanz			1.000
Scheffé(a,b)	5.00	240	127.2010	
	3.00	240		288.9913
	6.00	240		353.4050
	4.00	240		353.6354
	1.00	240		354.9541
	2.00	240		356.2267
	Signifikanz			1.000

Die Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 74679.967".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 240.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

	(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD	1.00	2.00	-1.2726	24.94660	1.000	-72.4641	69.9189
		3.00	65.9627	24.94660	.088	-5.2288	137.1543
		4.00	1.3187	24.94660	1.000	-69.8729	72.5102
		5.00	227.7531(*)	24.94660	.000	156.5616	298.9447
	2.00	6.00	1.5491	24.94660	1.000	-69.6425	72.7406
		1.00	1.2726	24.94660	1.000	-69.9189	72.4641
		3.00	67.2353	24.94660	.077	-3.9562	138.4269
		4.00	2.5913	24.94660	1.000	-68.6003	73.7828
	3.00	5.00	229.0257(*)	24.94660	.000	157.8342	300.2173
		6.00	2.8217	24.94660	1.000	-68.3699	74.0132
		1.00	-65.9627	24.94660	.088	-137.1543	5.2288
		2.00	-67.2353	24.94660	.077	-138.4269	3.9562
	4.00	4.00	-64.6441	24.94660	.100	-135.8356	6.5475
		5.00	161.7904(*)	24.94660	.000	90.5988	232.9819
		6.00	-64.4137	24.94660	.102	-135.6052	6.7779
		1.00	-1.3187	24.94660	1.000	-72.5102	69.8729
	2.00	-2.5913	24.94660	1.000	-73.7828	68.6003	
	3.00	64.6441	24.94660	.100	-6.5475	135.8356	
	5.00	226.4344(*)	24.94660	.000	155.2429	297.6260	
	6.00	.2304	24.94660	1.000	-70.9611	71.4219	

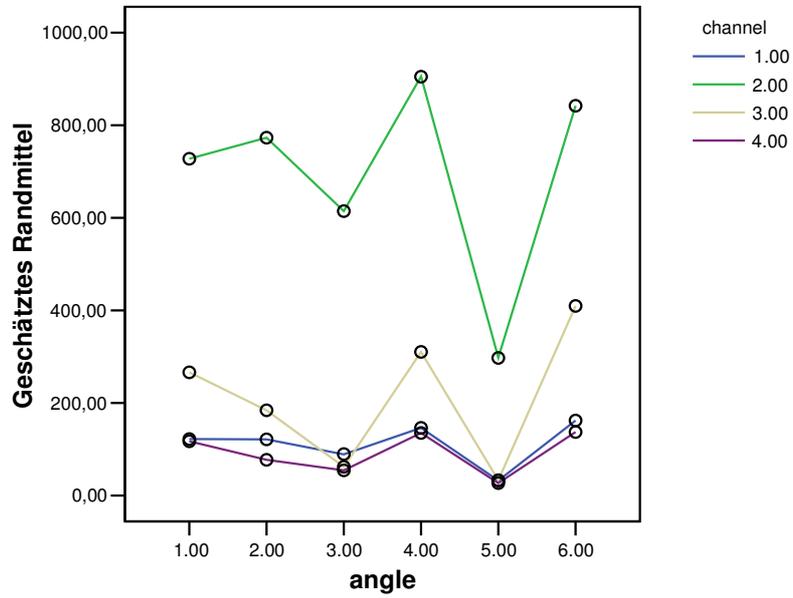
Scheffé	5.00	1.00	-227.7531(*)	24.94660	.000	-298.9447	-156.5616	
		2.00	-229.0257(*)	24.94660	.000	-300.2173	-157.8342	
		3.00	-161.7904(*)	24.94660	.000	-232.9819	-90.5988	
		4.00	-226.4344(*)	24.94660	.000	-297.6260	-155.2429	
		6.00	-226.2040(*)	24.94660	.000	-297.3956	-155.0125	
		6.00	1.00	-1.5491	24.94660	1.000	-72.7406	69.6425
		2.00	-2.8217	24.94660	1.000	-74.0132	68.3699	
		3.00	64.4137	24.94660	.102	-6.7779	135.6052	
		4.00	-.2304	24.94660	1.000	-71.4219	70.9611	
		5.00	226.2040(*)	24.94660	.000	155.0125	297.3956	
		1.00	2.00	-1.2726	24.94660	1.000	-84.3984	81.8531
			3.00	65.9627	24.94660	.222	-17.1630	149.0885
			4.00	1.3187	24.94660	1.000	-81.8071	84.4444
			5.00	227.7531(*)	24.94660	.000	144.6274	310.8789
			6.00	1.5491	24.94660	1.000	-81.5767	84.6748
		2.00	1.00	1.2726	24.94660	1.000	-81.8531	84.3984
			3.00	67.2353	24.94660	.203	-15.8904	150.3611
			4.00	2.5913	24.94660	1.000	-80.5345	85.7170
			5.00	229.0257(*)	24.94660	.000	145.9000	312.1515
			6.00	2.8217	24.94660	1.000	-80.3041	85.9474
		3.00	1.00	-65.9627	24.94660	.222	-149.0885	17.1630
			2.00	-67.2353	24.94660	.203	-150.3611	15.8904
			4.00	-64.6441	24.94660	.243	-147.7698	18.4817
			5.00	161.7904(*)	24.94660	.000	78.6646	244.9161
			6.00	-64.4137	24.94660	.247	-147.5394	18.7121
		4.00	1.00	-1.3187	24.94660	1.000	-84.4444	81.8071
			2.00	-2.5913	24.94660	1.000	-85.7170	80.5345
			3.00	64.6441	24.94660	.243	-18.4817	147.7698
			5.00	226.4344(*)	24.94660	.000	143.3087	309.5602
			6.00	.2304	24.94660	1.000	-82.8953	83.3561
	5.00	1.00	-227.7531(*)	24.94660	.000	-310.8789	-144.6274	
		2.00	-229.0257(*)	24.94660	.000	-312.1515	-145.9000	
		3.00	-161.7904(*)	24.94660	.000	-244.9161	-78.6646	
		4.00	-226.4344(*)	24.94660	.000	-309.5602	-143.3087	
		6.00	-226.2040(*)	24.94660	.000	-309.3298	-143.0783	
	6.00	1.00	-1.5491	24.94660	1.000	-84.6748	81.5767	
		2.00	-2.8217	24.94660	1.000	-85.9474	80.3041	
		3.00	64.4137	24.94660	.247	-18.7121	147.5394	
		4.00	-.2304	24.94660	1.000	-83.3561	82.8953	
		5.00	226.2040(*)	24.94660	.000	143.0783	309.3298	

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

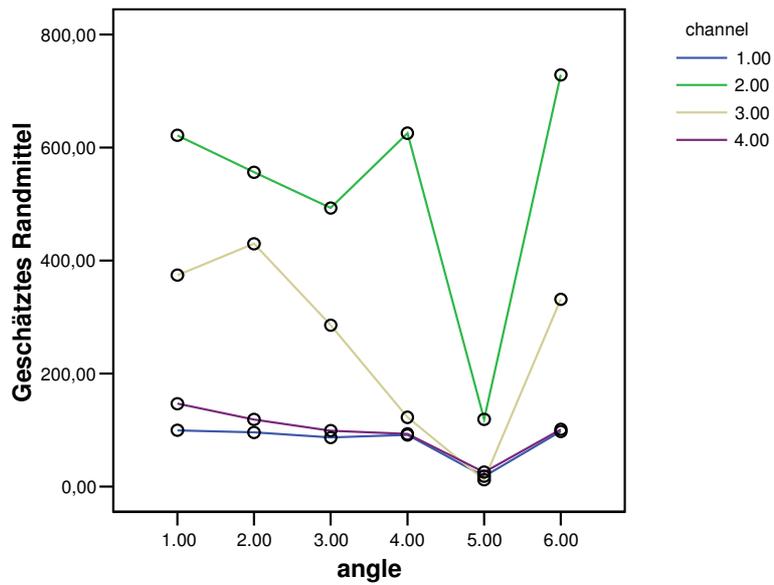
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 1.00



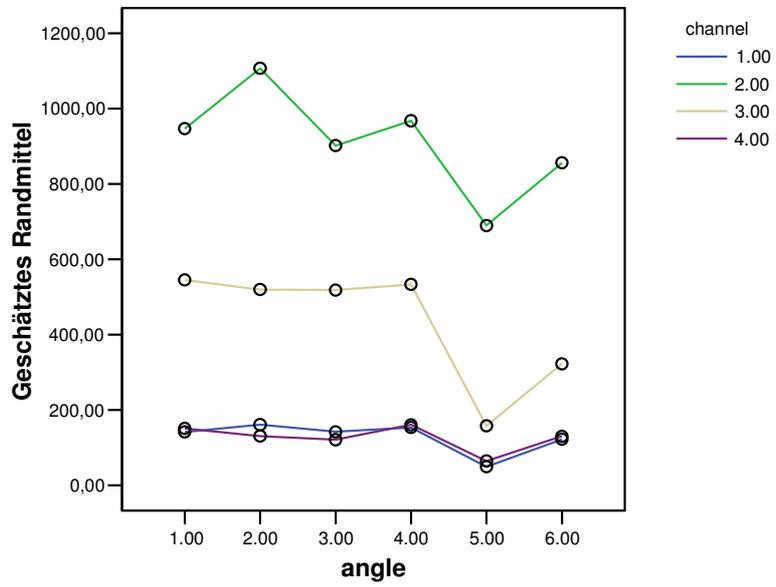
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00

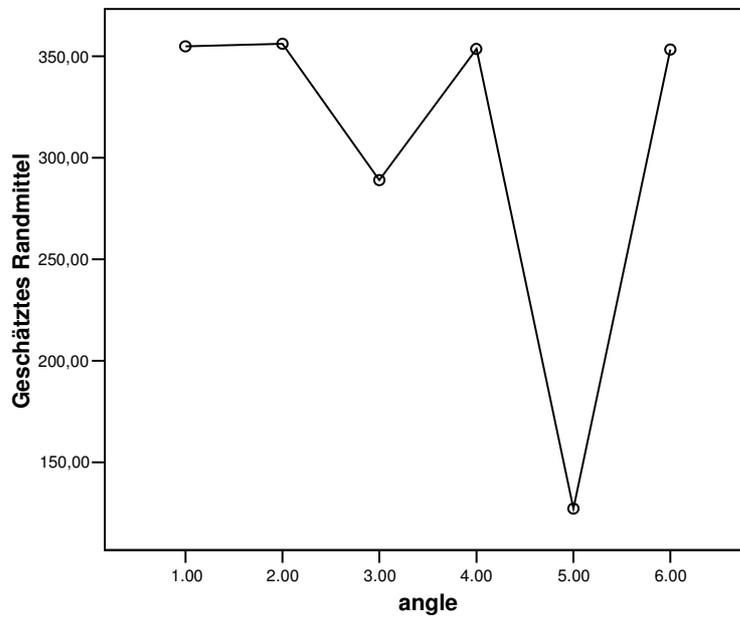


Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00



Geschätztes Randmittel von amplitude



XIII.3.2. Versuch II

amplitude

	angle	N	Untergruppe		
			1	2	3
Tukey-HSD(a,b)	5.00	240	55.3238		
	4.00	240		287.1590	
	3.00	240		351.1661	
	6.00	240		353.4050	
	1.00	240		354.9541	
	2.00	240			437.7440
	Signifikanz			1.000	.083
Scheffé(a,b)	5.00	240	55.3238		
	4.00	240		287.1590	
	3.00	240		351.1661	
	6.00	240		353.4050	353.4050
	1.00	240		354.9541	354.9541
	2.00	240			437.7440
	Signifikanz			1.000	.215

Die Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 77752.395".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 240.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

	(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD	1.00	2.00	-82.7899(*)	25.45460	.015	-155.4311	-10.1486
		3.00	3.7880	25.45460	1.000	-68.8532	76.4292
		4.00	67.7951	25.45460	.083	-4.8462	140.4363
		5.00	299.6303(*)	25.45460	.000	226.9890	372.2715
		6.00	1.5491	25.45460	1.000	-71.0922	74.1903
	2.00	1.00	82.7899(*)	25.45460	.015	10.1486	155.4311
		3.00	86.5779(*)	25.45460	.009	13.9366	159.2191
		4.00	150.5849(*)	25.45460	.000	77.9437	223.2262
		5.00	382.4201(*)	25.45460	.000	309.7789	455.0614
		6.00	84.3390(*)	25.45460	.012	11.6977	156.9802
	3.00	1.00	-3.7880	25.45460	1.000	-76.4292	68.8532
		2.00	-86.5779(*)	25.45460	.009	-159.2191	-13.9366
4.00		64.0071	25.45460	.120	-8.6342	136.6483	
5.00		295.8423(*)	25.45460	.000	223.2010	368.4835	
6.00		-2.2389	25.45460	1.000	-74.8802	70.4023	
4.00	1.00	-67.7951	25.45460	.083	-140.4363	4.8462	
	2.00	-150.5849(*)	25.45460	.000	-223.2262	-77.9437	
	3.00	-64.0071	25.45460	.120	-136.6483	8.6342	
	5.00	231.8352(*)	25.45460	.000	159.1940	304.4764	
	6.00	-66.2460	25.45460	.097	-138.8872	6.3952	
5.00	1.00	-299.6303(*)	25.45460	.000	-372.2715	-226.9890	
	2.00	-382.4201(*)	25.45460	.000	-455.0614	-309.7789	
	3.00	-295.8423(*)	25.45460	.000	-368.4835	-223.2010	

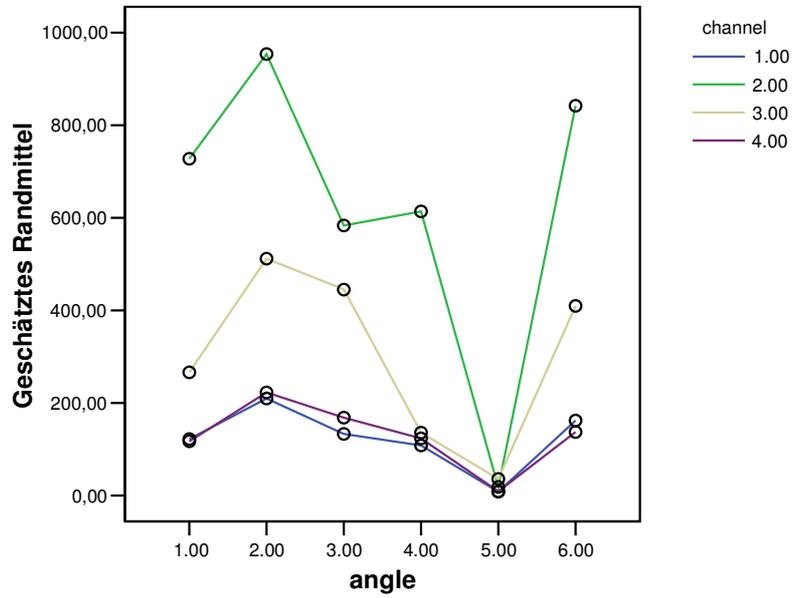
		4.00	-231.8352(*)	25.45460	.000	-304.4764	-159.1940
		6.00	-298.0812(*)	25.45460	.000	-370.7224	-225.4400
	6.00	1.00	-1.5491	25.45460	1.000	-74.1903	71.0922
		2.00	-84.3390(*)	25.45460	.012	-156.9802	-11.6977
		3.00	2.2389	25.45460	1.000	-70.4023	74.8802
		4.00	66.2460	25.45460	.097	-6.3952	138.8872
		5.00	298.0812(*)	25.45460	.000	225.4400	370.7224
Scheffé	1.00	2.00	-82.7899	25.45460	.061	-167.6083	2.0286
		3.00	3.7880	25.45460	1.000	-81.0305	88.6065
		4.00	67.7951	25.45460	.215	-17.0234	152.6135
		5.00	299.6303(*)	25.45460	.000	214.8118	384.4487
		6.00	1.5491	25.45460	1.000	-83.2694	86.3675
	2.00	1.00	82.7899	25.45460	.061	-2.0286	167.6083
		3.00	86.5779(*)	25.45460	.042	1.7594	171.3963
		4.00	150.5849(*)	25.45460	.000	65.7665	235.4034
		5.00	382.4201(*)	25.45460	.000	297.6017	467.2386
		6.00	84.3390	25.45460	.052	-.4795	169.1574
	3.00	1.00	-3.7880	25.45460	1.000	-88.6065	81.0305
		2.00	-86.5779(*)	25.45460	.042	-171.3963	-1.7594
		4.00	64.0071	25.45460	.277	-20.8114	148.8255
		5.00	295.8423(*)	25.45460	.000	211.0238	380.6607
		6.00	-2.2389	25.45460	1.000	-87.0574	82.5795
	4.00	1.00	-67.7951	25.45460	.215	-152.6135	17.0234
		2.00	-150.5849(*)	25.45460	.000	-235.4034	-65.7665
		3.00	-64.0071	25.45460	.277	-148.8255	20.8114
		5.00	231.8352(*)	25.45460	.000	147.0167	316.6537
		6.00	-66.2460	25.45460	.239	-151.0644	18.5725
	5.00	1.00	-299.6303(*)	25.45460	.000	-384.4487	-214.8118
		2.00	-382.4201(*)	25.45460	.000	-467.2386	-297.6017
		3.00	-295.8423(*)	25.45460	.000	-380.6607	-211.0238
		4.00	-231.8352(*)	25.45460	.000	-316.6537	-147.0167
		6.00	-298.0812(*)	25.45460	.000	-382.8997	-213.2627
	6.00	1.00	-1.5491	25.45460	1.000	-86.3675	83.2694
		2.00	-84.3390	25.45460	.052	-169.1574	.4795
		3.00	2.2389	25.45460	1.000	-82.5795	87.0574
		4.00	66.2460	25.45460	.239	-18.5725	151.0644
		5.00	298.0812(*)	25.45460	.000	213.2627	382.8997

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

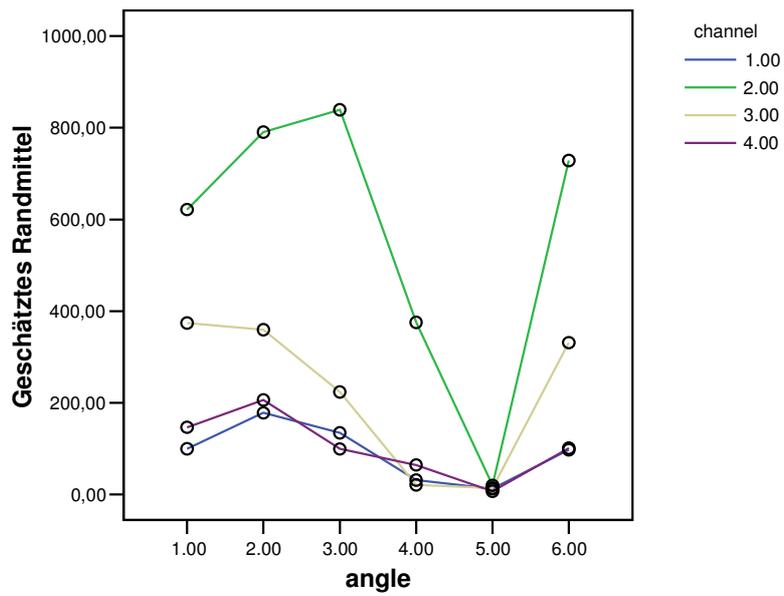
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 1.00



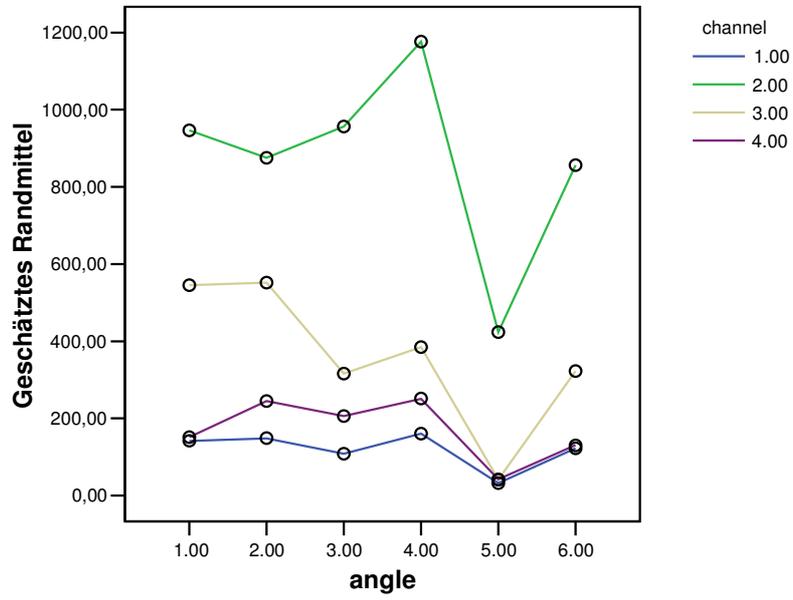
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00

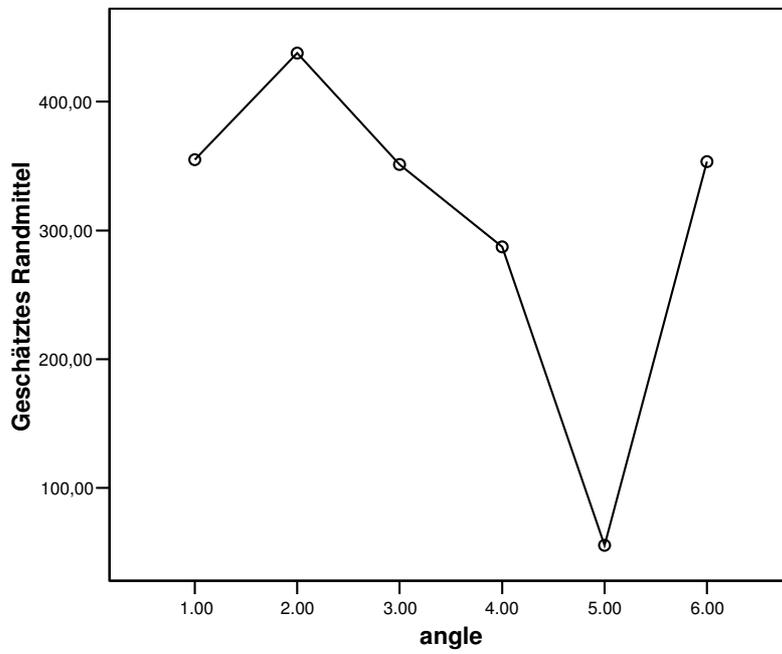


Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00



Geschätztes Randmittel von amplitude



XIII.4. SPSS-Auswertung von Proband 4 (VG)

XIII.4.1. Versuch I

amplitude

	angle	N	Untergruppe			
			1	2	3	4
Tukey-HSD(a,b)	5.00	320	341.9183			
	3.00	320		454.5511		
	2.00	320			607.8981	
	4.00	320			611.5462	
	6.00	320				679.8938
	1.00	320				693.5032
	Signifikanz			1.000	1.000	1.000
Scheffé(a,b)	5.00	320	341.9183			
	3.00	320		454.5511		
	2.00	320			607.8981	
	4.00	320			611.5462	
	6.00	320			679.8938	679.8938
	1.00	320				693.5032
	Signifikanz			1.000	1.000	.084

Die Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 85416.486".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 320.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

	(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD	1.00	2.00	85.6051(*)	23.10526	.003	19.6917	151.5185
		3.00	238.9521(*)	23.10526	.000	173.0387	304.8655
		4.00	81.9570(*)	23.10526	.005	16.0437	147.8704
		5.00	351.5849(*)	23.10526	.000	285.6715	417.4982
		6.00	13.6094	23.10526	.992	-52.3040	79.5227
	2.00	1.00	-85.6051(*)	23.10526	.003	-151.5185	-19.6917
		3.00	153.3470(*)	23.10526	.000	87.4336	219.2604
		4.00	-3.6481	23.10526	1.000	-69.5614	62.2653
		5.00	265.9797(*)	23.10526	.000	200.0664	331.8931
		6.00	-71.9958(*)	23.10526	.023	-137.9091	-6.0824
	3.00	1.00	-238.9521(*)	23.10526	.000	-304.8655	-173.0387
		2.00	-153.3470(*)	23.10526	.000	-219.2604	-87.4336
		4.00	-156.9951(*)	23.10526	.000	-222.9084	-91.0817
		5.00	112.6327(*)	23.10526	.000	46.7194	178.5461
		6.00	-225.3428(*)	23.10526	.000	-291.2561	-159.4294
4.00	1.00	-81.9570(*)	23.10526	.005	-147.8704	-16.0437	
	2.00	3.6481	23.10526	1.000	-62.2653	69.5614	
	3.00	156.9951(*)	23.10526	.000	91.0817	222.9084	
	5.00	269.6278(*)	23.10526	.000	203.7144	335.5412	
	6.00	-68.3477(*)	23.10526	.037	-134.2611	-2.4343	
5.00	1.00	-351.5849(*)	23.10526	.000	-417.4982	-285.6715	

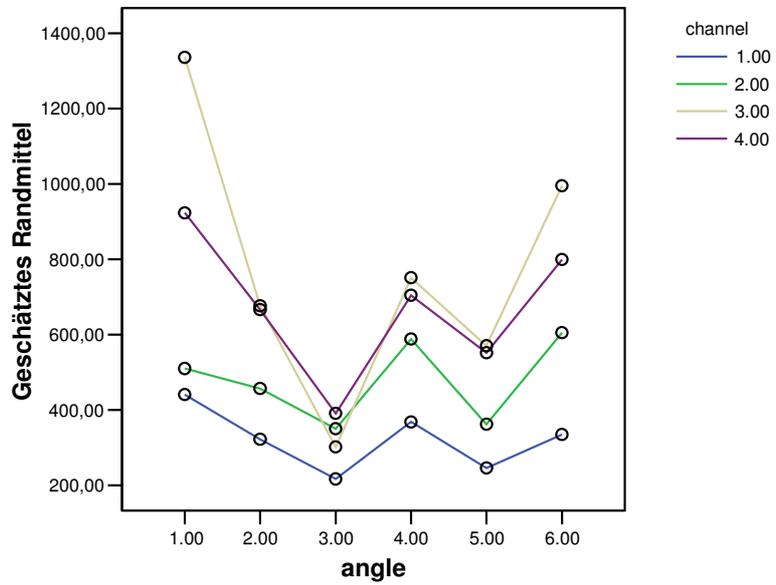
		2.00	-265.9797(*)	23.10526	.000	-331.8931	-200.0664
		3.00	-112.6327(*)	23.10526	.000	-178.5461	-46.7194
		4.00	-269.6278(*)	23.10526	.000	-335.5412	-203.7144
		6.00	-337.9755(*)	23.10526	.000	-403.8889	-272.0621
	6.00	1.00	-13.6094	23.10526	.992	-79.5227	52.3040
		2.00	71.9958(*)	23.10526	.023	6.0824	137.9091
		3.00	225.3428(*)	23.10526	.000	159.4294	291.2561
		4.00	68.3477(*)	23.10526	.037	2.4343	134.2611
		5.00	337.9755(*)	23.10526	.000	272.0621	403.8889
Scheffé	1.00	2.00	85.6051(*)	23.10526	.018	8.6434	162.5669
		3.00	238.9521(*)	23.10526	.000	161.9904	315.9138
		4.00	81.9570(*)	23.10526	.028	4.9953	158.9188
		5.00	351.5849(*)	23.10526	.000	274.6231	428.5466
		6.00	13.6094	23.10526	.997	-63.3524	90.5711
	2.00	1.00	-85.6051(*)	23.10526	.018	-162.5669	-8.6434
		3.00	153.3470(*)	23.10526	.000	76.3853	230.3087
		4.00	-3.6481	23.10526	1.000	-80.6098	73.3137
		5.00	265.9797(*)	23.10526	.000	189.0180	342.9415
		6.00	-71.9958	23.10526	.084	-148.9575	4.9660
	3.00	1.00	-238.9521(*)	23.10526	.000	-315.9138	-161.9904
		2.00	-153.3470(*)	23.10526	.000	-230.3087	-76.3853
		4.00	-156.9951(*)	23.10526	.000	-233.9568	-80.0333
		5.00	112.6327(*)	23.10526	.000	35.6710	189.5945
		6.00	-225.3428(*)	23.10526	.000	-302.3045	-148.3810
	4.00	1.00	-81.9570(*)	23.10526	.028	-158.9188	-4.9953
		2.00	3.6481	23.10526	1.000	-73.3137	80.6098
		3.00	156.9951(*)	23.10526	.000	80.0333	233.9568
		5.00	269.6278(*)	23.10526	.000	192.6661	346.5895
		6.00	-68.3477	23.10526	.120	-145.3094	8.6140
	5.00	1.00	-351.5849(*)	23.10526	.000	-428.5466	-274.6231
		2.00	-265.9797(*)	23.10526	.000	-342.9415	-189.0180
		3.00	-112.6327(*)	23.10526	.000	-189.5945	-35.6710
		4.00	-269.6278(*)	23.10526	.000	-346.5895	-192.6661
		6.00	-337.9755(*)	23.10526	.000	-414.9372	-261.0138
	6.00	1.00	-13.6094	23.10526	.997	-90.5711	63.3524
		2.00	71.9958	23.10526	.084	-4.9660	148.9575
		3.00	225.3428(*)	23.10526	.000	148.3810	302.3045
		4.00	68.3477	23.10526	.120	-8.6140	145.3094
		5.00	337.9755(*)	23.10526	.000	261.0138	414.9372

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

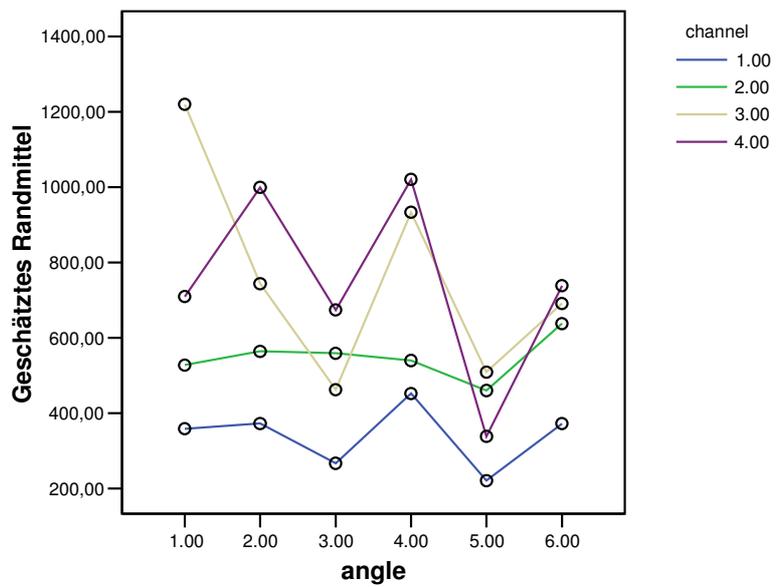
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 1.00



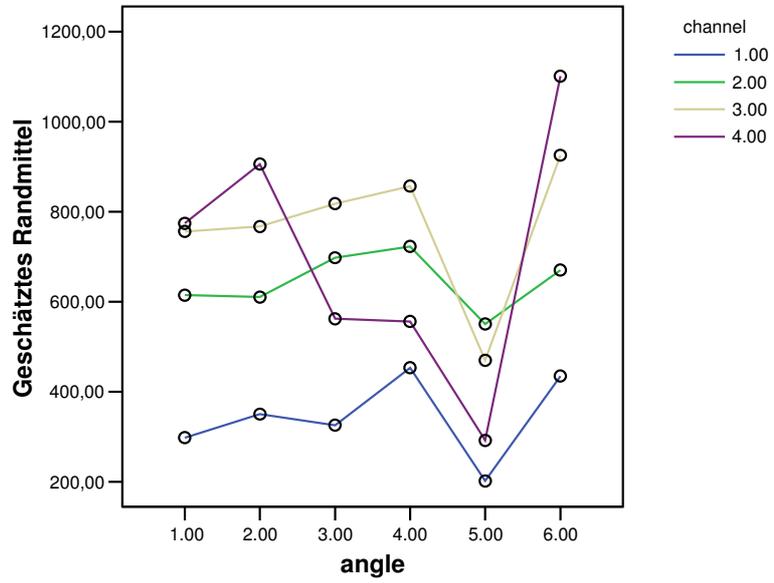
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00



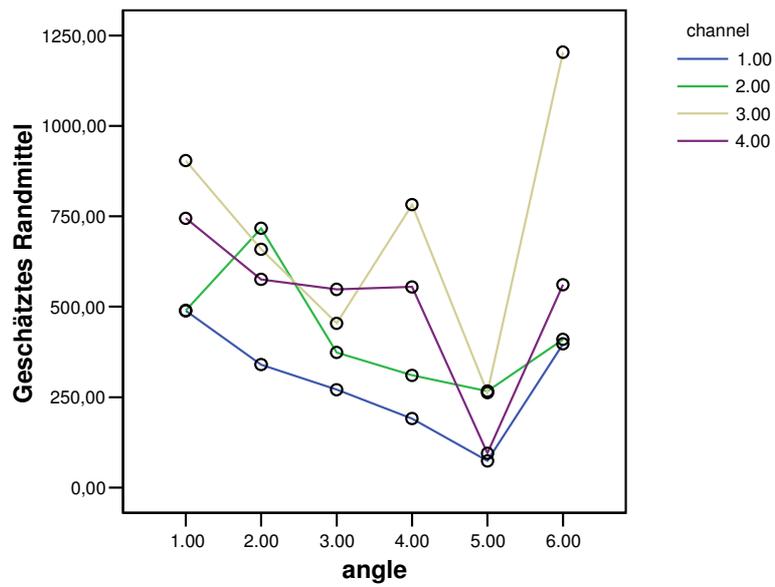
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00

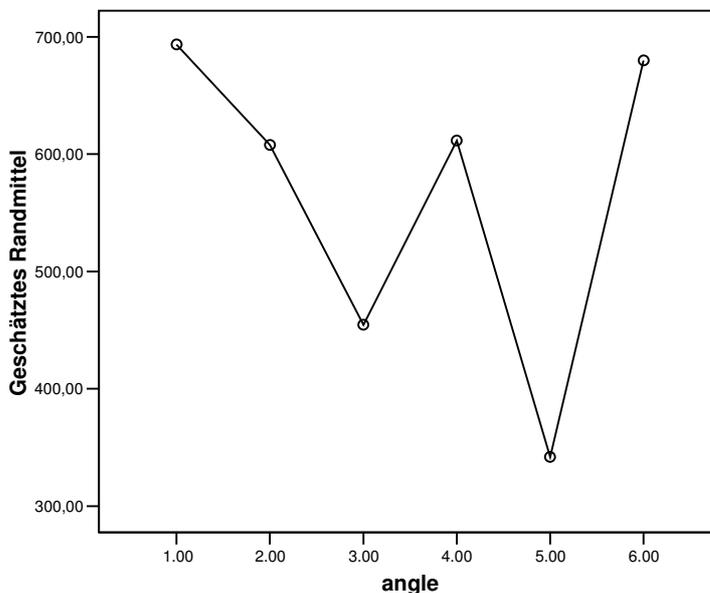


Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 4.00



Geschätztes Randmittel von amplitude



XIII.4.2. Versuch II

amplitude

	angle	N	Untergruppe				Die
			1	2	3	4	
Tukey-HSD(a,b)	5.00	240	33.7044				
	4.00	240		786.6860			
	3.00	240			942.6812		
	2.00	240			944.1653		
	6.00	240			989.7988	989.7988	
	1.00	240					1074.6568
	Signifikanz			1.000	1.000	.842	.266
Scheffé(a,b)	5.00	240	33.7044				
	4.00	240		786.6860			
	3.00	240			942.6812		
	2.00	240			944.1653		
	6.00	240			989.7988		
	1.00	240					1074.6568
	Signifikanz			1.000	1.000	.050	

Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 188292.890".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 240.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

	(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD	1.00	2.00	130.4916(*)	39.61196	.013	17.4487	243.5345
		3.00	131.9756(*)	39.61196	.011	18.9327	245.0185
		4.00	287.9708(*)	39.61196	.000	174.9279	401.0137

		5.00	1040.9524(*)	39.61196	.000	927.9095	1153.9953
		6.00	84.8580	39.61196	.266	-28.1849	197.9009
	2.00	1.00	-130.4916(*)	39.61196	.013	-243.5345	-17.4487
		3.00	1.4840	39.61196	1.000	-111.5589	114.5269
		4.00	157.4792(*)	39.61196	.001	44.4363	270.5221
		5.00	910.4608(*)	39.61196	.000	797.4179	1023.5038
		6.00	-45.6336	39.61196	.859	-158.6765	67.4093
	3.00	1.00	-131.9756(*)	39.61196	.011	-245.0185	-18.9327
		2.00	-1.4840	39.61196	1.000	-114.5269	111.5589
		4.00	155.9952(*)	39.61196	.001	42.9523	269.0381
		5.00	908.9768(*)	39.61196	.000	795.9339	1022.0197
		6.00	-47.1176	39.61196	.842	-160.1605	65.9253
	4.00	1.00	-287.9708(*)	39.61196	.000	-401.0137	-174.9279
		2.00	-157.4792(*)	39.61196	.001	-270.5221	-44.4363
		3.00	-155.9952(*)	39.61196	.001	-269.0381	-42.9523
		5.00	752.9816(*)	39.61196	.000	639.9387	866.0245
		6.00	-203.1128(*)	39.61196	.000	-316.1557	-90.0699
	5.00	1.00	-1040.9524(*)	39.61196	.000	-1153.9953	-927.9095
		2.00	-910.4608(*)	39.61196	.000	-1023.5038	-797.4179
		3.00	-908.9768(*)	39.61196	.000	-1022.0197	-795.9339
		4.00	-752.9816(*)	39.61196	.000	-866.0245	-639.9387
		6.00	-956.0944(*)	39.61196	.000	-1069.1373	-843.0515
	6.00	1.00	-84.8580	39.61196	.266	-197.9009	28.1849
		2.00	45.6336	39.61196	.859	-67.4093	158.6765
		3.00	47.1176	39.61196	.842	-65.9253	160.1605
		4.00	203.1128(*)	39.61196	.000	90.0699	316.1557
		5.00	956.0944(*)	39.61196	.000	843.0515	1069.1373
Scheffé	1.00	2.00	130.4916	39.61196	.055	-1.5013	262.4845
		3.00	131.9756	39.61196	.050	-.0173	263.9685
		4.00	287.9708(*)	39.61196	.000	155.9780	419.9637
		5.00	1040.9524(*)	39.61196	.000	908.9596	1172.9453
		6.00	84.8580	39.61196	.468	-47.1348	216.8509
	2.00	1.00	-130.4916	39.61196	.055	-262.4845	1.5013
		3.00	1.4840	39.61196	1.000	-130.5088	133.4769
		4.00	157.4792(*)	39.61196	.008	25.4864	289.4721
		5.00	910.4608(*)	39.61196	.000	778.4680	1042.4537
		6.00	-45.6336	39.61196	.932	-177.6264	86.3593
	3.00	1.00	-131.9756	39.61196	.050	-263.9685	.0173
		2.00	-1.4840	39.61196	1.000	-133.4769	130.5088
		4.00	155.9952(*)	39.61196	.009	24.0023	287.9881
		5.00	908.9768(*)	39.61196	.000	776.9840	1040.9697
		6.00	-47.1176	39.61196	.923	-179.1105	84.8753
	4.00	1.00	-287.9708(*)	39.61196	.000	-419.9637	-155.9780
		2.00	-157.4792(*)	39.61196	.008	-289.4721	-25.4864
		3.00	-155.9952(*)	39.61196	.009	-287.9881	-24.0023
		5.00	752.9816(*)	39.61196	.000	620.9887	884.9745
		6.00	-203.1128(*)	39.61196	.000	-335.1057	-71.1199
	5.00	1.00	-1040.9524(*)	39.61196	.000	-1172.9453	-908.9596
		2.00	-910.4608(*)	39.61196	.000	-1042.4537	-778.4680
		3.00	-908.9768(*)	39.61196	.000	-1040.9697	-776.9840
		4.00	-752.9816(*)	39.61196	.000	-884.9745	-620.9887
		6.00	-956.0944(*)	39.61196	.000	-1088.0873	-824.1015
	6.00	1.00	-84.8580	39.61196	.468	-216.8509	47.1348
		2.00	45.6336	39.61196	.932	-86.3593	177.6264

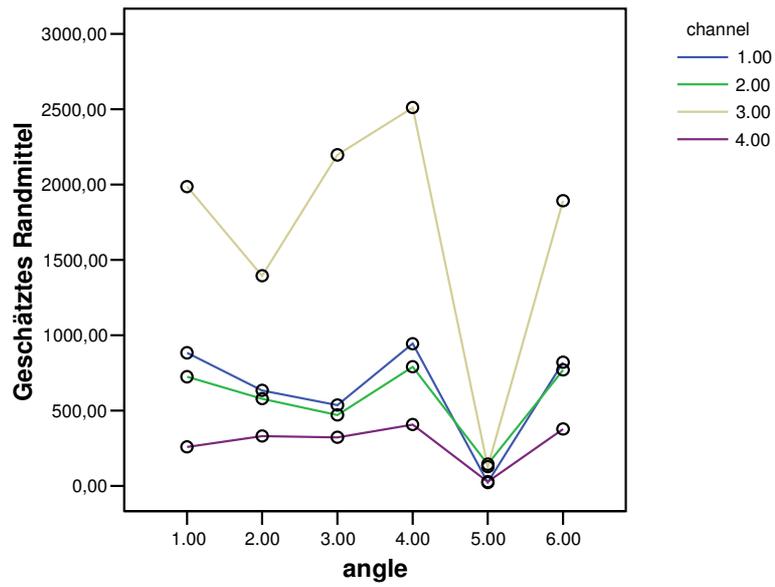
3.00	47.1176	39.61196	.923	-84.8753	179.1105
4.00	203.1128(*)	39.61196	.000	71.1199	335.1057
5.00	956.0944(*)	39.61196	.000	824.1015	1088.0873

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

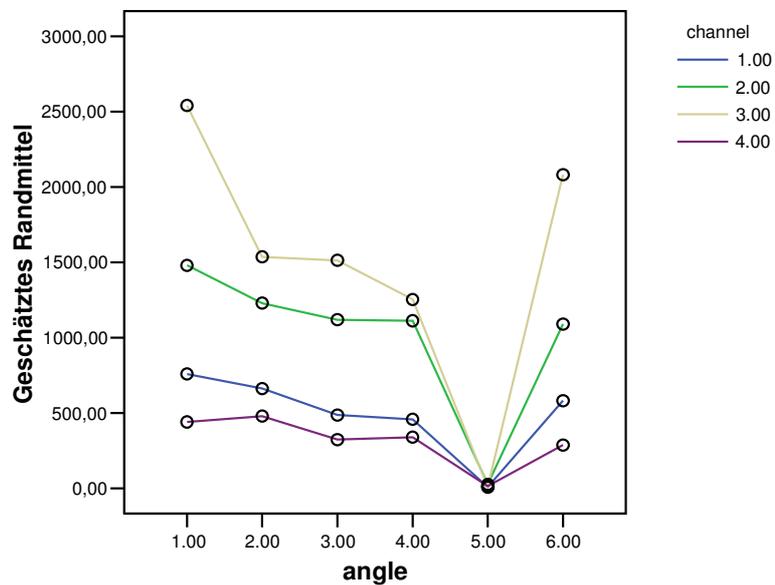
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 1.00



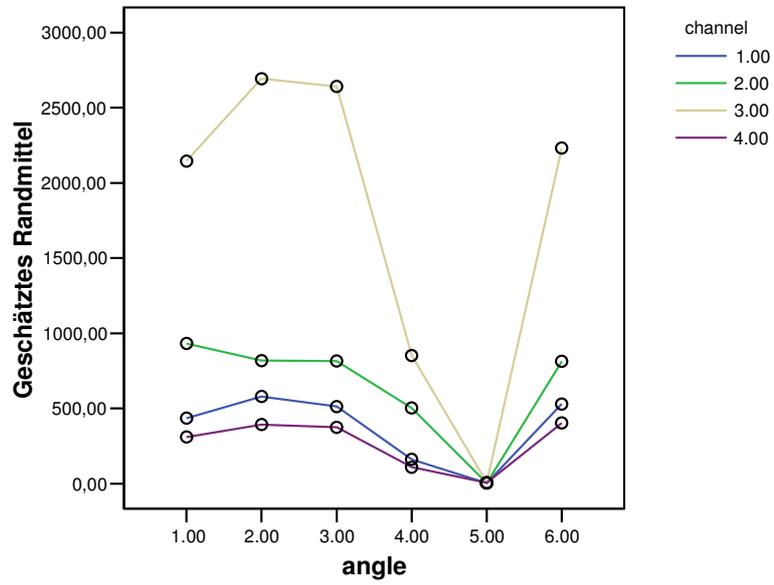
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00

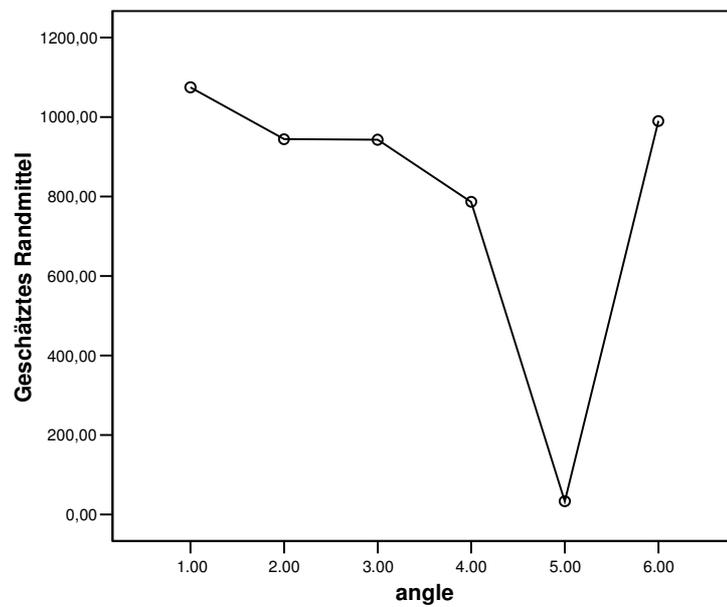


Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00



Geschätztes Randmittel von amplitude



XIII.5. SPSS-Auswertung von Proband 5 (ME)

XIII.5.1. Versuch I

amplitude

	angle	N	Untergruppe			
			1	2	3	4
Tukey-HSD(a,b)	3.00	240	303.6744			
	5.00	240	354.0338			
	2.00	240		636.0171		
	4.00	240		648.3867		
	6.00	240			753.1727	
	1.00	240				876.3065
	Signifikanz			.385	.997	1.000
Scheffé(a,b)	3.00	240	303.6744			
	5.00	240	354.0338			
	2.00	240		636.0171		
	4.00	240		648.3867		
	6.00	240			753.1727	
	1.00	240				876.3065
	Signifikanz			.591	.999	1.000

Die Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 81853.573".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 240.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

	(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD	1.00	2.00	240.2894(*)	26.11730	.000	165.7570	314.8218
		3.00	572.6321(*)	26.11730	.000	498.0996	647.1645
		4.00	227.9198(*)	26.11730	.000	153.3874	302.4522
		5.00	522.2726(*)	26.11730	.000	447.7402	596.8050
		6.00	123.1338(*)	26.11730	.000	48.6014	197.6662
	2.00	1.00	-240.2894(*)	26.11730	.000	-314.8218	-165.7570
		3.00	332.3426(*)	26.11730	.000	257.8102	406.8750
		4.00	-12.3696	26.11730	.997	-86.9020	62.1628
		5.00	281.9832(*)	26.11730	.000	207.4508	356.5156
		6.00	-117.1557(*)	26.11730	.000	-191.6881	-42.6232
	3.00	1.00	-572.6321(*)	26.11730	.000	-647.1645	-498.0996
		2.00	-332.3426(*)	26.11730	.000	-406.8750	-257.8102
		4.00	-344.7122(*)	26.11730	.000	-419.2447	-270.1798
		5.00	-50.3594	26.11730	.385	-124.8918	24.1730
		6.00	-449.4983(*)	26.11730	.000	-524.0307	-374.9659
4.00	1.00	-227.9198(*)	26.11730	.000	-302.4522	-153.3874	
	2.00	12.3696	26.11730	.997	-62.1628	86.9020	
	3.00	344.7122(*)	26.11730	.000	270.1798	419.2447	
	5.00	294.3528(*)	26.11730	.000	219.8204	368.8852	
	6.00	-104.7860(*)	26.11730	.001	-179.3184	-30.2536	
5.00	1.00	-522.2726(*)	26.11730	.000	-596.8050	-447.7402	
	2.00	-281.9832(*)	26.11730	.000	-356.5156	-207.4508	

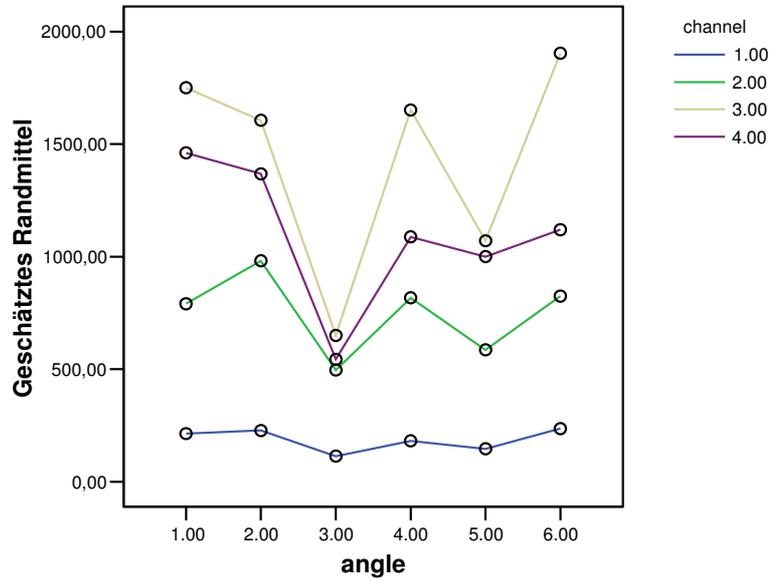
		3.00	50.3594	26.11730	.385	-24.1730	124.8918
		4.00	-294.3528(*)	26.11730	.000	-368.8852	-219.8204
		6.00	-399.1389(*)	26.11730	.000	-473.6713	-324.6064
	6.00	1.00	-123.1338(*)	26.11730	.000	-197.6662	-48.6014
		2.00	117.1557(*)	26.11730	.000	42.6232	191.6881
		3.00	449.4983(*)	26.11730	.000	374.9659	524.0307
		4.00	104.7860(*)	26.11730	.001	30.2536	179.3184
		5.00	399.1389(*)	26.11730	.000	324.6064	473.6713
Scheffé	1.00	2.00	240.2894(*)	26.11730	.000	153.2628	327.3161
		3.00	572.6321(*)	26.11730	.000	485.6054	659.6587
		4.00	227.9198(*)	26.11730	.000	140.8932	314.9465
		5.00	522.2726(*)	26.11730	.000	435.2460	609.2993
		6.00	123.1338(*)	26.11730	.001	36.1071	210.1604
	2.00	1.00	-240.2894(*)	26.11730	.000	-327.3161	-153.2628
		3.00	332.3426(*)	26.11730	.000	245.3160	419.3693
		4.00	-12.3696	26.11730	.999	-99.3963	74.6570
		5.00	281.9832(*)	26.11730	.000	194.9565	369.0099
		6.00	-117.1557(*)	26.11730	.001	-204.1823	-30.1290
	3.00	1.00	-572.6321(*)	26.11730	.000	-659.6587	-485.6054
		2.00	-332.3426(*)	26.11730	.000	-419.3693	-245.3160
		4.00	-344.7122(*)	26.11730	.000	-431.7389	-257.6856
		5.00	-50.3594	26.11730	.591	-137.3861	36.6672
		6.00	-449.4983(*)	26.11730	.000	-536.5249	-362.4716
	4.00	1.00	-227.9198(*)	26.11730	.000	-314.9465	-140.8932
		2.00	12.3696	26.11730	.999	-74.6570	99.3963
		3.00	344.7122(*)	26.11730	.000	257.6856	431.7389
		5.00	294.3528(*)	26.11730	.000	207.3262	381.3795
		6.00	-104.7860(*)	26.11730	.007	-191.8127	-17.7594
	5.00	1.00	-522.2726(*)	26.11730	.000	-609.2993	-435.2460
		2.00	-281.9832(*)	26.11730	.000	-369.0099	-194.9565
		3.00	50.3594	26.11730	.591	-36.6672	137.3861
		4.00	-294.3528(*)	26.11730	.000	-381.3795	-207.3262
		6.00	-399.1389(*)	26.11730	.000	-486.1655	-312.1122
	6.00	1.00	-123.1338(*)	26.11730	.001	-210.1604	-36.1071
		2.00	117.1557(*)	26.11730	.001	30.1290	204.1823
		3.00	449.4983(*)	26.11730	.000	362.4716	536.5249
		4.00	104.7860(*)	26.11730	.007	17.7594	191.8127
		5.00	399.1389(*)	26.11730	.000	312.1122	486.1655

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

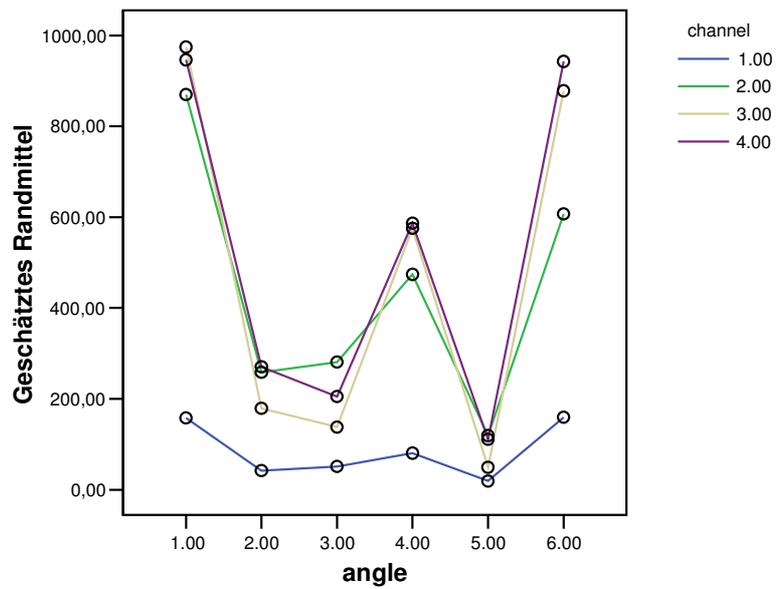
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 1.00



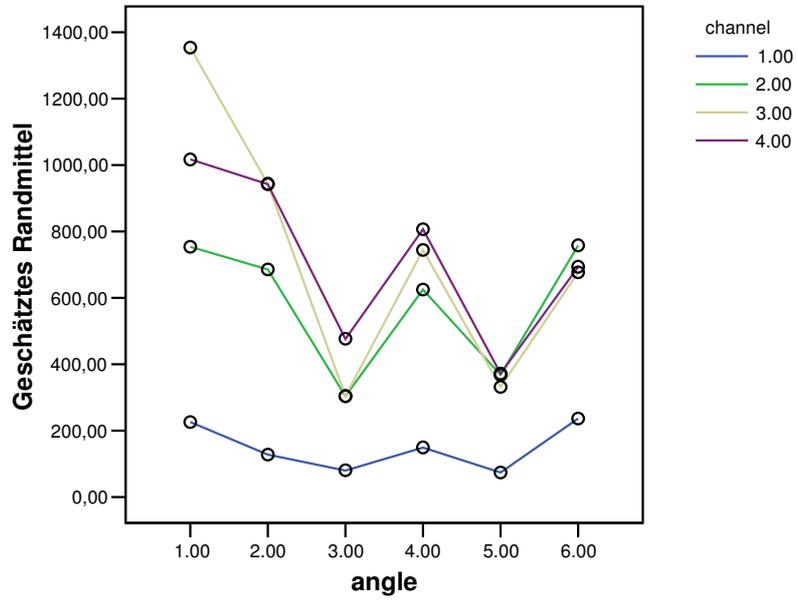
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00

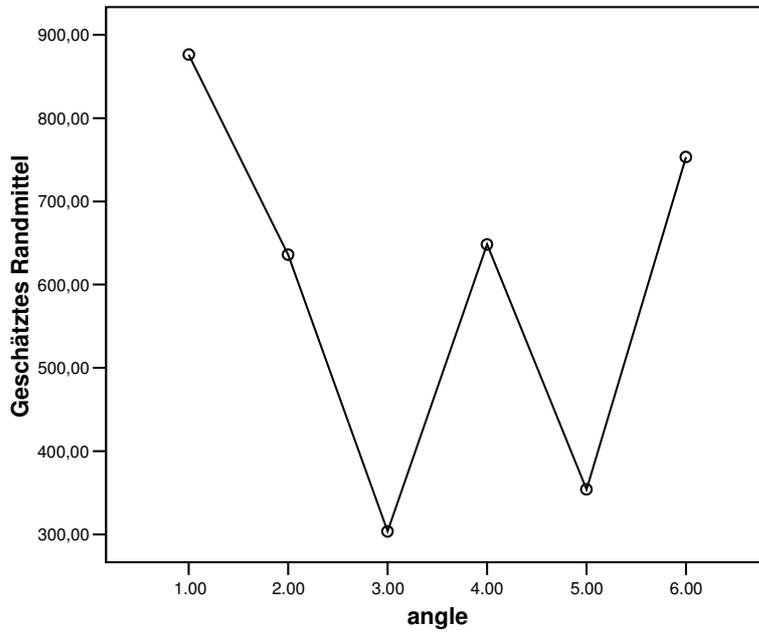


Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00



Geschätztes Randmittel von amplitude



XIII.5.2. Versuch II

amplitude

	angle	N	Untergruppe					
			1	2	3	4	5	
Tukey-HSD(a,b)	5.00	240	180.5054					
	3.00	240		430.9432				
	4.00	240			641.9965			
	6.00	240				753.1727		
	2.00	240				794.5724		
	1.00	240						876.3065
	Signifikanz			1.000	1.000	1.000	.678	1.000
Scheffé(a,b)	5.00	240	180.5054					
	3.00	240		430.9432				
	4.00	240			641.9965			
	6.00	240				753.1727		
	2.00	240				794.5724		794.5724
	1.00	240						876.3065
	Signifikanz			1.000	1.000	1.000	.823	.131

Die Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 94100.941".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 240.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

	(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD	1.00	2.00	81.7341(*)	28.00312	.042	1.8200	161.6482
		3.00	445.3633(*)	28.00312	.000	365.4492	525.2774
		4.00	234.3099(*)	28.00312	.000	154.3959	314.2240
		5.00	695.8011(*)	28.00312	.000	615.8870	775.7152
		6.00	123.1338(*)	28.00312	.000	43.2197	203.0479
	2.00	1.00	-81.7341(*)	28.00312	.042	-161.6482	-1.8200
		3.00	363.6292(*)	28.00312	.000	283.7151	443.5433
		4.00	152.5758(*)	28.00312	.000	72.6618	232.4899
		5.00	614.0670(*)	28.00312	.000	534.1529	693.9811
		6.00	41.3997	28.00312	.678	-38.5144	121.3138
	3.00	1.00	-445.3633(*)	28.00312	.000	-525.2774	-365.4492
		2.00	-363.6292(*)	28.00312	.000	-443.5433	-283.7151
		4.00	-211.0534(*)	28.00312	.000	-290.9675	-131.1393
		5.00	250.4378(*)	28.00312	.000	170.5237	330.3518
		6.00	-322.2295(*)	28.00312	.000	-402.1436	-242.3155
	4.00	1.00	-234.3099(*)	28.00312	.000	-314.2240	-154.3959
		2.00	-152.5758(*)	28.00312	.000	-232.4899	-72.6618
		3.00	211.0534(*)	28.00312	.000	131.1393	290.9675
		5.00	461.4911(*)	28.00312	.000	381.5770	541.4052
		6.00	-111.1762(*)	28.00312	.001	-191.0902	-31.2621
5.00	1.00	-695.8011(*)	28.00312	.000	-775.7152	-615.8870	
	2.00	-614.0670(*)	28.00312	.000	-693.9811	-534.1529	

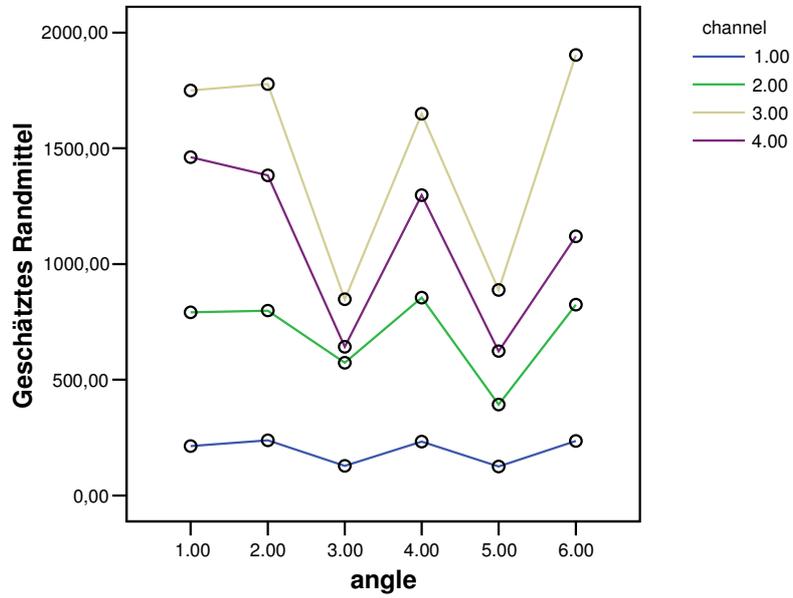
		3.00	-250.4378(*)	28.00312	.000	-330.3518	-170.5237
		4.00	-461.4911(*)	28.00312	.000	-541.4052	-381.5770
		6.00	-572.6673(*)	28.00312	.000	-652.5814	-492.7532
	6.00	1.00	-123.1338(*)	28.00312	.000	-203.0479	-43.2197
		2.00	-41.3997	28.00312	.678	-121.3138	38.5144
		3.00	322.2295(*)	28.00312	.000	242.3155	402.1436
		4.00	111.1762(*)	28.00312	.001	31.2621	191.0902
		5.00	572.6673(*)	28.00312	.000	492.7532	652.5814
Scheffé	1.00	2.00	81.7341	28.00312	.131	-11.5764	175.0446
		3.00	445.3633(*)	28.00312	.000	352.0528	538.6738
		4.00	234.3099(*)	28.00312	.000	140.9995	327.6204
		5.00	695.8011(*)	28.00312	.000	602.4906	789.1116
		6.00	123.1338(*)	28.00312	.002	29.8233	216.4443
	2.00	1.00	-81.7341	28.00312	.131	-175.0446	11.5764
		3.00	363.6292(*)	28.00312	.000	270.3187	456.9397
		4.00	152.5758(*)	28.00312	.000	59.2653	245.8863
		5.00	614.0670(*)	28.00312	.000	520.7565	707.3775
		6.00	41.3997	28.00312	.823	-51.9108	134.7102
	3.00	1.00	-445.3633(*)	28.00312	.000	-538.6738	-352.0528
		2.00	-363.6292(*)	28.00312	.000	-456.9397	-270.3187
		4.00	-211.0534(*)	28.00312	.000	-304.3639	-117.7429
		5.00	250.4378(*)	28.00312	.000	157.1273	343.7482
		6.00	-322.2295(*)	28.00312	.000	-415.5400	-228.9190
	4.00	1.00	-234.3099(*)	28.00312	.000	-327.6204	-140.9995
		2.00	-152.5758(*)	28.00312	.000	-245.8863	-59.2653
		3.00	211.0534(*)	28.00312	.000	117.7429	304.3639
		5.00	461.4911(*)	28.00312	.000	368.1806	554.8016
		6.00	-111.1762(*)	28.00312	.008	-204.4867	-17.8657
	5.00	1.00	-695.8011(*)	28.00312	.000	-789.1116	-602.4906
		2.00	-614.0670(*)	28.00312	.000	-707.3775	-520.7565
		3.00	-250.4378(*)	28.00312	.000	-343.7482	-157.1273
		4.00	-461.4911(*)	28.00312	.000	-554.8016	-368.1806
		6.00	-572.6673(*)	28.00312	.000	-665.9778	-479.3568
	6.00	1.00	-123.1338(*)	28.00312	.002	-216.4443	-29.8233
		2.00	-41.3997	28.00312	.823	-134.7102	51.9108
		3.00	322.2295(*)	28.00312	.000	228.9190	415.5400
		4.00	111.1762(*)	28.00312	.008	17.8657	204.4867
		5.00	572.6673(*)	28.00312	.000	479.3568	665.9778

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

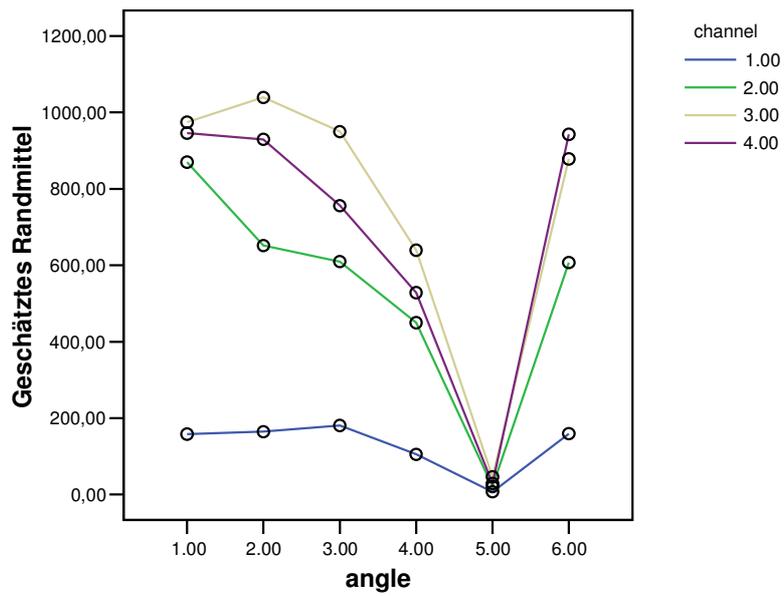
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 1.00



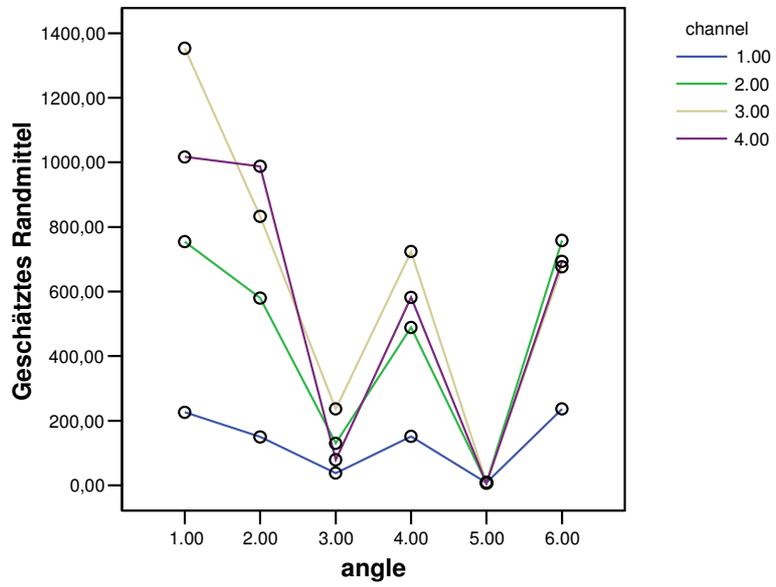
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00

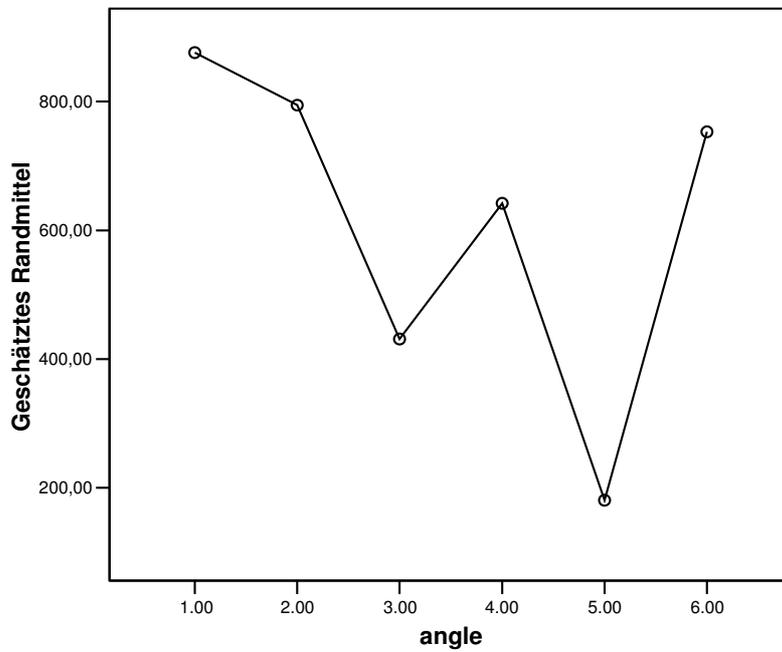


Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00



Geschätztes Randmittel von amplitude



XIII.6. SPSS-Auswertung von Proband 6 (NK)

XIII.6.1. Versuch I

amplitude

	angle	N	Untergruppe				
			1	2	3	4	5
Tukey-HSD(a,b)	5.00	240	215.7386				
	3.00	240		1041.8239			
	4.00	240			1315.7486		
	2.00	240			1329.9858	1329.9858	
	6.00	240				1568.5676	1568.5676
	1.00	240					1721.6191
	Signifikanz			1.000	1.000	1.000	.063
Scheffé(a,b)	5.00	240	215.7386				
	3.00	240		1041.8239			
	4.00	240		1315.7486	1315.7486		
	2.00	240			1329.9858		
	6.00	240			1568.5676	1568.5676	
	1.00	240					1721.6191
	Signifikanz			1.000	.073	.126	.676

Die Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 890424.486".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 240.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

	(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD	1.00	2.00	391.6333(*)	86.14061	.000	145.8090	637.4577
		3.00	679.7952(*)	86.14061	.000	433.9709	925.6196
		4.00	405.8705(*)	86.14061	.000	160.0462	651.6949
		5.00	1505.8806(*)	86.14061	.000	1260.0562	1751.7049
		6.00	153.0515	86.14061	.481	-92.7728	398.8759
	2.00	1.00	-391.6333(*)	86.14061	.000	-637.4577	-145.8090
		3.00	288.1619(*)	86.14061	.011	42.3376	533.9863
		4.00	14.2372	86.14061	1.000	-231.5871	260.0615
		5.00	1114.2472(*)	86.14061	.000	868.4229	1360.0716
		6.00	-238.5818	86.14061	.063	-484.4061	7.2426
	3.00	1.00	-679.7952(*)	86.14061	.000	-925.6196	-433.9709
		2.00	-288.1619(*)	86.14061	.011	-533.9863	-42.3376
		4.00	-273.9247(*)	86.14061	.019	-519.7491	-28.1004
		5.00	826.0853(*)	86.14061	.000	580.2610	1071.9097
		6.00	-526.7437(*)	86.14061	.000	-772.5680	-280.9194
	4.00	1.00	-405.8705(*)	86.14061	.000	-651.6949	-160.0462
		2.00	-14.2372	86.14061	1.000	-260.0615	231.5871
		3.00	273.9247(*)	86.14061	.019	28.1004	519.7491
		5.00	1100.0100(*)	86.14061	.000	854.1857	1345.8344
		6.00	-252.8190(*)	86.14061	.040	-498.6433	-6.9946

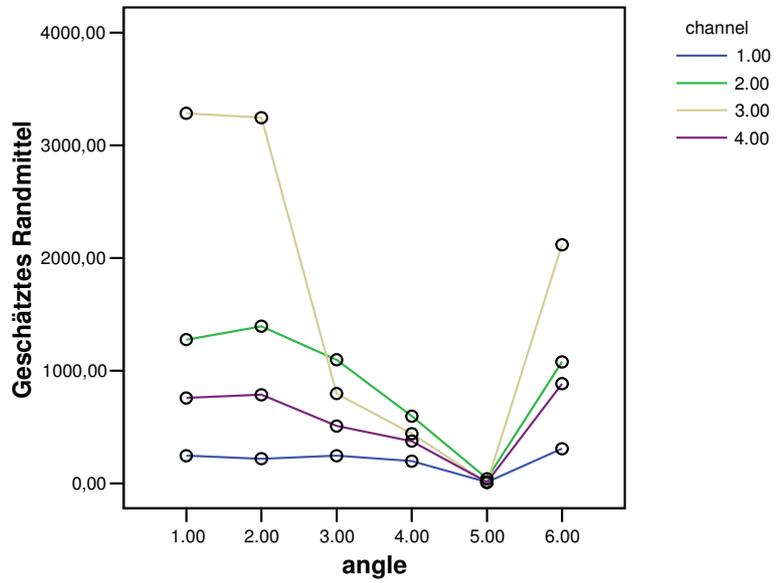
Scheffé	5.00	1.00	-1505.8806(*)	86.14061	.000	-1751.7049	-1260.0562	
		2.00	-1114.2472(*)	86.14061	.000	-1360.0716	-868.4229	
		3.00	-826.0853(*)	86.14061	.000	-1071.9097	-580.2610	
		4.00	-1100.0100(*)	86.14061	.000	-1345.8344	-854.1857	
		6.00	-1352.8290(*)	86.14061	.000	-1598.6534	-1107.0047	
		6.00	1.00	-153.0515	86.14061	.481	-398.8759	92.7728
		2.00	238.5818	86.14061	.063	-7.2426	484.4061	
		3.00	526.7437(*)	86.14061	.000	280.9194	772.5680	
		4.00	252.8190(*)	86.14061	.040	6.9946	498.6433	
		5.00	1352.8290(*)	86.14061	.000	1107.0047	1598.6534	
		1.00	2.00	391.6333(*)	86.14061	.001	104.6002	678.6665
			3.00	679.7952(*)	86.14061	.000	392.7621	966.8284
			4.00	405.8705(*)	86.14061	.001	118.8374	692.9037
			5.00	1505.8806(*)	86.14061	.000	1218.8474	1792.9137
			6.00	153.0515	86.14061	.676	-133.9816	440.0847
		2.00	1.00	-391.6333(*)	86.14061	.001	-678.6665	-104.6002
			3.00	288.1619(*)	86.14061	.048	1.1288	575.1951
			4.00	14.2372	86.14061	1.000	-272.7959	301.2703
			5.00	1114.2472(*)	86.14061	.000	827.2141	1401.2804
			6.00	-238.5818	86.14061	.176	-525.6149	48.4514
		3.00	1.00	-679.7952(*)	86.14061	.000	-966.8284	-392.7621
			2.00	-288.1619(*)	86.14061	.048	-575.1951	-1.1288
			4.00	-273.9247	86.14061	.073	-560.9579	13.1084
			5.00	826.0853(*)	86.14061	.000	539.0522	1113.1185
			6.00	-526.7437(*)	86.14061	.000	-813.7768	-239.7106
		4.00	1.00	-405.8705(*)	86.14061	.001	-692.9037	-118.8374
			2.00	-14.2372	86.14061	1.000	-301.2703	272.7959
			3.00	273.9247	86.14061	.073	-13.1084	560.9579
			5.00	1100.0100(*)	86.14061	.000	812.9769	1387.0432
			6.00	-252.8190	86.14061	.126	-539.8521	34.2142
	5.00	1.00	-1505.8806(*)	86.14061	.000	-1792.9137	-1218.8474	
		2.00	-1114.2472(*)	86.14061	.000	-1401.2804	-827.2141	
		3.00	-826.0853(*)	86.14061	.000	-1113.1185	-539.0522	
		4.00	-1100.0100(*)	86.14061	.000	-1387.0432	-812.9769	
		6.00	-1352.8290(*)	86.14061	.000	-1639.8622	-1065.7959	
	6.00	1.00	-153.0515	86.14061	.676	-440.0847	133.9816	
		2.00	238.5818	86.14061	.176	-48.4514	525.6149	
		3.00	526.7437(*)	86.14061	.000	239.7106	813.7768	
		4.00	252.8190	86.14061	.126	-34.2142	539.8521	
		5.00	1352.8290(*)	86.14061	.000	1065.7959	1639.8622	

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

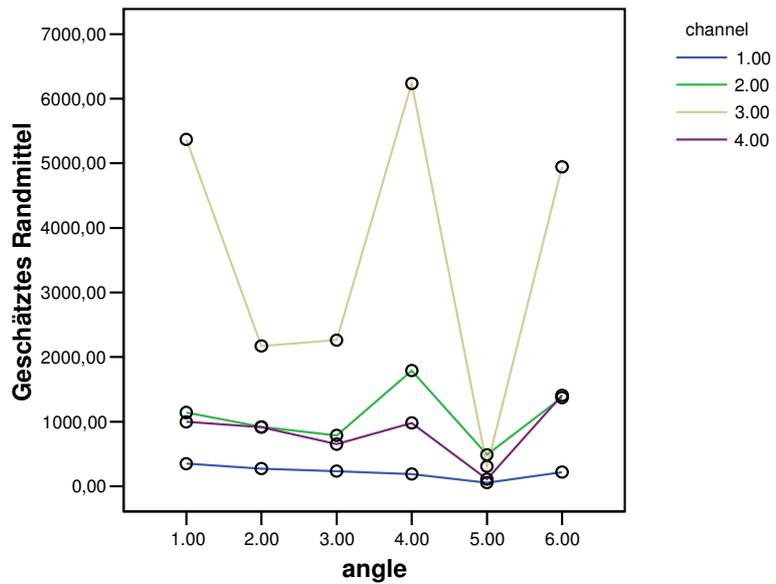
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 1.00



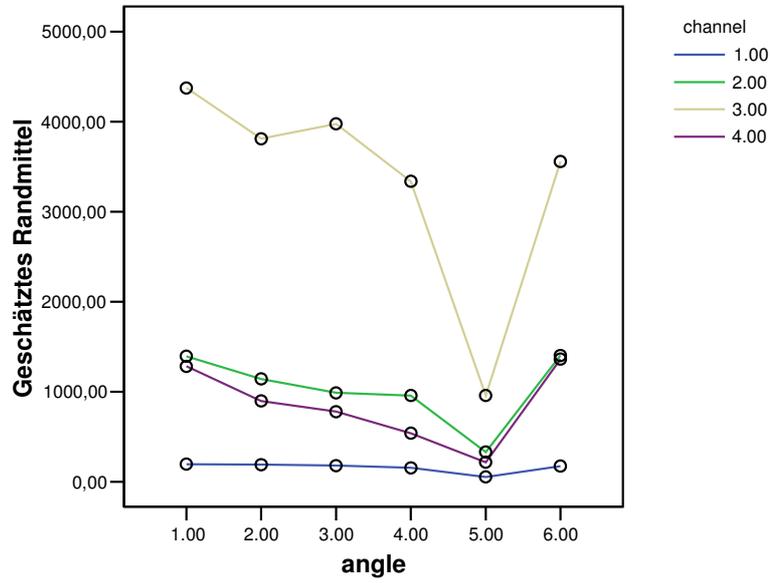
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00

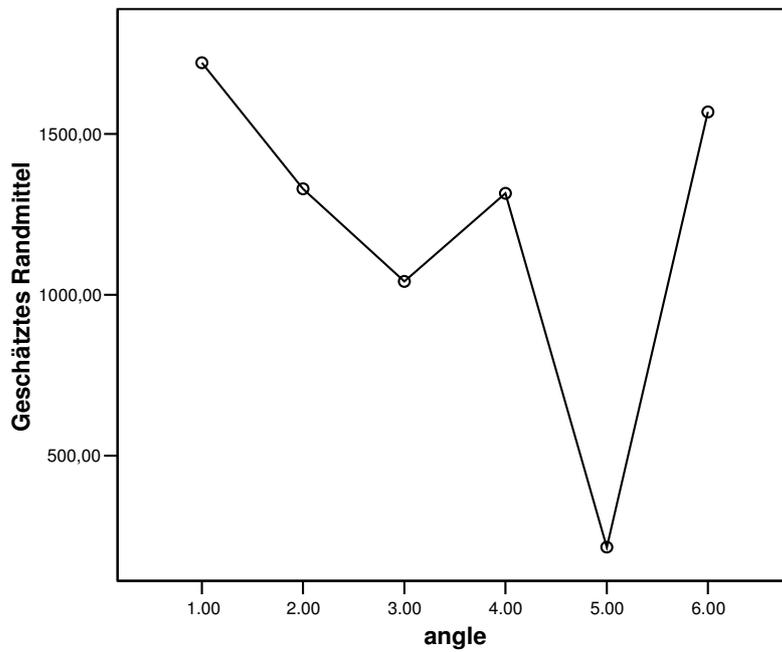


Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00



Geschätztes Randmittel von amplitude



XIII.6.2. Versuch II

amplitude

	angle	N	Untergruppe				
			1	2	3	4	5
Tukey-HSD(a,b)	5.00	240	6.1123				
	4.00	240		334.9746			
	3.00	240			1014.0163		
	2.00	240				1521.1681	
	6.00	240				1568.5676	1568.5676
	1.00	240					1721.6191
	Signifikanz			1.000	1.000	1.000	.983
Scheffé(a,b)	5.00	240	6.1123				
	4.00	240		334.9746			
	3.00	240			1014.0163		
	2.00	240				1521.1681	
	6.00	240				1568.5676	
	1.00	240					1721.6191
	Signifikanz			1.000	1.000	1.000	.129

Die Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 563288.863".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 240.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

	(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD	1.00	2.00	200.4510(*)	68.51331	.041	4.9307	395.9714
		3.00	707.6028(*)	68.51331	.000	512.0825	903.1232
		4.00	1386.6445(*)	68.51331	.000	1191.1242	1582.1649
		5.00	1715.5068(*)	68.51331	.000	1519.9865	1911.0272
		6.00	153.0515	68.51331	.223	-42.4688	348.5719
	2.00	1.00	-200.4510(*)	68.51331	.041	-395.9714	-4.9307
		3.00	507.1518(*)	68.51331	.000	311.6315	702.6721
		4.00	1186.1935(*)	68.51331	.000	990.6732	1381.7138
		5.00	1515.0558(*)	68.51331	.000	1319.5355	1710.5761
		6.00	-47.3995	68.51331	.983	-242.9198	148.1208
	3.00	1.00	-707.6028(*)	68.51331	.000	-903.1232	-512.0825
		2.00	-507.1518(*)	68.51331	.000	-702.6721	-311.6315
		4.00	679.0417(*)	68.51331	.000	483.5214	874.5620
		5.00	1007.9040(*)	68.51331	.000	812.3837	1203.4243
		6.00	-554.5513(*)	68.51331	.000	-750.0716	-359.0310
4.00	1.00	-1386.6445(*)	68.51331	.000	-1582.1649	-1191.1242	
	2.00	-1186.1935(*)	68.51331	.000	-1381.7138	-990.6732	
	3.00	-679.0417(*)	68.51331	.000	-874.5620	-483.5214	
	5.00	328.8623(*)	68.51331	.000	133.3419	524.3826	
	6.00	-1233.5930(*)	68.51331	.000	-1429.1133	-1038.0727	
5.00	1.00	-1715.5068(*)	68.51331	.000	-1911.0272	-1519.9865	
	2.00	-1515.0558(*)	68.51331	.000	-1710.5761	-1319.5355	
	3.00	-1007.9040(*)	68.51331	.000	-1203.4243	-812.3837	

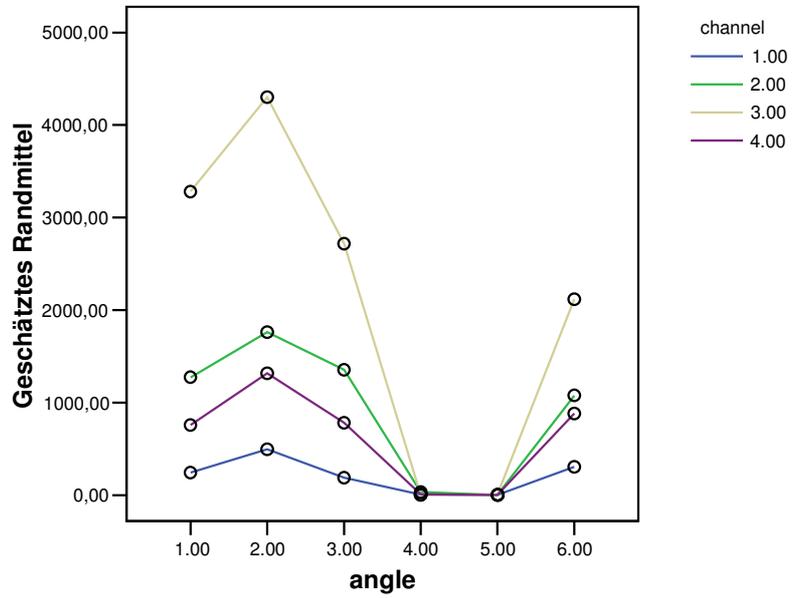
		4.00	-328.8623(*)	68.51331	.000	-524.3826	-133.3419
		6.00	-1562.4553(*)	68.51331	.000	-1757.9756	-1366.9349
	6.00	1.00	-153.0515	68.51331	.223	-348.5719	42.4688
		2.00	47.3995	68.51331	.983	-148.1208	242.9198
		3.00	554.5513(*)	68.51331	.000	359.0310	750.0716
		4.00	1233.5930(*)	68.51331	.000	1038.0727	1429.1133
		5.00	1562.4553(*)	68.51331	.000	1366.9349	1757.9756
Scheffé	1.00	2.00	200.4510	68.51331	.129	-27.8454	428.7474
		3.00	707.6028(*)	68.51331	.000	479.3064	935.8992
		4.00	1386.6445(*)	68.51331	.000	1158.3481	1614.9410
		5.00	1715.5068(*)	68.51331	.000	1487.2104	1943.8032
		6.00	153.0515	68.51331	.418	-75.2449	381.3480
	2.00	1.00	-200.4510	68.51331	.129	-428.7474	27.8454
		3.00	507.1518(*)	68.51331	.000	278.8554	735.4482
		4.00	1186.1935(*)	68.51331	.000	957.8971	1414.4899
		5.00	1515.0558(*)	68.51331	.000	1286.7594	1743.3522
		6.00	-47.3995	68.51331	.993	-275.6959	180.8969
	3.00	1.00	-707.6028(*)	68.51331	.000	-935.8992	-479.3064
		2.00	-507.1518(*)	68.51331	.000	-735.4482	-278.8554
		4.00	679.0417(*)	68.51331	.000	450.7453	907.3381
		5.00	1007.9040(*)	68.51331	.000	779.6076	1236.2004
		6.00	-554.5513(*)	68.51331	.000	-782.8477	-326.2549
	4.00	1.00	-1386.6445(*)	68.51331	.000	-1614.9410	-1158.3481
		2.00	-1186.1935(*)	68.51331	.000	-1414.4899	-957.8971
		3.00	-679.0417(*)	68.51331	.000	-907.3381	-450.7453
		5.00	328.8623(*)	68.51331	.000	100.5659	557.1587
		6.00	-1233.5930(*)	68.51331	.000	-1461.8894	-1005.2966
	5.00	1.00	-1715.5068(*)	68.51331	.000	-1943.8032	-1487.2104
		2.00	-1515.0558(*)	68.51331	.000	-1743.3522	-1286.7594
		3.00	-1007.9040(*)	68.51331	.000	-1236.2004	-779.6076
		4.00	-328.8623(*)	68.51331	.000	-557.1587	-100.5659
		6.00	-1562.4553(*)	68.51331	.000	-1790.7517	-1334.1589
	6.00	1.00	-153.0515	68.51331	.418	-381.3480	75.2449
		2.00	47.3995	68.51331	.993	-180.8969	275.6959
		3.00	554.5513(*)	68.51331	.000	326.2549	782.8477
		4.00	1233.5930(*)	68.51331	.000	1005.2966	1461.8894
		5.00	1562.4553(*)	68.51331	.000	1334.1589	1790.7517

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

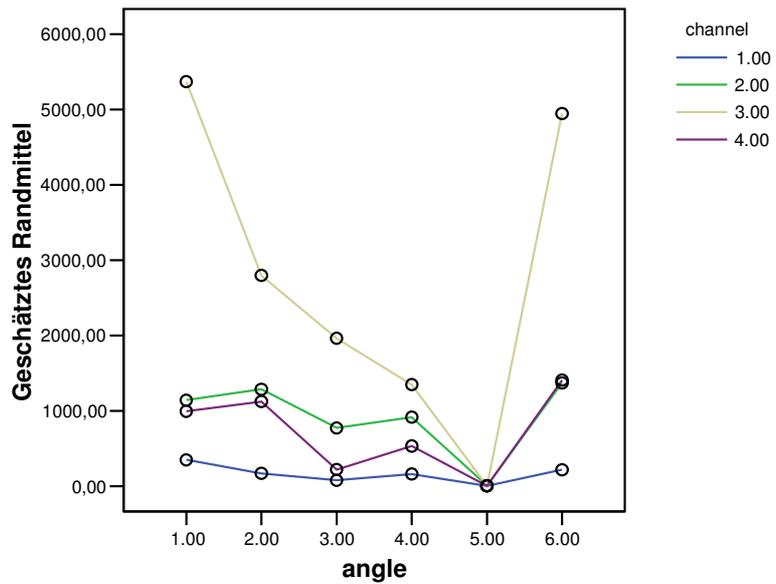
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 1.00



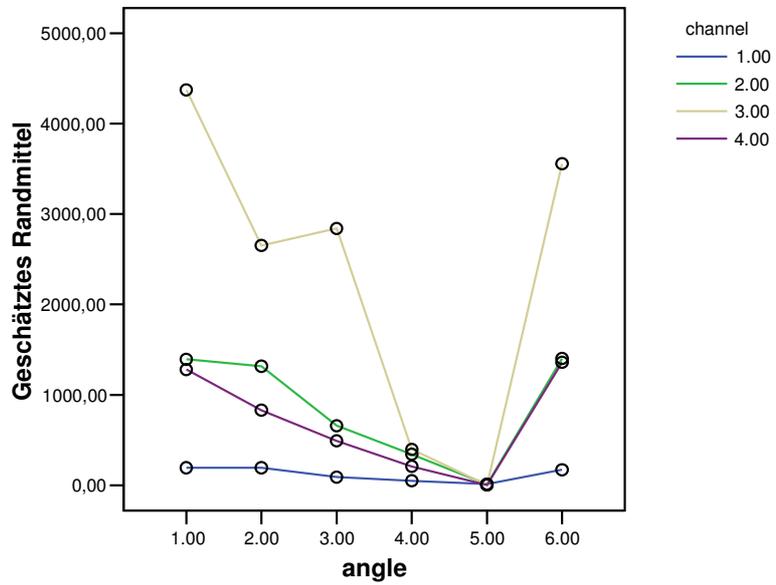
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00

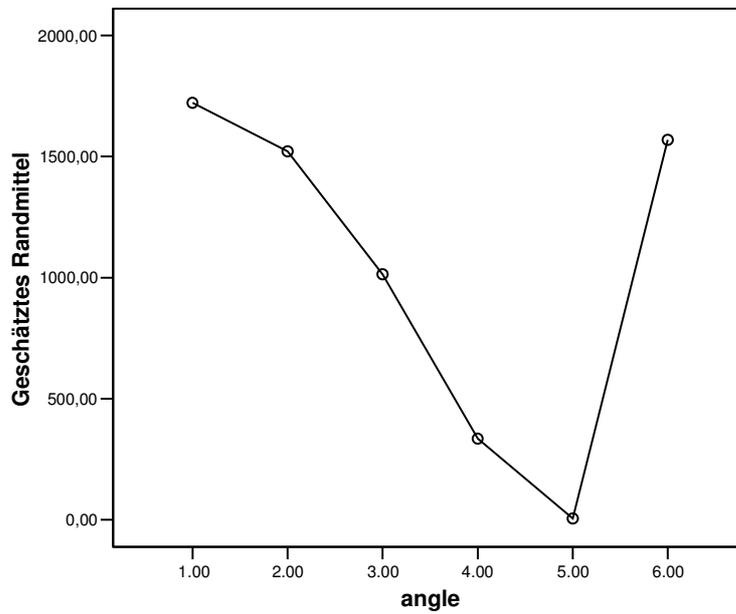


Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00



Geschätztes Randmittel von amplitude



XIII.7. SPSS-Auswertung von Proband 7 (SP)

XIII.7.1. Versuch I

amplitude

	angle	N	Untergruppe			
			1	2	3	4
Tukey-HSD(a,b)	5.00	240	100.4098			
	4.00	240	137.0213	137.0213		
	3.00	240		162.4152	162.4152	
	2.00	240			194.1815	194.1815
	1.00	240				215.5651
	6.00	240				216.1221
	Signifikanz			.074	.416	.175
Scheffé(a,b)	5.00	240	100.4098			
	4.00	240	137.0213	137.0213		
	3.00	240		162.4152	162.4152	
	2.00	240			194.1815	194.1815
	1.00	240				215.5651
	6.00	240				216.1221
	Signifikanz			.198	.620	.357

Die Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 21950.130".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 240.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

	(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD	1.00	2.00	21.3836	13.52471	.611	-17.2127	59.9798
		3.00	53.1499(*)	13.52471	.001	14.5537	91.7462
		4.00	78.5438(*)	13.52471	.000	39.9476	117.1400
		5.00	115.1553(*)	13.52471	.000	76.5590	153.7515
		6.00	-.5570	13.52471	1.000	-39.1532	38.0392
	2.00	1.00	-21.3836	13.52471	.611	-59.9798	17.2127
		3.00	31.7664	13.52471	.175	-6.8299	70.3626
		4.00	57.1602(*)	13.52471	.000	18.5640	95.7564
		5.00	93.7717(*)	13.52471	.000	55.1755	132.3679
		6.00	-21.9406	13.52471	.584	-60.5368	16.6556
	3.00	1.00	-53.1499(*)	13.52471	.001	-91.7462	-14.5537
		2.00	-31.7664	13.52471	.175	-70.3626	6.8299
		4.00	25.3938	13.52471	.416	-13.2024	63.9901
		5.00	62.0053(*)	13.52471	.000	23.4091	100.6016
		6.00	-53.7070(*)	13.52471	.001	-92.3032	-15.1107
	4.00	1.00	-78.5438(*)	13.52471	.000	-117.1400	-39.9476
		2.00	-57.1602(*)	13.52471	.000	-95.7564	-18.5640
		3.00	-25.3938	13.52471	.416	-63.9901	13.2024
		5.00	36.6115	13.52471	.074	-1.9848	75.2077
		6.00	-79.1008(*)	13.52471	.000	-117.6970	-40.5046
5.00	1.00	-115.1553(*)	13.52471	.000	-153.7515	-76.5590	

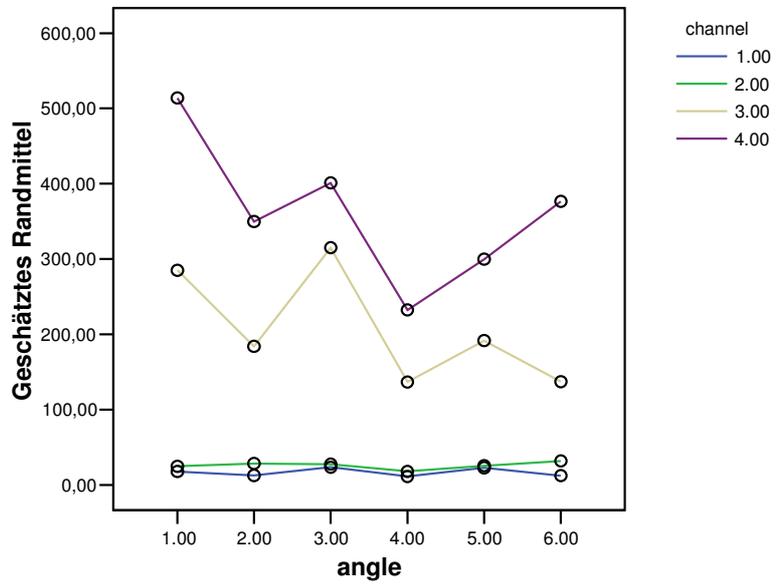
		2.00	-93.7717(*)	13.52471	.000	-132.3679	-55.1755
		3.00	-62.0053(*)	13.52471	.000	-100.6016	-23.4091
		4.00	-36.6115	13.52471	.074	-75.2077	1.9848
		6.00	-115.7123(*)	13.52471	.000	-154.3085	-77.1160
	6.00	1.00	.5570	13.52471	1.000	-38.0392	39.1532
		2.00	21.9406	13.52471	.584	-16.6556	60.5368
		3.00	53.7070(*)	13.52471	.001	15.1107	92.3032
		4.00	79.1008(*)	13.52471	.000	40.5046	117.6970
		5.00	115.7123(*)	13.52471	.000	77.1160	154.3085
Scheffé	1.00	2.00	21.3836	13.52471	.776	-23.6827	66.4499
		3.00	53.1499(*)	13.52471	.009	8.0836	98.2163
		4.00	78.5438(*)	13.52471	.000	33.4775	123.6101
		5.00	115.1553(*)	13.52471	.000	70.0889	160.2216
		6.00	-.5570	13.52471	1.000	-45.6233	44.5093
	2.00	1.00	-21.3836	13.52471	.776	-66.4499	23.6827
		3.00	31.7664	13.52471	.357	-13.3000	76.8327
		4.00	57.1602(*)	13.52471	.003	12.0939	102.2265
		5.00	93.7717(*)	13.52471	.000	48.7054	138.8380
		6.00	-21.9406	13.52471	.756	-67.0069	23.1257
	3.00	1.00	-53.1499(*)	13.52471	.009	-98.2163	-8.0836
		2.00	-31.7664	13.52471	.357	-76.8327	13.3000
		4.00	25.3938	13.52471	.620	-19.6725	70.4602
		5.00	62.0053(*)	13.52471	.001	16.9390	107.0716
		6.00	-53.7070(*)	13.52471	.008	-98.7733	-8.6406
	4.00	1.00	-78.5438(*)	13.52471	.000	-123.6101	-33.4775
		2.00	-57.1602(*)	13.52471	.003	-102.2265	-12.0939
		3.00	-25.3938	13.52471	.620	-70.4602	19.6725
		5.00	36.6115	13.52471	.198	-8.4548	81.6778
		6.00	-79.1008(*)	13.52471	.000	-124.1671	-34.0345
	5.00	1.00	-115.1553(*)	13.52471	.000	-160.2216	-70.0889
		2.00	-93.7717(*)	13.52471	.000	-138.8380	-48.7054
		3.00	-62.0053(*)	13.52471	.001	-107.0716	-16.9390
		4.00	-36.6115	13.52471	.198	-81.6778	8.4548
		6.00	-115.7123(*)	13.52471	.000	-160.7786	-70.6460
	6.00	1.00	.5570	13.52471	1.000	-44.5093	45.6233
		2.00	21.9406	13.52471	.756	-23.1257	67.0069
		3.00	53.7070(*)	13.52471	.008	8.6406	98.7733
		4.00	79.1008(*)	13.52471	.000	34.0345	124.1671
		5.00	115.7123(*)	13.52471	.000	70.6460	160.7786

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

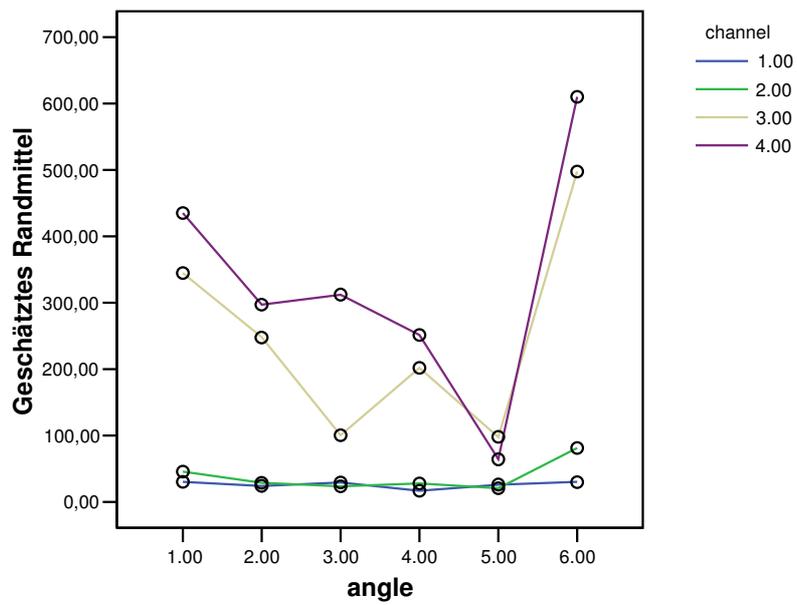
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 1.00



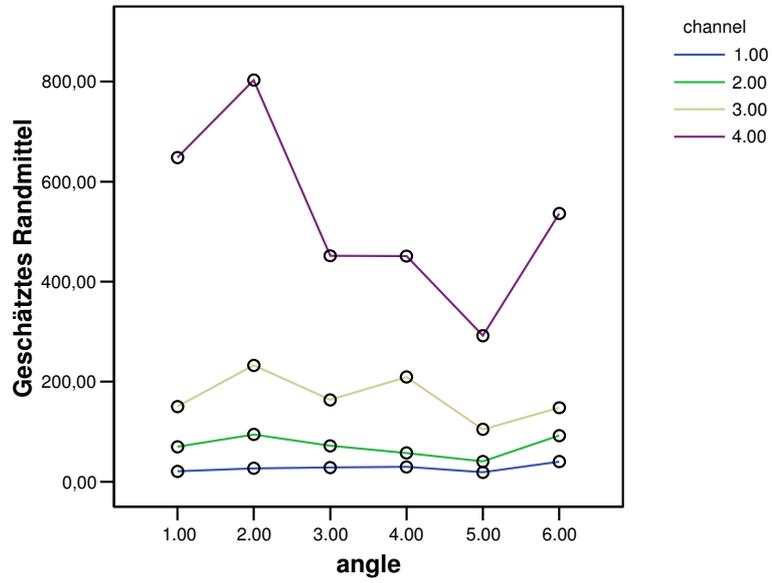
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00

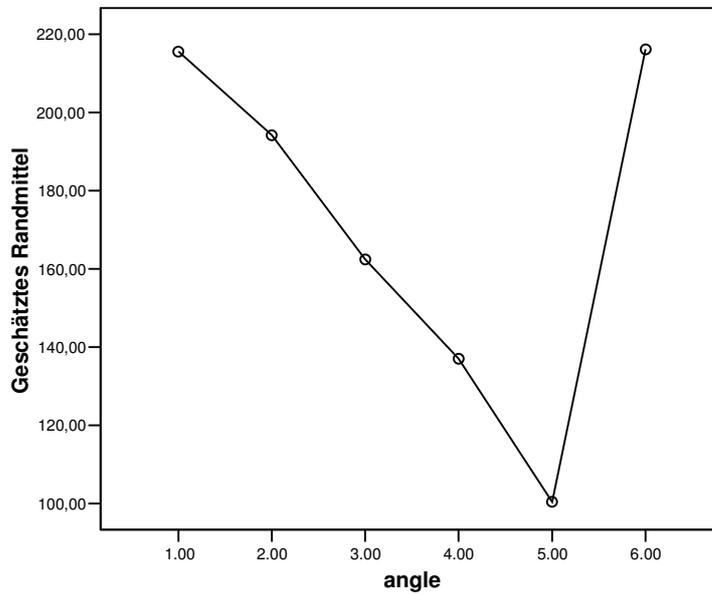


Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00



Geschätztes Randmittel von amplitude



XIII.7.2. Versuch II

amplitude

	angle	N	Untergruppe				
			1	2	3	4	5
Tukey-HSD(a,b)	5.00	240	15.1439				
	3.00	240		215.7088			
	4.00	240			282.6568		
	6.00	240				368.7766	
	2.00	240				382.2589	
	1.00	240					435.8710
	Signifikanz			1.000	1.000	1.000	.840
Scheffé(a,b)	5.00	240	15.1439				
	3.00	240		215.7088			
	4.00	240			282.6568		
	6.00	240				368.7766	
	2.00	240				382.2589	
	1.00	240					435.8710
	Signifikanz			1.000	1.000	1.000	.922

Die Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 15319.498".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 240.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

	(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD	1.00	2.00	53.6121(*)	11.29878	.000	21.3681	85.8561
		3.00	220.1622(*)	11.29878	.000	187.9182	252.4062
		4.00	153.2142(*)	11.29878	.000	120.9702	185.4582
		5.00	420.7271(*)	11.29878	.000	388.4831	452.9711
		6.00	67.0944(*)	11.29878	.000	34.8504	99.3384
	2.00	1.00	-53.6121(*)	11.29878	.000	-85.8561	-21.3681
		3.00	166.5501(*)	11.29878	.000	134.3061	198.7941
		4.00	99.6021(*)	11.29878	.000	67.3581	131.8461
		5.00	367.1150(*)	11.29878	.000	334.8710	399.3590
		6.00	13.4823	11.29878	.840	-18.7617	45.7263
	3.00	1.00	-220.1622(*)	11.29878	.000	-252.4062	-187.9182
		2.00	-166.5501(*)	11.29878	.000	-198.7941	-134.3061
		4.00	-66.9480(*)	11.29878	.000	-99.1920	-34.7040
		5.00	200.5649(*)	11.29878	.000	168.3209	232.8089
		6.00	-153.0678(*)	11.29878	.000	-185.3118	-120.8238
4.00	1.00	-153.2142(*)	11.29878	.000	-185.4582	-120.9702	
	2.00	-99.6021(*)	11.29878	.000	-131.8461	-67.3581	
	3.00	66.9480(*)	11.29878	.000	34.7040	99.1920	
	5.00	267.5129(*)	11.29878	.000	235.2689	299.7569	
	6.00	-86.1198(*)	11.29878	.000	-118.3638	-53.8758	
5.00	1.00	-420.7271(*)	11.29878	.000	-452.9711	-388.4831	
	2.00	-367.1150(*)	11.29878	.000	-399.3590	-334.8710	
	3.00	-200.5649(*)	11.29878	.000	-232.8089	-168.3209	

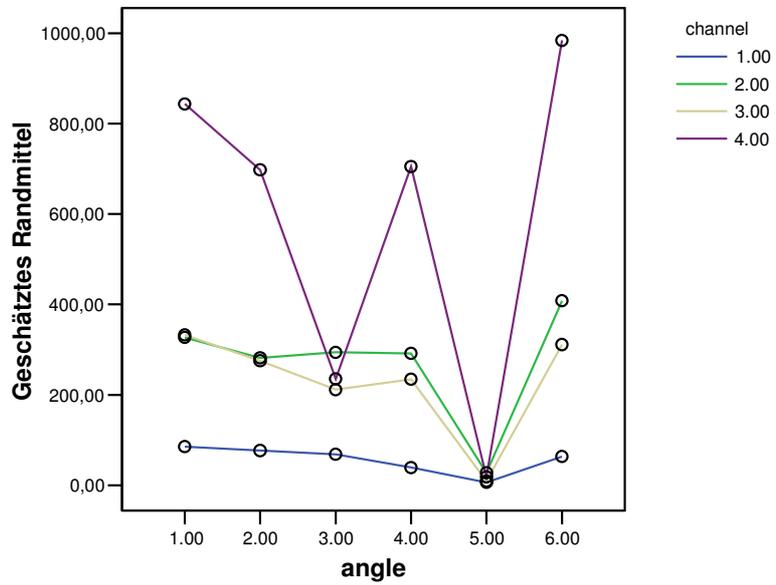
		4.00	-267.5129(*)	11.29878	.000	-299.7569	-235.2689
		6.00	-353.6327(*)	11.29878	.000	-385.8767	-321.3887
	6.00	1.00	-67.0944(*)	11.29878	.000	-99.3384	-34.8504
		2.00	-13.4823	11.29878	.840	-45.7263	18.7617
		3.00	153.0678(*)	11.29878	.000	120.8238	185.3118
		4.00	86.1198(*)	11.29878	.000	53.8758	118.3638
		5.00	353.6327(*)	11.29878	.000	321.3887	385.8767
Scheffé	1.00	2.00	53.6121(*)	11.29878	.000	15.9629	91.2613
		3.00	220.1622(*)	11.29878	.000	182.5130	257.8114
		4.00	153.2142(*)	11.29878	.000	115.5650	190.8634
		5.00	420.7271(*)	11.29878	.000	383.0779	458.3763
		6.00	67.0944(*)	11.29878	.000	29.4452	104.7436
	2.00	1.00	-53.6121(*)	11.29878	.000	-91.2613	-15.9629
		3.00	166.5501(*)	11.29878	.000	128.9009	204.1993
		4.00	99.6021(*)	11.29878	.000	61.9529	137.2513
		5.00	367.1150(*)	11.29878	.000	329.4658	404.7642
		6.00	13.4823	11.29878	.922	-24.1669	51.1315
	3.00	1.00	-220.1622(*)	11.29878	.000	-257.8114	-182.5130
		2.00	-166.5501(*)	11.29878	.000	-204.1993	-128.9009
		4.00	-66.9480(*)	11.29878	.000	-104.5972	-29.2988
		5.00	200.5649(*)	11.29878	.000	162.9157	238.2141
		6.00	-153.0678(*)	11.29878	.000	-190.7170	-115.4186
	4.00	1.00	-153.2142(*)	11.29878	.000	-190.8634	-115.5650
		2.00	-99.6021(*)	11.29878	.000	-137.2513	-61.9529
		3.00	66.9480(*)	11.29878	.000	29.2988	104.5972
		5.00	267.5129(*)	11.29878	.000	229.8637	305.1621
		6.00	-86.1198(*)	11.29878	.000	-123.7690	-48.4706
	5.00	1.00	-420.7271(*)	11.29878	.000	-458.3763	-383.0779
		2.00	-367.1150(*)	11.29878	.000	-404.7642	-329.4658
		3.00	-200.5649(*)	11.29878	.000	-238.2141	-162.9157
		4.00	-267.5129(*)	11.29878	.000	-305.1621	-229.8637
		6.00	-353.6327(*)	11.29878	.000	-391.2819	-315.9835
	6.00	1.00	-67.0944(*)	11.29878	.000	-104.7436	-29.4452
		2.00	-13.4823	11.29878	.922	-51.1315	24.1669
		3.00	153.0678(*)	11.29878	.000	115.4186	190.7170
		4.00	86.1198(*)	11.29878	.000	48.4706	123.7690
		5.00	353.6327(*)	11.29878	.000	315.9835	391.2819

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

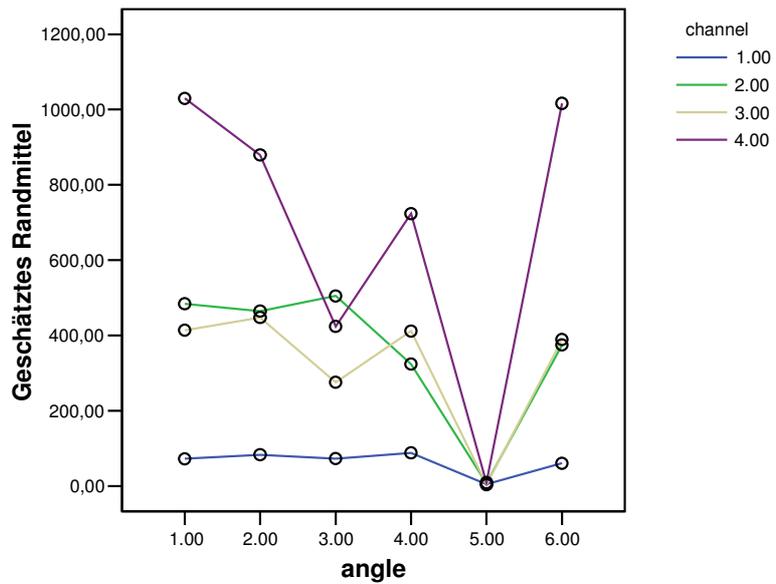
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 1.00



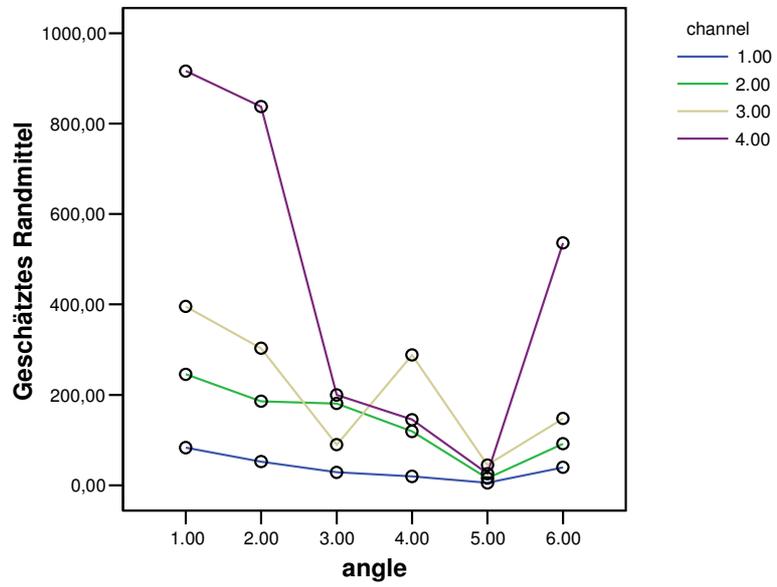
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00

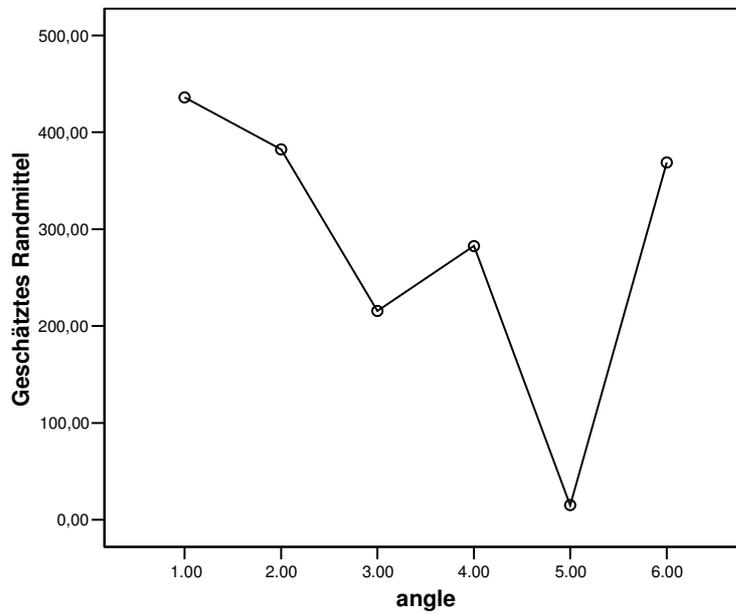


Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00



Geschätztes Randmittel von amplitude



XIII.8. SPSS-Auswertung von Proband 8 (VP)

XIII.8.1. Versuch I

amplitude

	angle	N	Untergruppe				
			1	2	3	4	5
Tukey-HSD(a,b)	5.00	240	136.7557				
	4.00	240		740.8627			
	3.00	240			934.3097		
	6.00	240			1016.3094	1016.3094	
	2.00	240				1091.8418	1091.8418
	1.00	240					1104.9107
	Signifikanz			1.000	1.000	.063	.110
Scheffé(a,b)	5.00	240	136.7557				
	4.00	240		740.8627			
	3.00	240			934.3097		
	6.00	240			1016.3094	1016.3094	
	2.00	240				1091.8418	
	1.00	240					1104.9107
	Signifikanz			1.000	1.000	.175	.111

Die Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 104983.869".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 240.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

	(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD	1.00	2.00	13.0689	29.57813	.998	-71.3398	97.4777
		3.00	170.6010(*)	29.57813	.000	86.1923	255.0098
		4.00	364.0480(*)	29.57813	.000	279.6392	448.4568
		5.00	968.1550(*)	29.57813	.000	883.7463	1052.5638
		6.00	88.6013(*)	29.57813	.033	4.1925	173.0101
	2.00	1.00	-13.0689	29.57813	.998	-97.4777	71.3398
		3.00	157.5321(*)	29.57813	.000	73.1233	241.9409
		4.00	350.9791(*)	29.57813	.000	266.5703	435.3878
		5.00	955.0861(*)	29.57813	.000	870.6773	1039.4949
		6.00	75.5324	29.57813	.110	-8.8764	159.9411
	3.00	1.00	-170.6010(*)	29.57813	.000	-255.0098	-86.1923
		2.00	-157.5321(*)	29.57813	.000	-241.9409	-73.1233
4.00		193.4470(*)	29.57813	.000	109.0382	277.8557	
5.00		797.5540(*)	29.57813	.000	713.1452	881.9628	
6.00		-81.9997	29.57813	.063	-166.4085	2.4090	
4.00	1.00	-364.0480(*)	29.57813	.000	-448.4568	-279.6392	
	2.00	-350.9791(*)	29.57813	.000	-435.3878	-266.5703	
	3.00	-193.4470(*)	29.57813	.000	-277.8557	-109.0382	
	5.00	604.1070(*)	29.57813	.000	519.6983	688.5158	
	6.00	-275.4467(*)	29.57813	.000	-359.8555	-191.0379	

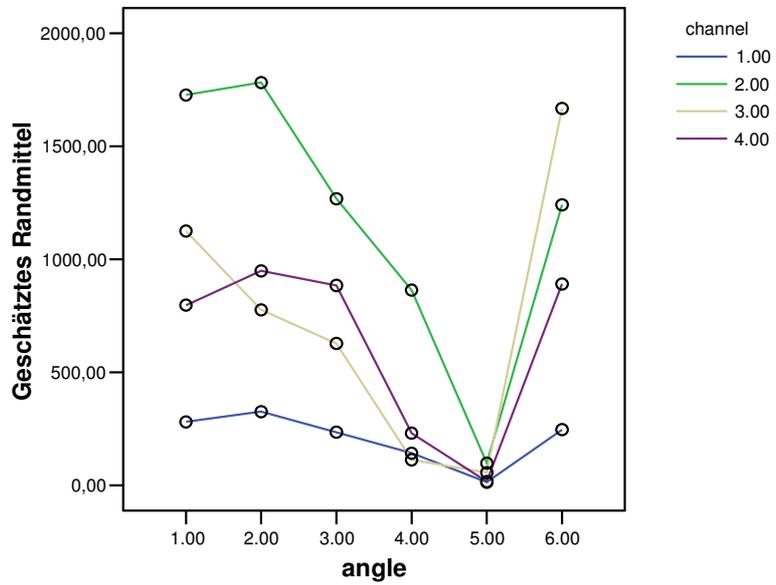
Scheffé	5.00	1.00	-968.1550(*)	29.57813	.000	-1052.5638	-883.7463	
		2.00	-955.0861(*)	29.57813	.000	-1039.4949	-870.6773	
		3.00	-797.5540(*)	29.57813	.000	-881.9628	-713.1452	
		4.00	-604.1070(*)	29.57813	.000	-688.5158	-519.6983	
		6.00	-879.5537(*)	29.57813	.000	-963.9625	-795.1450	
		6.00	1.00	-88.6013(*)	29.57813	.033	-173.0101	-4.1925
		2.00	-75.5324	29.57813	.110	-159.9411	8.8764	
		3.00	81.9997	29.57813	.063	-2.4090	166.4085	
		4.00	275.4467(*)	29.57813	.000	191.0379	359.8555	
		5.00	879.5537(*)	29.57813	.000	795.1450	963.9625	
		1.00	2.00	13.0689	29.57813	.999	-85.4897	111.6276
			3.00	170.6010(*)	29.57813	.000	72.0424	269.1597
			4.00	364.0480(*)	29.57813	.000	265.4893	462.6067
			5.00	968.1550(*)	29.57813	.000	869.5964	1066.7137
			6.00	88.6013	29.57813	.111	-9.9574	187.1600
		2.00	1.00	-13.0689	29.57813	.999	-111.6276	85.4897
			3.00	157.5321(*)	29.57813	.000	58.9734	256.0908
			4.00	350.9791(*)	29.57813	.000	252.4204	449.5377
			5.00	955.0861(*)	29.57813	.000	856.5274	1053.6447
			6.00	75.5324	29.57813	.259	-23.0263	174.0910
		3.00	1.00	-170.6010(*)	29.57813	.000	-269.1597	-72.0424
			2.00	-157.5321(*)	29.57813	.000	-256.0908	-58.9734
			4.00	193.4470(*)	29.57813	.000	94.8883	292.0056
			5.00	797.5540(*)	29.57813	.000	698.9953	896.1127
			6.00	-81.9997	29.57813	.175	-180.5584	16.5589
		4.00	1.00	-364.0480(*)	29.57813	.000	-462.6067	-265.4893
			2.00	-350.9791(*)	29.57813	.000	-449.5377	-252.4204
			3.00	-193.4470(*)	29.57813	.000	-292.0056	-94.8883
			5.00	604.1070(*)	29.57813	.000	505.5484	702.6657
			6.00	-275.4467(*)	29.57813	.000	-374.0054	-176.8880
	5.00	1.00	-968.1550(*)	29.57813	.000	-1066.7137	-869.5964	
		2.00	-955.0861(*)	29.57813	.000	-1053.6447	-856.5274	
		3.00	-797.5540(*)	29.57813	.000	-896.1127	-698.9953	
		4.00	-604.1070(*)	29.57813	.000	-702.6657	-505.5484	
		6.00	-879.5537(*)	29.57813	.000	-978.1124	-780.9951	
	6.00	1.00	-88.6013	29.57813	.111	-187.1600	9.9574	
		2.00	-75.5324	29.57813	.259	-174.0910	23.0263	
		3.00	81.9997	29.57813	.175	-16.5589	180.5584	
		4.00	275.4467(*)	29.57813	.000	176.8880	374.0054	
		5.00	879.5537(*)	29.57813	.000	780.9951	978.1124	

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

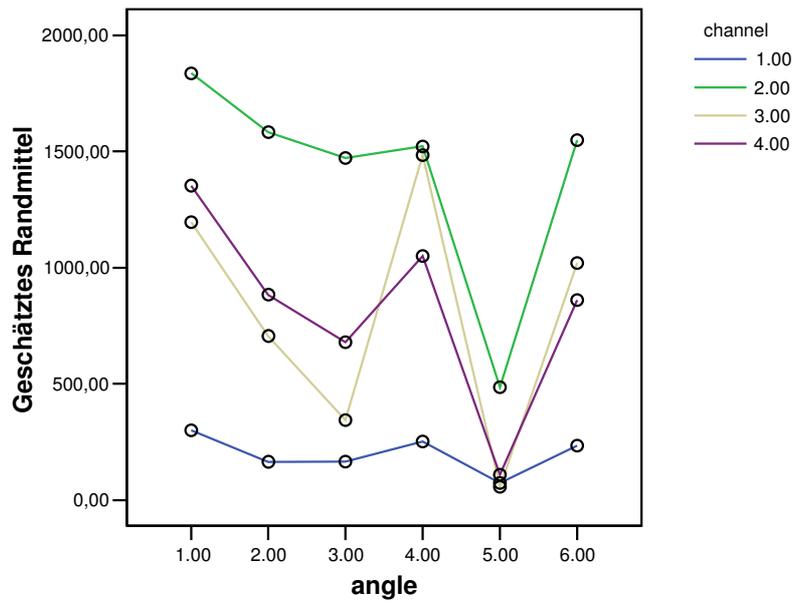
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 1.00



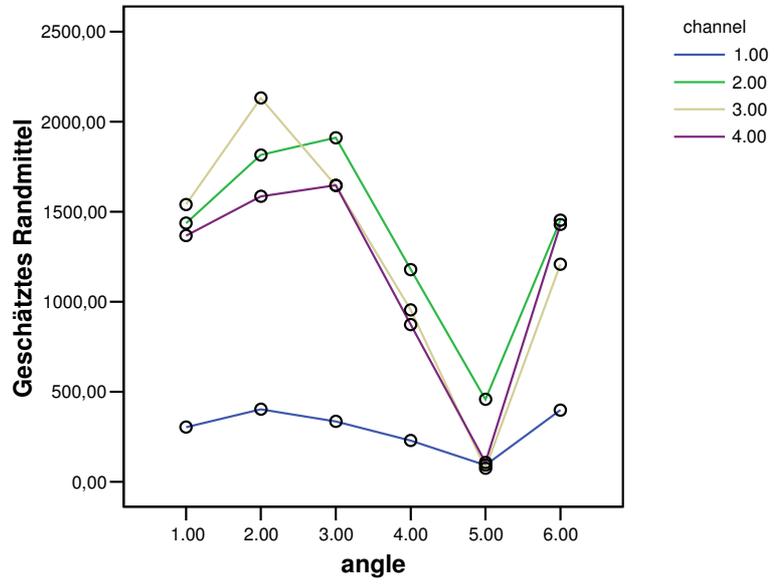
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00

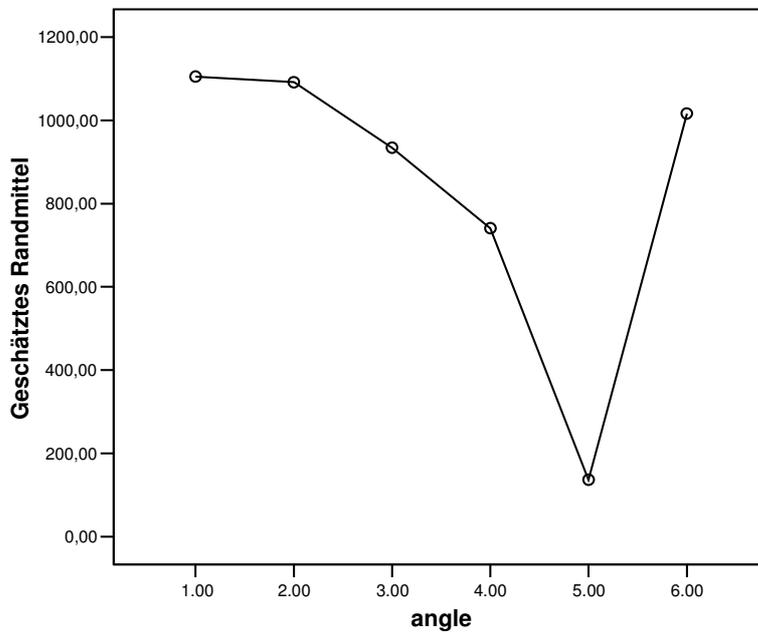


Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00



Geschätztes Randmittel von amplitude



XIII.8.2. Versuch II

amplitude

		N	Untergruppe			
	angle		1	2	3	4
Tukey-HSD(a,b)	5.00	240	35.1410			
	3.00	240		596.7614		
	4.00	240		627.8325		
	6.00	240			1016.3094	
	1.00	240				1104.9107
	2.00	240				1137.9551
	Signifikanz			1.000	.909	1.000
Scheffé(a,b)	5.00	240	35.1410			
	3.00	240		596.7614		
	4.00	240		627.8325		
	6.00	240			1016.3094	
	1.00	240			1104.9107	1104.9107
	2.00	240				1137.9551
	Signifikanz			1.000	.958	.127

Die

Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 109572.020".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 240.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

	(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD	1.00	2.00	-33.0444	30.21755	.884	-119.2779	53.1891
		3.00	508.1493(*)	30.21755	.000	421.9158	594.3828
		4.00	477.0782(*)	30.21755	.000	390.8447	563.3117
		5.00	1069.7697(*)	30.21755	.000	983.5362	1156.0032
		6.00	88.6013(*)	30.21755	.040	2.3678	174.8348
	2.00	1.00	33.0444	30.21755	.884	-53.1891	119.2779
		3.00	541.1937(*)	30.21755	.000	454.9601	627.4272
		4.00	510.1226(*)	30.21755	.000	423.8890	596.3561
		5.00	1102.8141(*)	30.21755	.000	1016.5806	1189.0476
		6.00	121.6457(*)	30.21755	.001	35.4122	207.8792
	3.00	1.00	-508.1493(*)	30.21755	.000	-594.3828	-421.9158
		2.00	-541.1937(*)	30.21755	.000	-627.4272	-454.9601
		4.00	-31.0711	30.21755	.909	-117.3046	55.1624
		5.00	561.6204(*)	30.21755	.000	475.3869	647.8540
		6.00	-419.5480(*)	30.21755	.000	-505.7815	-333.3145
	4.00	1.00	-477.0782(*)	30.21755	.000	-563.3117	-390.8447
		2.00	-510.1226(*)	30.21755	.000	-596.3561	-423.8890
		3.00	31.0711	30.21755	.909	-55.1624	117.3046
		5.00	592.6915(*)	30.21755	.000	506.4580	678.9251
		6.00	-388.4769(*)	30.21755	.000	-474.7104	-302.2434
5.00	1.00	-1069.7697(*)	30.21755	.000	-1156.0032	-983.5362	
	2.00	-1102.8141(*)	30.21755	.000	-1189.0476	-1016.5806	

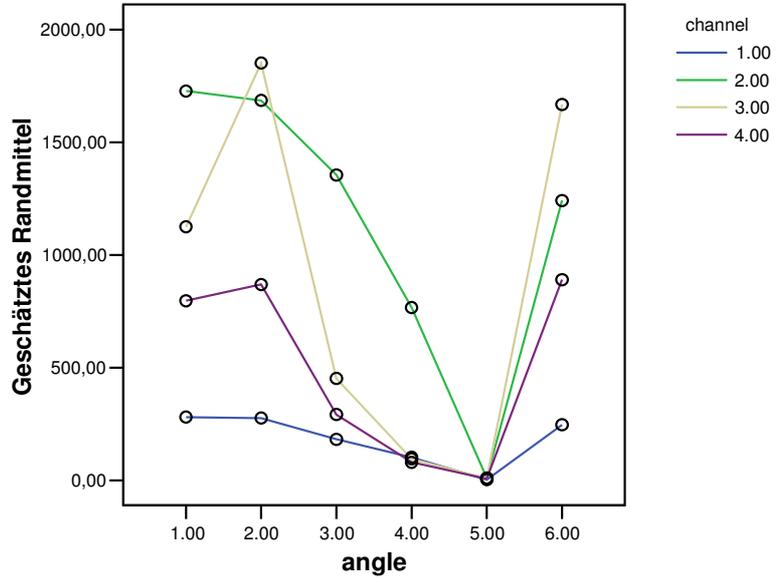
		3.00	-561.6204(*)	30.21755	.000	-647.8540	-475.3869
		4.00	-592.6915(*)	30.21755	.000	-678.9251	-506.4580
		6.00	-981.1684(*)	30.21755	.000	-1067.4019	-894.9349
	6.00	1.00	-88.6013(*)	30.21755	.040	-174.8348	-2.3678
		2.00	-121.6457(*)	30.21755	.001	-207.8792	-35.4122
		3.00	419.5480(*)	30.21755	.000	333.3145	505.7815
		4.00	388.4769(*)	30.21755	.000	302.2434	474.7104
		5.00	981.1684(*)	30.21755	.000	894.9349	1067.4019
Scheffé	1.00	2.00	-33.0444	30.21755	.945	-133.7337	67.6449
		3.00	508.1493(*)	30.21755	.000	407.4600	608.8386
		4.00	477.0782(*)	30.21755	.000	376.3889	577.7675
		5.00	1069.7697(*)	30.21755	.000	969.0804	1170.4590
		6.00	88.6013	30.21755	.127	-12.0880	189.2906
	2.00	1.00	33.0444	30.21755	.945	-67.6449	133.7337
		3.00	541.1937(*)	30.21755	.000	440.5044	641.8830
		4.00	510.1226(*)	30.21755	.000	409.4333	610.8119
		5.00	1102.8141(*)	30.21755	.000	1002.1248	1203.5034
		6.00	121.6457(*)	30.21755	.006	20.9564	222.3350
	3.00	1.00	-508.1493(*)	30.21755	.000	-608.8386	-407.4600
		2.00	-541.1937(*)	30.21755	.000	-641.8830	-440.5044
		4.00	-31.0711	30.21755	.958	-131.7604	69.6182
		5.00	561.6204(*)	30.21755	.000	460.9311	662.3097
		6.00	-419.5480(*)	30.21755	.000	-520.2373	-318.8587
	4.00	1.00	-477.0782(*)	30.21755	.000	-577.7675	-376.3889
		2.00	-510.1226(*)	30.21755	.000	-610.8119	-409.4333
		3.00	31.0711	30.21755	.958	-69.6182	131.7604
		5.00	592.6915(*)	30.21755	.000	492.0022	693.3808
		6.00	-388.4769(*)	30.21755	.000	-489.1662	-287.7876
	5.00	1.00	-1069.7697(*)	30.21755	.000	-1170.4590	-969.0804
		2.00	-1102.8141(*)	30.21755	.000	-1203.5034	-1002.1248
		3.00	-561.6204(*)	30.21755	.000	-662.3097	-460.9311
		4.00	-592.6915(*)	30.21755	.000	-693.3808	-492.0022
		6.00	-981.1684(*)	30.21755	.000	-1081.8577	-880.4791
	6.00	1.00	-88.6013	30.21755	.127	-189.2906	12.0880
		2.00	-121.6457(*)	30.21755	.006	-222.3350	-20.9564
		3.00	419.5480(*)	30.21755	.000	318.8587	520.2373
		4.00	388.4769(*)	30.21755	.000	287.7876	489.1662
		5.00	981.1684(*)	30.21755	.000	880.4791	1081.8577

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

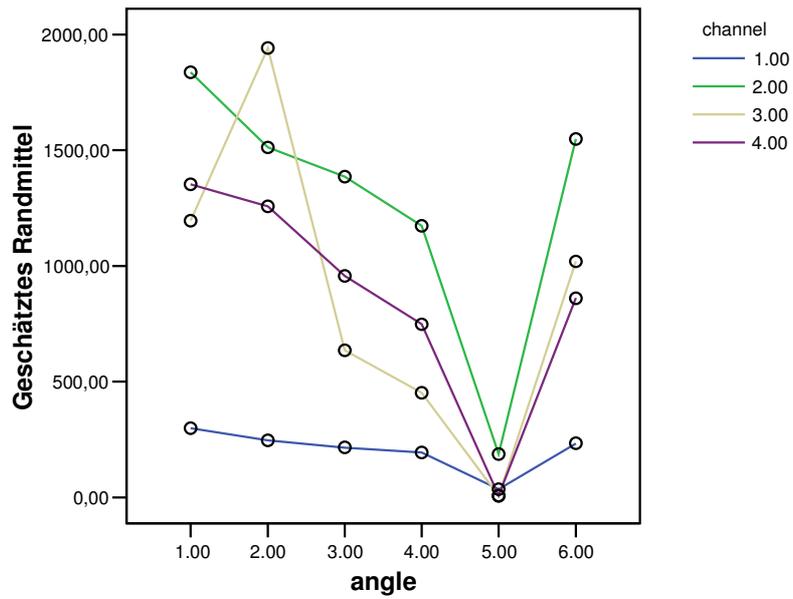
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 1.00



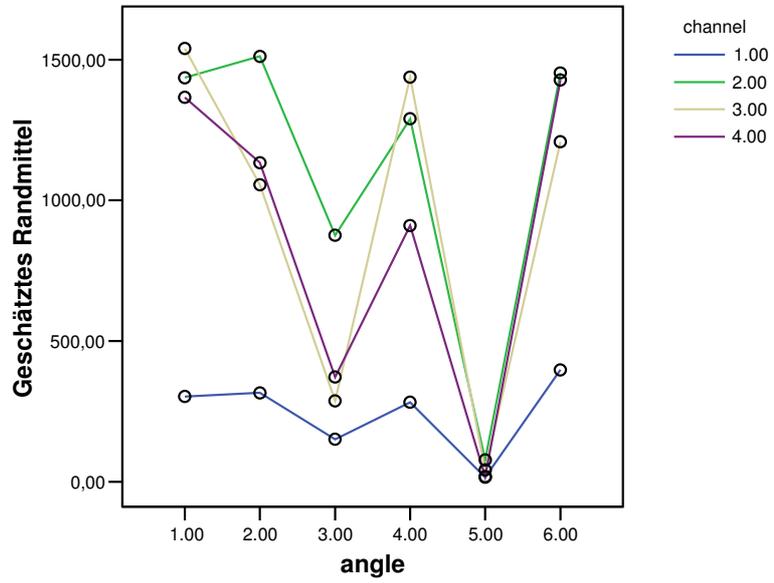
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00

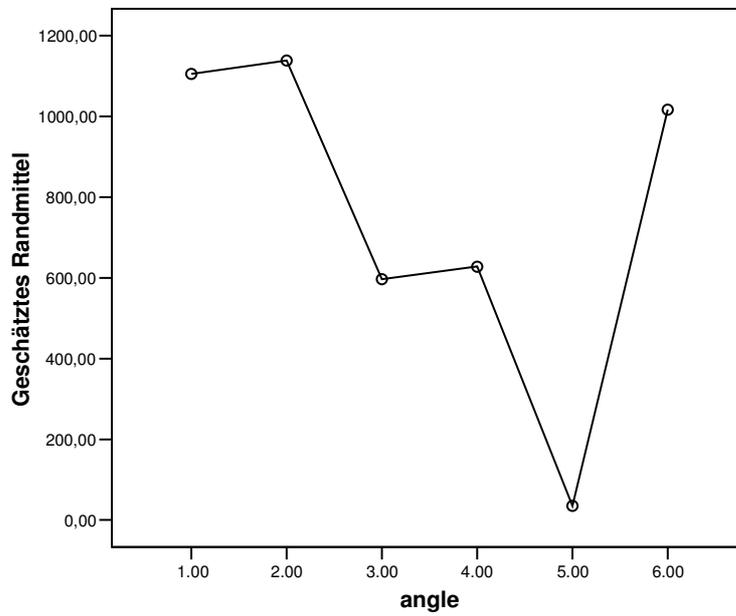


Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00



Geschätztes Randmittel von amplitude



XIII.9. SPSS-Auswertung von Proband 9

XIII.9.1. Typ I

amplitude

Scheffé

channel	N	Untergruppe		
		1	2	3
2.00	360	613.2308		
1.00	360	637.3701		
3.00	360		1410.3014	
4.00	360			1613.4639
Signifikanz		.835	1.000	1.000

Die Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 121872.252".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 360.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

Scheffé

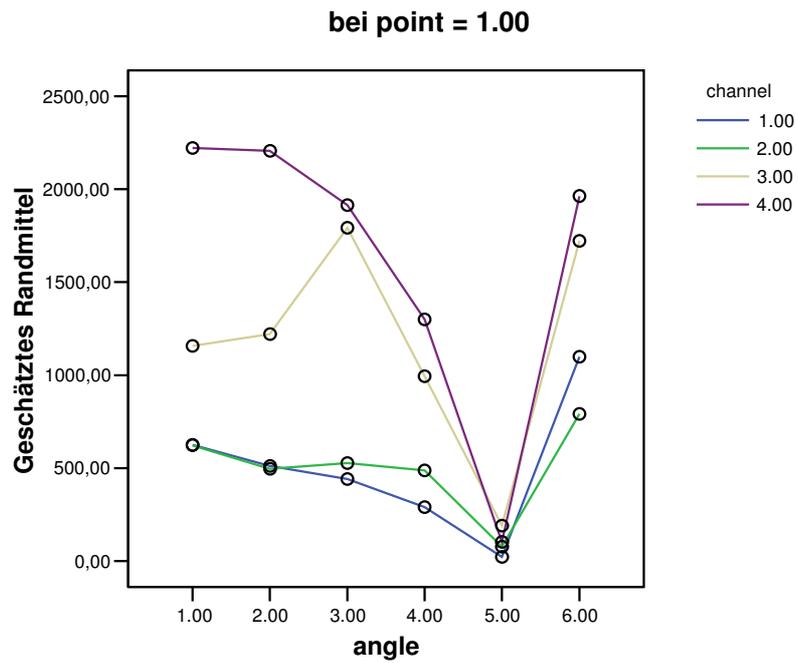
(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
1.00	2.00	29.9787	31.86851	.971	-76.2118	136.1693
	3.00	79.9411	31.86851	.279	-26.2495	186.1316
	4.00	409.6328(*)	31.86851	.000	303.4422	515.8233
	5.00	1026.6475(*)	31.86851	.000	920.4569	1132.8380
	6.00	69.5081	31.86851	.447	-36.6824	175.6987
2.00	1.00	-29.9787	31.86851	.971	-136.1693	76.2118
	3.00	49.9623	31.86851	.783	-56.2282	156.1529
	4.00	379.6540(*)	31.86851	.000	273.4635	485.8446
	5.00	996.6687(*)	31.86851	.000	890.4782	1102.8593
	6.00	39.5294	31.86851	.908	-66.6612	145.7200
3.00	1.00	-79.9411	31.86851	.279	-186.1316	26.2495
	2.00	-49.9623	31.86851	.783	-156.1529	56.2282
	4.00	329.6917(*)	31.86851	.000	223.5011	435.8823
	5.00	946.7064(*)	31.86851	.000	840.5158	1052.8970
	6.00	-10.4329	31.86851	1.000	-116.6235	95.7576
4.00	1.00	-409.6328(*)	31.86851	.000	-515.8233	-303.4422
	2.00	-379.6540(*)	31.86851	.000	-485.8446	-273.4635
	3.00	-329.6917(*)	31.86851	.000	-435.8823	-223.5011
	5.00	617.0147(*)	31.86851	.000	510.8241	723.2053
	6.00	-340.1246(*)	31.86851	.000	-446.3152	-233.9341
5.00	1.00	-1026.6475(*)	31.86851	.000	-1132.8380	-920.4569
	2.00	-996.6687(*)	31.86851	.000	-1102.8593	-890.4782
	3.00	-946.7064(*)	31.86851	.000	-1052.8970	-840.5158
	4.00	-617.0147(*)	31.86851	.000	-723.2053	-510.8241
	6.00	-957.1393(*)	31.86851	.000	-1063.3299	-850.9488
6.00	1.00	-69.5081	31.86851	.447	-175.6987	36.6824

2.00	-39.5294	31.86851	.908	-145.7200	66.6612
3.00	10.4329	31.86851	1.000	-95.7576	116.6235
4.00	340.1246(*)	31.86851	.000	233.9341	446.3152
5.00	957.1393(*)	31.86851	.000	850.9488	1063.3299

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

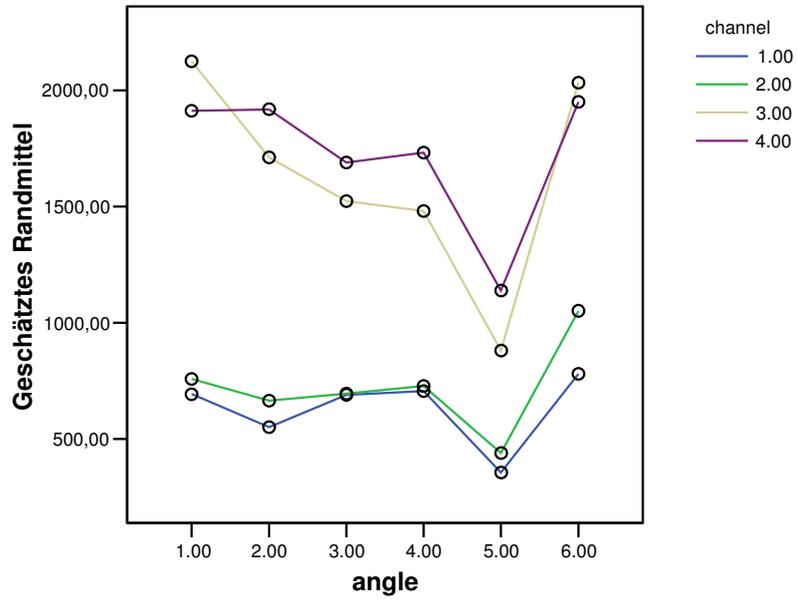
* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

Geschätztes Randmittel von amplitude



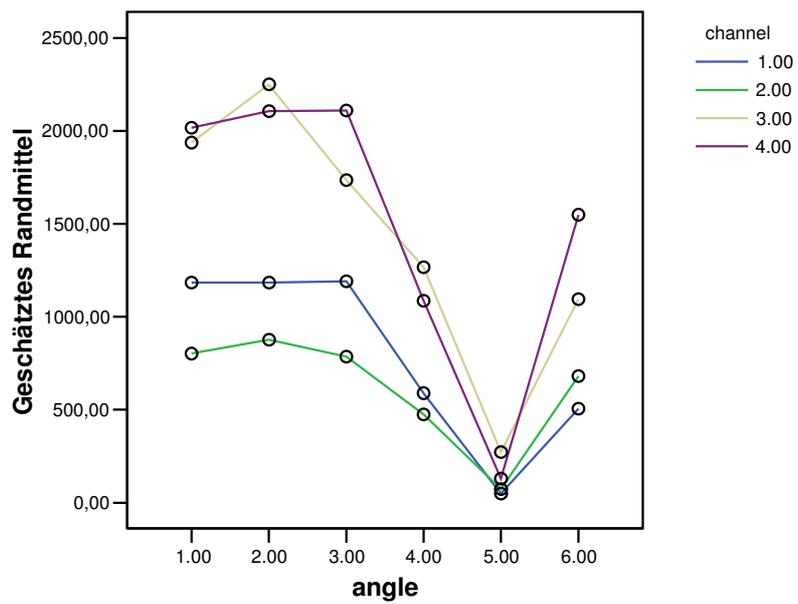
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00



Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00



XIII.9.2. Typ II

amplitude

Scheffé

angle	N	Untergruppe		
		1	2	3
5.00	240	293.1859		
3.00	240		1086.9628	
4.00	240		1227.3370	
2.00	240		1253.3760	
1.00	240		1351.6635	
6.00	240			2087.2298
Signifikanz		1.000	.438	1.000

Die Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 1743752.170".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 240.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

Scheffé

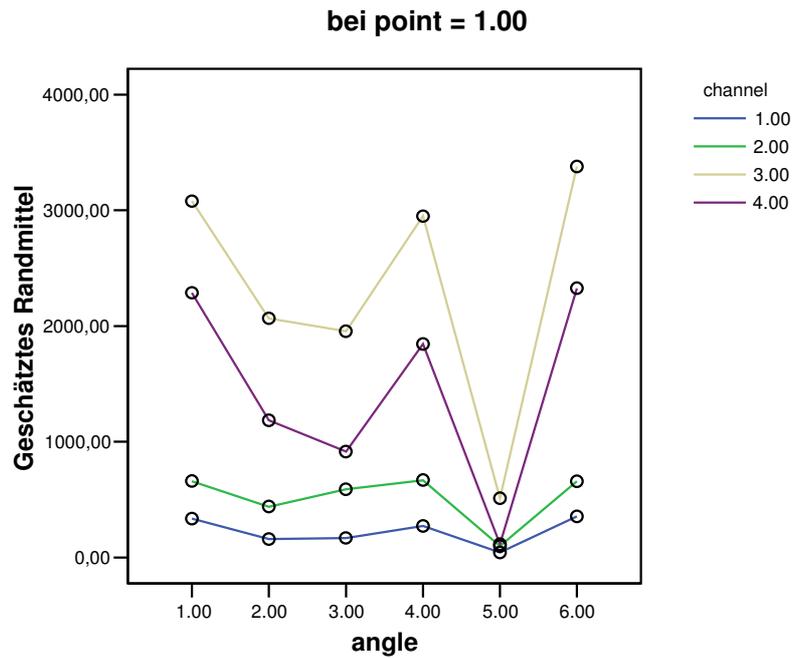
(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
1.00	2.00	98.2875	120.54571	.985	-303.3885	499.9635
	3.00	264.7007	120.54571	.438	-136.9753	666.3767
	4.00	124.3264	120.54571	.957	-277.3496	526.0024
	5.00	1058.4775(*)	120.54571	.000	656.8015	1460.1535
	6.00	-735.5663(*)	120.54571	.000	-1137.2423	-333.8903
2.00	1.00	-98.2875	120.54571	.985	-499.9635	303.3885
	3.00	166.4132	120.54571	.862	-235.2628	568.0892
	4.00	26.0390	120.54571	1.000	-375.6370	427.7150
	5.00	960.1901(*)	120.54571	.000	558.5141	1361.8661
	6.00	-833.8538(*)	120.54571	.000	-1235.5298	-432.1778
3.00	1.00	-264.7007	120.54571	.438	-666.3767	136.9753
	2.00	-166.4132	120.54571	.862	-568.0892	235.2628
	4.00	-140.3743	120.54571	.929	-542.0503	261.3017
	5.00	793.7768(*)	120.54571	.000	392.1008	1195.4528
	6.00	-1000.2670(*)	120.54571	.000	-1401.9430	-598.5910
4.00	1.00	-124.3264	120.54571	.957	-526.0024	277.3496
	2.00	-26.0390	120.54571	1.000	-427.7150	375.6370
	3.00	140.3743	120.54571	.929	-261.3017	542.0503
	5.00	934.1511(*)	120.54571	.000	532.4751	1335.8271
	6.00	-859.8927(*)	120.54571	.000	-1261.5687	-458.2167
5.00	1.00	-1058.4775(*)	120.54571	.000	-1460.1535	-656.8015
	2.00	-960.1901(*)	120.54571	.000	-1361.8661	-558.5141
	3.00	-793.7768(*)	120.54571	.000	-1195.4528	-392.1008
	4.00	-934.1511(*)	120.54571	.000	-1335.8271	-532.4751
	6.00	-1794.0438(*)	120.54571	.000	-2195.7198	-1392.3678
6.00	1.00	735.5663(*)	120.54571	.000	333.8903	1137.2423

2.00	833.8538(*)	120.54571	.000	432.1778	1235.5298
3.00	1000.2670(*)	120.54571	.000	598.5910	1401.9430
4.00	859.8927(*)	120.54571	.000	458.2167	1261.5687
5.00	1794.0438(*)	120.54571	.000	1392.3678	2195.7198

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

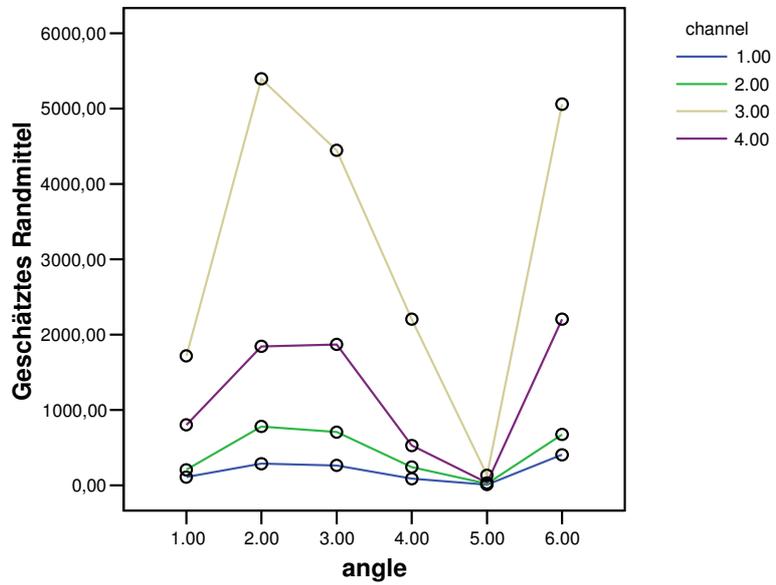
* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

Geschätztes Randmittel von amplitude



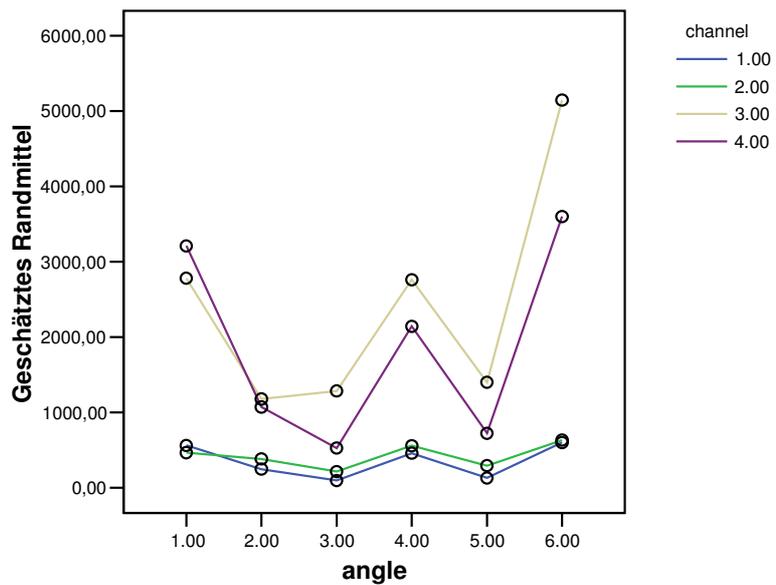
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 2.00



Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 3.00



XIII.10. SPSS-Auswertung von Proband 10

XIII.10.1. Typ I

amplitude

	channel	N	Untergruppe		
			1	2	3
Tukey-HSD(a,b)	3.00	240	79.7269		
	2.00	240	97.0704		
	1.00	240		139.5164	
	4.00	240			179.0932
	Signifikanz			.353	1.000
Scheffé(a,b)	3.00	240	79.7269		
	2.00	240	97.0704		
	1.00	240		139.5164	
	4.00	240			179.0932
	Signifikanz			.439	1.000

Die Mittelwerte für Gruppen in homogenen Untergruppen werden angezeigt. Basiert auf Typ III Quadratsumme Der Fehlerterm ist "Mittel der Quadrate (Fehler) = 13323.307".

a Verwendet Stichprobengrößen des harmonischen Mittels = 240.000

b Alpha = .05

Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: amplitude

	(I) angle	(J) angle	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95% Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Tukey-HSD	1.00	2.00	45.3930(*)	12.90509	.006	8.5388	82.2472
		3.00	96.5778(*)	12.90509	.000	59.7236	133.4320
		4.00	13.4986	12.90509	.902	-23.3556	50.3527
		5.00	116.3093(*)	12.90509	.000	79.4551	153.1634
		6.00	132.1030(*)	12.90509	.000	95.2488	168.9572
	2.00	1.00	-45.3930(*)	12.90509	.006	-82.2472	-8.5388
		3.00	51.1848(*)	12.90509	.001	14.3306	88.0389
		4.00	-31.8944	12.90509	.134	-68.7486	4.9597
		5.00	70.9163(*)	12.90509	.000	34.0621	107.7704
		6.00	86.7100(*)	12.90509	.000	49.8558	123.5642
	3.00	1.00	-96.5778(*)	12.90509	.000	-133.4320	-59.7236
		2.00	-51.1848(*)	12.90509	.001	-88.0389	-14.3306
		4.00	-83.0792(*)	12.90509	.000	-119.9334	-46.2251
		5.00	19.7315	12.90509	.646	-17.1227	56.5857
		6.00	35.5252	12.90509	.066	-1.3289	72.3794
	4.00	1.00	-13.4986	12.90509	.902	-50.3527	23.3556
		2.00	31.8944	12.90509	.134	-4.9597	68.7486
		3.00	83.0792(*)	12.90509	.000	46.2251	119.9334
		5.00	102.8107(*)	12.90509	.000	65.9565	139.6649
		6.00	118.6044(*)	12.90509	.000	81.7503	155.4586
5.00	1.00	-116.3093(*)	12.90509	.000	-153.1634	-79.4551	
	2.00	-70.9163(*)	12.90509	.000	-107.7704	-34.0621	
	3.00	-19.7315	12.90509	.646	-56.5857	17.1227	

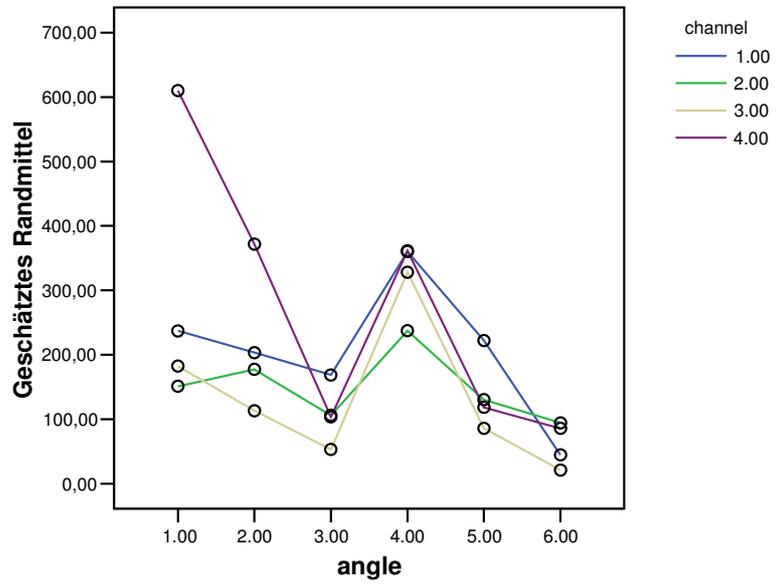
		4.00	-102.8107(*)	12.90509	.000	-139.6649	-65.9565
		6.00	15.7937	12.90509	.825	-21.0604	52.6479
	6.00	1.00	-132.1030(*)	12.90509	.000	-168.9572	-95.2488
		2.00	-86.7100(*)	12.90509	.000	-123.5642	-49.8558
		3.00	-35.5252	12.90509	.066	-72.3794	1.3289
		4.00	-118.6044(*)	12.90509	.000	-155.4586	-81.7503
		5.00	-15.7937	12.90509	.825	-52.6479	21.0604
Scheffé	1.00	2.00	45.3930(*)	12.90509	.031	2.3596	88.4264
		3.00	96.5778(*)	12.90509	.000	53.5444	139.6112
		4.00	13.4986	12.90509	.955	-29.5348	56.5319
		5.00	116.3093(*)	12.90509	.000	73.2759	159.3427
		6.00	132.1030(*)	12.90509	.000	89.0696	175.1364
	2.00	1.00	-45.3930(*)	12.90509	.031	-88.4264	-2.3596
		3.00	51.1848(*)	12.90509	.008	8.1514	94.2182
		4.00	-31.8944	12.90509	.297	-74.9278	11.1389
		5.00	70.9163(*)	12.90509	.000	27.8829	113.9497
		6.00	86.7100(*)	12.90509	.000	43.6766	129.7434
	3.00	1.00	-96.5778(*)	12.90509	.000	-139.6112	-53.5444
		2.00	-51.1848(*)	12.90509	.008	-94.2182	-8.1514
		4.00	-83.0792(*)	12.90509	.000	-126.1126	-40.0458
		5.00	19.7315	12.90509	.801	-23.3019	62.7649
		6.00	35.5252	12.90509	.182	-7.5082	78.5586
	4.00	1.00	-13.4986	12.90509	.955	-56.5319	29.5348
		2.00	31.8944	12.90509	.297	-11.1389	74.9278
		3.00	83.0792(*)	12.90509	.000	40.0458	126.1126
		5.00	102.8107(*)	12.90509	.000	59.7773	145.8441
		6.00	118.6044(*)	12.90509	.000	75.5711	161.6378
	5.00	1.00	-116.3093(*)	12.90509	.000	-159.3427	-73.2759
		2.00	-70.9163(*)	12.90509	.000	-113.9497	-27.8829
		3.00	-19.7315	12.90509	.801	-62.7649	23.3019
		4.00	-102.8107(*)	12.90509	.000	-145.8441	-59.7773
		6.00	15.7937	12.90509	.913	-27.2396	58.8271
	6.00	1.00	-132.1030(*)	12.90509	.000	-175.1364	-89.0696
		2.00	-86.7100(*)	12.90509	.000	-129.7434	-43.6766
		3.00	-35.5252	12.90509	.182	-78.5586	7.5082
		4.00	-118.6044(*)	12.90509	.000	-161.6378	-75.5711
		5.00	-15.7937	12.90509	.913	-58.8271	27.2396

Basiert auf beobachteten Mittelwerten.

* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

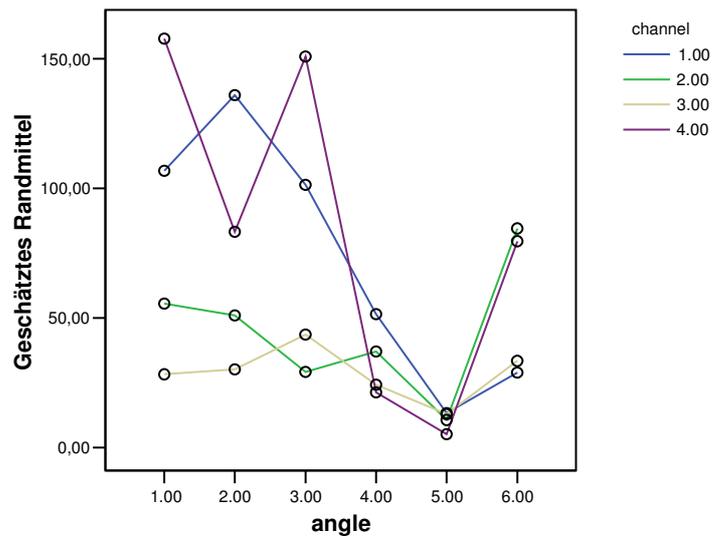
Geschätztes Randmittel von amplitude

bei point = 1.00

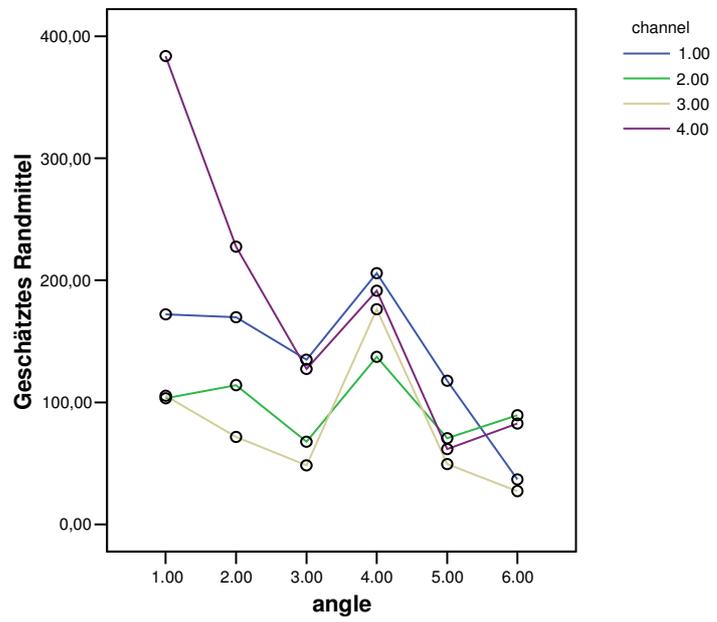


Geschätztes Randmittel von amplitude

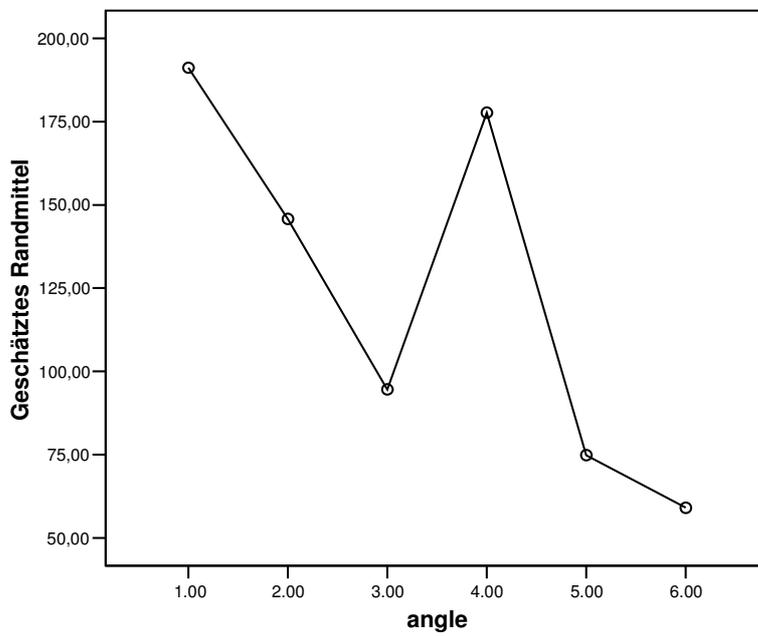
bei point = 2.00



Geschätztes Randmittel von amplitude



Geschätztes Randmittel von amplitude



XIV. Danksagung

Zum Abschluss dieser Arbeit möchte ich all jenen danken, die bei ihrer Entstehung mitgewirkt haben.

In erster Linie möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, die mich in jeglicher Hinsicht das ganze Studium über mit voller Kraft unterstützt haben.

Als Dauer-Proband bei vielen, vielen, auch neuen Versuchen bedanke ich mich speziell bei meinem Kommilitonen Bernhard Eberl.

Zudem danke ich natürlich allen weiteren Probanden, die sich zu jeder Tages- und Nachtzeit dazu bereit erklärt haben, sich diesen Versuchen zu unterziehen.

Ich danke meinem Betreuer, Herrn Dr. Philipp Tanner (Abteilung für Neurochirurgie, Klinikum Stuttgart), der ebenso wie Prof. Dr. Witt (Abteilung für Neurochirurgie, Klinikum Großhadern der LMU München) meine Arbeit immer wieder vorangetrieben hat.

Herrn PD Dr. Boetzel (Abteilung für Neurologie, Klinikum Großhadern der LMU München) danke ich für seine umfangreichen Computerkenntnisse, die er mir zu jeder Zeit zur Verfügung stellte.