

Automatisierte seitengetrennte Analyse der Vibrissenbewegungen bei Ratten mit Facialisrekonstruktion: ein Methodenvergleich einschließlich Hauptfrequenzanalyse

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät der
Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Benjamin Winfried Dorschner
geboren am 02.05.1988 in Jena

Gutachter

- 1: Prof. Dr. med. habil. Orlando Guntinas-Lichius, Jena
- 2: Prof. Dr. med. habil. Hubertus Axer, Jena
- 3: Prof. Dr. med. habil. Doychin Angelov, Köln

Tag der öffentlichen Verteidigung: 07. Oktober 2014

Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung	7
2	Einleitung	9
3	Ziele der Arbeit	14
4	Methoden	15
4.1	Tiere und experimentelles Protokoll	15
4.2	Videoaufzeichnung, -bearbeitung und Bildqualität	15
4.3	Manuelle Vibrissenerfassung	16
4.4	Automatisierte Vibrissenerfassung	17
4.5	Auswertung	19
4.5.1	Erstellung und Verarbeitung der Zeitreihen	19
4.5.2	Definition kinematischer Messgrößen	20
4.5.3	Definition der Messgrößen in der Frequenzdomäne	21
4.6	Angabe der Messergebnisse	23
5	Ergebnisse	24
5.1	Erkennungsqualität	24
5.2	Kinematische Auswertung	26
5.2.1	Maximale Amplitude	26
5.2.2	Protraktionsgeschwindigkeit	32
5.2.3	Retraktionsgeschwindigkeit	35
5.2.4	Protraktionsbeschleunigung	36
5.2.5	Retraktionsbeschleunigung	39
5.3	Auswertung in der Frequenzdomäne	40
5.3.1	Frequenzspektrum	40
5.3.2	Kohärenz und Phase	45
5.3.3	Seitenvergleich	47

6 Diskussion	48
6.1 Bewertung der Ergebnisse	48
6.2 Einordnung der Messmethode und Ansätze für weitere Forschung	52
7 Schlussfolgerungen	54
8 Literaturverzeichnis	55
9 Anhang	61
9.1 Berechnungen zur Fehlerschätzung	61
9.1.1 Fehlerschätzung der Kopfachse	61
9.1.2 Die Sekanten-Tangenten-Abweichung	62
9.2 Retraktionsgeschwindigkeit	62
9.3 Retraktionsbeschleunigung	65
9.4 Danksagung	69
9.5 Tabellarischer Lebenslauf	70
9.6 Ehrenwörtliche Erklärung	71
10 Abbildungsverzeichnis	72
11 Tabellenverzeichnis	73

Verzeichnis der Abkürzungen

Wortabkürzungen

Abkürzung	Erklärung
Abb.	Abbildung (wird ohne vorherige Einführung benutzt)
Kap.	Kapitel (wird ohne vorherige Einführung benutzt)
M./Mm.	Musculus/Musculi
N.	Nervus
R	R 3.0.0 (The R Foundation for Statistical Computing, http://www.r-project.org), Programmiersprache für statistische Berechnungen
SIMI	Simi Motion (Simi Reality Motion Systems GmbH, Unterschleißheim, Deutschland), Programm zur manuellen Vibrissenerfassung; wird verwendet, um die durch diese Methode gewonnenen Messwerte zu kennzeichnen
Tab.	Tabelle (wird ohne vorherige Einführung benutzt)
VBA	Visual Basic for Applications, Bestandteil von Microsoft Office 2010 (Microsoft Corporation, Redmond, USA)
ZV	ZWEIVIBRISSSEN, Programm zur automatisierten Vibrissenerfassung; wird verwendet, um die durch diese Methode gewonnenen Messwerte zu kennzeichnen
ZV*	wird verwendet, um durch ZV gewonnene Messwerte zu kennzeichnen, die mit einem gleitenden Durchschnitt geglättet wurden

Physikalische und mathematische Abkürzungen

Abk.	Bezeichnung	Einheit
$\bar{\varphi}$	globale Amplitude	°
ω	Winkelgeschwindigkeit	°/s
$\bar{\omega}$	mittlere Winkelgeschwindigkeit	°/s
$\omega_{p(rot)}$	Winkelgeschwindigkeit während der Protraktion	°/s
ω_{p10}	10. Perzentile der Winkelgeschwindigkeit während der Protraktion	°/s
$\omega_{r(et)}$	Winkelgeschwindigkeit während der Retraktion	°/s
ω_{r90}	90. Perzentile der Winkelgeschwindigkeit während der Retraktion	°/s
α	Winkelbeschleunigung	°/s ²
$\bar{\alpha}$	mittlere Winkelbeschleunigung	°/s ²
$\alpha_{p(rot)}$	Winkelbeschleunigung während der Protraktion	°/s ²
α_{p10}	10. Perzentile der Winkelbeschleunigung während der Protraktion	°/s ²
$\alpha_{r(et)}$	Winkelbeschleunigung während der Retraktion	°/s ²
α_{r90}	90. Perzentile der Winkelbeschleunigung während der Retraktion	°/s ²
r	Relation eines Variablenwertes der operierten zum entsprechenden Wert der gesunden Seite	
f	Frequenz	Hz
\bar{f}	Hauptfrequenz	Hz
HF	spektrale Masse im Frequenzbereich zwischen 6 und 10 Hz	
LF	spektrale Masse im Frequenzbereich zwischen 1 und 5 Hz	
ρ	Kohärenz	
γ	Phasenverschiebung	rad
*	zur Kennzeichnung der Anwendung eines gleitenden Durchschnitts	
#	zur Kennzeichnung statistisch signifikanter Unterschiede	
e+N	von SigmaPlot verwendete Schreibweise der wissenschaftliche Notation von Zahlen $x \cdot 10^N$ mit $x \in \mathbb{R}$, $1 \leq x < 10$ und $N \in \mathbb{N}$	

1 Zusammenfassung

Mit Hilfe ihrer Vibrissen, den aktiv und passiv bewegbaren Tasthaaren, sind Mäuse und Ratten u.a. in der Lage, sich räumlich zu orientieren, Hindernisse zu detektieren und Oberflächenstrukturen taktil zu diskriminieren (Hartmann 2011). Die Innervierung erfolgt zum einen durch den *N. trigeminus*, der die sensorischen Informationen vom peripheren Mechanorezeptor an der Vibrissenbasis ins zentrale Nervensystem leitet. Der *N. facialis* innerviert die an den periodischen Vibrissenbewegungen beteiligten Muskeln (Bosman et al. 2011). Weil sowohl der sensorische als auch der motorische Schenkel dieses Systems aufgrund ihrer Anatomie manipuliert und Veränderungen im Bewegungsmuster anhand kinematischer Parameter quantifiziert werden können, eignet sich dieses *Nervus-facialis-Modell* in besonderer Weise für die Nervenregenerationsforschung. Für die Erfassung der Vibrissenbewegungen stehen verschiedene Verfahren zur Verfügung. Im neurowissenschaftlichen Forschungslabor der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde des Universitätsklinikums Jena ist die manuelle Analyse aufgezeichneter Videosequenzen etabliert, um Vibrissenbewegungen zu quantifizieren. Am Lehrstuhl für Digitale Bildverarbeitung der Friedrich-Schiller-Universität Jena wurde das Programm ZWEIVIBRISSEN (ZV) zur Automatisierung dieser Auswertung entwickelt.

Ziel der vorliegenden Arbeit war, beide Analyseverfahren hinsichtlich ihrer Gleichwertigkeit zu überprüfen. Dazu wurden die kinematischen Vergleichsparameter Amplitude, Pro- und Retraktionsgeschwindigkeit sowie Pro- und Retraktionsbeschleunigung definiert. Zusätzlich erfolgte die Betrachtung in der Frequenzdomäne anhand der Hauptfrequenzen und der spektralen Massen in definierten Frequenzbereichen. Kohärenz und Phase wurden erstmalig zur quantitativen Beurteilung der Synchronizität zwischen den links- und rechtsseitigen Vibrissenbewegungen herangezogen. Zur Signifikanzprüfung wurde der gepaarte t-Test verwendet, beim Amplitudenvergleich zusätzlich ein zweiseitiger Äquivalenztest.

Es wurden bereits vorhandene Videosequenzen von 14 adulten Ratten, die eine einseitige chirurgische Rekonstruktion des *N. facialis* erhalten hatten, erneut manuell und anschließend mit Hilfe von ZV ausgewertet. Die durch beide Verfahren berechneten

Kenngößen unterschieden sich zunächst signifikant voneinander. Nach Glättung der Ausgangswerte von ZV mit einem gleitenden Durchschnitt, einem Tiefpassfilter, konnten mit Ausnahme der Protraktionsbeschleunigung keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Messmethoden nachgewiesen werden. Die Analyse im Frequenzbereich erbrachte ebenfalls keine signifikanten Unterschiede. Beide Messverfahren waren zur Analyse von Vibrissenbewegungen geeignet, wobei ZV neben einem geringeren Zeitaufwand den Vorteil einer geringeren Anfälligkeit gegenüber Rotationsbewegungen des Kopfes aufwies.

Erstmalig wurde gezeigt, dass sich das Frequenzspektrum der Vibrissenbewegungen bei Ratten auf der operierten Seite im Vergleich zur gesunden Seite signifikant änderte. So betrug die Hauptfrequenz auf der gesunden Seite $6,14 \text{ Hz} \pm 1,50 \text{ Hz}$, auf der operierten $0,41 \text{ Hz} \pm 0,49 \text{ Hz}$ ($p < 0,001$). Auch verringerte sich der Anteil des physiologischen Frequenzbereichs von 6 bis 10 Hz im Frequenzspektrum der operierten Seite signifikant ($p < 0,001$). Eine bilaterale Synchronizität war nicht nachweisbar. Neben der kinematischen Auswertung stellt die Frequenzanalyse somit eine wichtige Methode zur Evaluation des Regenerationserfolgs nach chirurgischer Nervenrekonstruktion dar, deren zukünftiger Einsatz zum wissenschaftlichen Erkenntnisgewinn beitragen wird.

2 Einleitung

Schädigungen des menschlichen *N. facialis* weisen eine unbefriedigende Prognose hinsichtlich einer vollständigen Regeneration auf: Nur 49% aller Facialisläsionen zeigen eine *Restitutio ad integrum*, 51% heilen funktionell nur inkomplett oder gar nicht aus (Volk et al. 2013). Obwohl im peripheren Nervensystem eine vollständige Regeneration möglich ist, sind die Faktoren, die diese behindern, vielzählig und der Regenerationserfolg gering (Höke 2006)¹. Zur Untersuchung der zugrunde liegenden Mechanismen wurde ein Tiermodell, das sog. *Nervus-facialis-Modell* etabliert (Moran und Graeber 2004). Auch an anderen Modellnerven wurde die Regenerationsfähigkeit des peripheren Nervensystems studiert (Angius et al. 2012). Ein charakteristischer Unterschied liegt darin, dass der *N. facialis* nach Verlassen des *Foramen stylomastoideum* als rein motorischer Nerv verläuft, wohingegen bei anderen experimentellen Modellen gemischte Nerven untersucht werden (Irintchev 2011).

Der *N. facialis* innerviert bei Mäusen und Ratten u.a. die Muskulatur der für diese Tiere charakteristischen *Makrovibrissen* (auch *Tast-* oder *Sinushaare*, Henneberg 1915). Diese (*Makro-*)*Vibrissen* befinden sich beidseits nasomaxillär in den *Fossae nasales* der Tiere und sind gitterartig angeordnet (Dörfl 1982, Haidarliu et al. 2010). Abb. 1A zeigt die typische Gruppierung am *Colliculus pilifer* (*mystacial pad*, Tasthaarhügel) in fünf Reihen (A-E) zu je vier bis sieben *Vibrissen* und vier separat stehende *Vibrissen* (α - δ). Bei Ratten befinden sich auf jeder Seite des Kopfes ca. 35 *Makrovibrissen* (Haidarliu et al. 2010). Der anatomische Aufbau der *Vibrissen* gleicht zum großen Teil dem gewöhnlicher Haare. Der aus der Haut herausragende *Vibrissenschaft* wird unter der Hautoberfläche, dem Bereich der *Haarwurzel* vom *Follikel* umschlossen. Allerdings befindet sich zwischen einer inneren und einer äußeren Bindegewebslamelle ein *Sinus cavernosus*, der den *Follikel* ringförmig umgibt und für das *Sinushaar* namensgebend ist (Vincent 1913,

¹Eine vollständige Darstellung der Mechanismen peripherer Nervenregeneration würde den Rahmen dieser Arbeit übersteigen, die hauptsächlich auf die methodische Analyse der Vibrissenbewegungen kleiner Nagetiere abzielt. Der interessierte Leser sei auf den aktuellen Übersichtsartikel von Alldodi et al. (2012) verwiesen. Klinische Implikationen stellen Valls-Sole und Kollegen (2011) präzise zusammen.

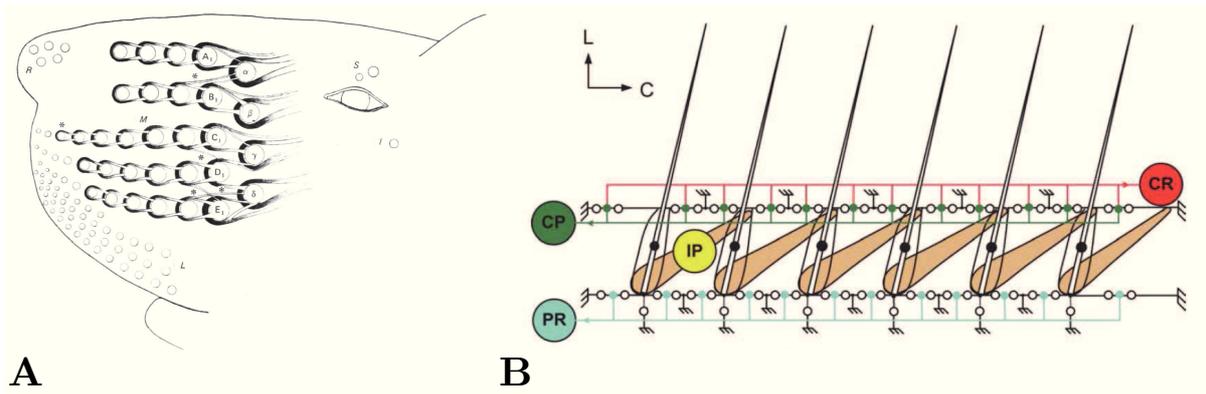


Abbildung 1: *Vibrissenanordnung am Colliculus pilifer (A, modifiziert nach Dörfl 1982): vier separat stehende Vibrissen α - δ und fünf Vibrissenreihen A-E (jeweils die erste mit Index markiert).*

Funktionsweise der Muskulatur (B, modifiziert nach Haidarliu et al. 2010): Die intrinsische Muskulatur (IP) protrahiert einzelne Vibrissen. Der M. nasolabialis profundus bewirkt die Protraktion des gesamten Tasthaarhügels durch oberflächliche (CP) und tiefe Anteile (PR). Die Mm. maxillolabialis et nasolabialis (CR) üben eine retrahierende Wirkung auf den Colliculus pilifer aus.

Henneberg 1915, Haidarliu et al. 2011).

Ein weiterer Unterschied zum gewöhnlichen Haar ist die Beweglichkeit der *Vibrissen*, die aktivitätsabhängig mit einer Frequenz von 5-25 Hz rhythmisch bewegt werden können (Berg und Kleinfeld 2003, Hill et al. 2008). Der Protraktionsvorgang, also die Bewegung der *Vibrissen* in nasale Richtung, erfolgt dabei als aktiver Vorgang und auch die Retraktion, die *Vibrissen*bewegung in kaudale Richtung, unterliegt aktiver muskulärer Kontrolle (Berg und Kleinfeld 2003). Dabei können die extrinsische und intrinsische Muskulatur unterschieden werden. Extrinsische Muskeln (*Mm. maxillolabialis, nasolabialis, nasolabialis superficialis, nasolabialis profundus, Pars orbicularis oris m. buccinatorii*) inserieren am *Colliculus pilifer*, haben ihren Ursprung aber außerhalb davon. Die intrinsische Muskulatur hingegen entspringt vom *Colliculus pilifer* und inseriert an den *Folliculi* zweier benachbarter *Vibrissen* der gleichen Reihe, indem sie diese schlaufenförmig umschließt (Haidarliu et al. 2010). Die Wirkungsweise der an der *Vibrissen*bewegung beteiligten Muskeln verdeutlicht Abb. 1B: Die intrinsische Muskulatur wirkt als Protraktor einzelner *Vibrissen*. Der *M. nasolabialis profundus* bewirkt durch oberflächliche und tiefe Anteile eine Protraktion des gesamten *Colliculus pilifer* und wirkt dadurch ebenfalls protrahierend auf die *Vibrissen*. Eine antagonistische, also retrahierende Bewegung wird durch Kontraktion der *Mm. maxillolabialis et nasolabialis* erreicht. Durch die schlingenförmige Insertion der intrinsischen Muskulatur verläuft der Vektor der Vi-

brissenbewegung nicht streng linear in nasokaudaler Richtung, sondern schleifenförmig, wobei die betragsmäßig größte Komponente in der nasokaudalen Ebene liegt (Roy et al. 2011).

Alle genannten Muskeln werden motorisch ausschließlich vom *N. facialis* innerviert (Dörfl 1982, Haidarliu et al. 2010). Die um den *Vibrissenfollikel* herum gruppierten *Merkel-Zellen* (periphere Mechanorezeptoren) senden ihre Fasern im *N. trigeminus* in das trigeminale Kerngebiet im Hirnstamm (Kleinfeld et al. 1999, Bosman et al. 2011). Die *Vibrissen* bilden folglich ein gut beobachtbares Organ, das von einem in seiner Komplexität überschaubaren neuroanatomischen System (eine rein motorische und eine rein sensorische Leitungsbahn) gesteuert wird.

Die physiologische Aufgabe der *Vibrissen* besteht darin, die räumliche Orientierung und die taktile Erfassung von Oberflächenstrukturen zu gewährleisten (Vincent 1912, Hartmann 2011). Sobald eine *Vibrisse* ein Objekt berührt, sorgt ein Feedbackmechanismus dafür, dass die Protraktionsgeschwindigkeit ipsilateral reduziert und kontralateral gesteigert wird (Mitchinson et al. 2007). Dann wird der Kontakt mit dem Objekt an der Basis der *Vibrisse* über Merkel-Zellendigungen kinematisch und dynamisch registriert (Birdwell et al. 2007, Lottem und Azouz 2009, Quist und Hartmann 2012). Für die Bestimmung des Raumwinkels, in welchem sich ein Objekt relativ zur Ratte befindet, reicht lediglich eine intakte *Vibrisse* auf der entsprechenden Körperseite aus (Mehta et al. 2007). Einen Überblick über die Erfassung von Oberflächentexturen liefern Jadhav und Feldman (2010) sowie Diamond (2010). Unterschiedlich schnell adaptierende, richtungsspezifische trigeminale Neurone ermöglichen eine effiziente Verarbeitung der komplexen Informationen (Jones et al. 2004).

Weil einerseits die Funktion der *Vibrissen* fundamental von ihrer Beweglichkeit und damit der Funktionalität des *N. facialis* abhängt und andererseits dieser Nerv operativ leicht zugänglich ist, entwickelte sich das *Nervus-facialis-Modell* zu einem bedeutenden Objekt in der peripheren Nervenregenerationsforschung (Moran und Graeber 2004, Skouras et al. 2011). Die chirurgischen Interventionsmöglichkeiten reichen von der sog. *Crush-Verletzung* bis zur *Neurotomie*. Im Anschluss können verschiedene Regenerations-techniken angewendet werden. Häufig eingesetzt werden u.a. die direkte *Facialis-Facialis-Anastomose* (z. B. Angelov et al. 2007), die *Hypoglossus-Facialis-Anastomose* und das *Interpositional Facial Nerve Grafting*, bei welchem zumeist der *N. auricularis magnus* als Interponat verwendet wird (z. B. Guntinas-Lichius et al. 2007). Es werden aber auch synthetische Materialien auf ihre Eignung als Interponat geprüft (Angius et al. 2012).

Dabei spielt die Erfassung der Vibrissenbewegungen eine zentrale Rolle. Denn dadurch wird eine Quantifizierung des Regenerationserfolgs ermöglicht. Die aus physiologischen Studien bekannten Größen maximale Amplitude sowie Pro- und Retraktionsgeschwindigkeiten (Carvell und Simons 1990) werden dazu mit den nach einer Intervention gemessenen Werten verglichen (Tomov et al. 2002, Guntinas-Lichius et al. 2005, Guntinas-Lichius et al. 2007, Sinis et al. 2009). So konnte gezeigt werden, dass nach chirurgischer Läsion des *N. facialis* mit nachfolgender Nervennaht die Regeneration durch manuelle Vibrissenstimulation gefördert wird (Angelov et al. 2007, Guntinas-Lichius et al. 2007, Heaton et al. 2013). Durch elektrische Stimulation hingegen ließ sich kein solcher Effekt erzielen (Sinis et al. 2009). Für die Auswertung des motorisch-funktionellen Regenerationserfolgs müssen die Bewegungen der *Vibrissen* zunächst gemessen werden. Zur Verfügung stehen nach Brecht et al. (2006):

- elektromyografische Ableitungen an der Rattenschauze, die allerdings den Nachteil besitzen, dass sie lediglich Muskerregungen nachweisen und die Muskelkontraktion als eigentlicher Bewegungserfolg nicht registriert werden kann;
- (Hochgeschwindigkeits-)Videoaufnahmen, die den Umstand der leichten Vibrissenbeobachtbarkeit ausnutzen, ein zeitliches und räumliches Auflösungsvermögen zeigen, das z.B. für die Nervenregenerationsforschung ausreicht, und kommerziell leicht zu beziehen sind;
- optoelektronische Verfahren, die eine sehr hohe zeitliche und räumliche Auflösung bieten, aber gleichzeitig eine hochspezialisierte Ausstattung erfordern.

Die videografische Erfassung ist auf verschiedene Arten möglich, die sich bereits bei den experimentellen Bedingungen unterscheiden: Teilweise können sich die Tiere während der Videoaufnahmen frei bewegen (Knutsen et al. 2005, Voigts et al. 2008, Perkon et al. 2011), andere Arbeitsgruppen fixieren die Ratte am Kopf (Roy et al. 2011, Clack et al. 2012). Auch bei den Auswerteverfahren gibt es prinzipielle Unterschiede: Manuelle Vibrissenerfassungssysteme (Tomov et al. 2002, Sinis et al. 2009) stehen automatisierten Verfahren, die inzwischen vermehrt Anwendung finden, gegenüber (Knutsen et al. 2005, Voigts et al. 2008, Perkon et al. 2011, Roy et al. 2011, Clack et al. 2012). Erstere verlangen von einem oder mehreren Auswertern eine Bild-für-Bild-Analyse des vorliegenden Videomaterials. Zu diesem Zweck wird derzeit im Neuroscience Lab der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenkrankheiten der Friedrich-Schiller-Universität Jena das Programm Simi Motion (Simi Reality Motion Systems GmbH, Unterschleißheim, Deutschland; Abk.: SIMI) eingesetzt. In jedem Bild müssen darin definierte Messpunkte per Hand markiert

werden. Pro Videosequenz ist deswegen ein hoher zeitlicher und personeller Aufwand erforderlich. Gleichzeitig liegt eine wahrscheinliche Beeinflussung der Auswertung durch subjektive Erwartungshaltungen des Auswerters vor. Im Gegensatz dazu erfordert bei einem automatisierten Vibrissenerfassungssystem die Auswertung nur einen geringen personellen Aufwand. Bildverarbeitungsalgorithmen analysieren jedes Bild und sind in der Lage, den Vibrissenverlauf selbstständig zu erkennen. Der Hauptanteil der Bearbeitungszeit entfällt auf die Rechenzeit des Computers, während der Anteil, welchen der Experimentator aufwenden muss, gering ausfällt. Fortgeschrittene Algorithmen, die in der physiologischen Vibrissenforschung verwendet werden, können so auch mehrere Kameraperspektiven integrieren, um Vibrissenbewegungen dreidimensional zu erfassen (Roy et al. 2011). Um zeitlich hochaufgelöst Vibrissenbewegungen messen zu können, benutzen einige Autoren sogar eine lineare optoelektronische Laser-Detektor-Anordnung (Bermejo et al. 1998, Harvey et al. 2001). Zusätzlich zum reduzierten personellen Aufwand entfällt bei automatisierten Auswerteverfahren die subjektive Beeinflussung der Resultate.

Am Lehrstuhl Digitale Bildverarbeitung der Mathematisch-Informatischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena wurde von Dr. Herbert Süße und Kollegen das Programm ZWEIVIBRISSEN (Abk.: ZV) entwickelt, das auf jeder Kopfseite zwei Vibrissen zu verfolgen und in jedem Bild einer Videosequenz den aktuellen Vibrissenwinkel relativ zur Kopfachse zu bestimmen vermag. Dieses speziell auf die Bedürfnisse des Neuroscience Labs der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenkrankheiten am Universitätsklinikum Jena abgestimmte Programm zur automatisierten Vibrissenerfassung soll in der folgenden Arbeit evaluiert werden. Als Vergleichsmaß dient dabei die manuelle Vibrissenerfassung mittels der kommerziellen Software SIMI, die bereits seit längerer Zeit in der Arbeitsgruppe etabliert ist.

3 Ziele der Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist es erstens, die in der Arbeitsgruppe bereits etablierte manuelle Vibrissenerfassung über das Programm Simi Motion (Abk.: SIMI) mit einer automatisierten Methode unter Verwendung des Programms ZWEIVIBRISSSEN (Abk.: ZV) zu vergleichen. Als Vergleichsparameter dienen die kinematischen Größen Amplitude, Pro- und Retraktionsgeschwindigkeit sowie Pro- und Retraktionsbeschleunigung, im Frequenzbereich die Hauptfrequenz.

Zweitens soll geprüft werden, welche zusätzlichen Informationen durch eine Analyse der Vibrissensbewegungen im Frequenzbereich gewonnen werden können. Hierzu werden im Seitenvergleich die spektralen Massen verschiedener Frequenzbereiche sowie die Kohärenz und Phasenverschiebung untersucht, die beim Vergleich der Synchronizität zwischen rechter und linker Seite von Nutzen sind (Berg und Kleinfeld 2003, Gao et al. 2003). Um die angegebenen Ziele zu realisieren, wurden bereits aufgenommene Videosequenzen vom Verfasser ausgewertet.

4 Methoden

4.1 Tiere und experimentelles Protokoll

Das experimentelle Protokoll folgte den Prozeduren, die Raslan und Kollegen (2013) beschrieben. Männliche Wistar-Ratten wurden über Harlan Laboratories (Harlan Winkelmann, Borcheln, Deutschland) bezogen. Nach einer zweiwöchigen Adaptationszeit an die Bedingungen im Tierstall des Forschungszentrums wurde an den 14 Tieren eine einseitige chirurgische Rekonstruktion des *Nervus facialis* mittels *Facialis-Facialis-Anastomose* (FFA) durchgeführt. Die Neurotomie mit anschließender Reparatur des *N. facialis* erfolgte auf der rechten Seite unter Anästhesie mit Fentanyl (Fentanyl Janssen, Janssen, Neuss, Deutschland, 0,005 mg/kg i.m.), Midazolam (Dormicum[®], Roche, Basel, Schweiz, 2 mg/kg i.m.) und Medetomidin (Dormitor[®], Orion Pharma, Espoo, Finnland, 0,15 mg/kg i.m.). Nach Darstellung wurde der rechtsseitige *N. facialis* nahe seines Austritts aus dem *Foramen stylomastoideum* durchtrennt. Mit Hilfe von zwei 11-0 epineuralen Nähten (Ethicon, Norderstedt, Deutschland) wurden distaler und proximaler Stumpf in einer End-zu-End-Anastomose adaptiert. Die Hautnaht erfolgte mit 4-0 Nähten (Ethicon). Zur raschen Ausleitung der Anästhesie wurde ein Antidot bestehend aus Atipamezol (Antisedan, Orion Pharma, 0,75 mg/kg s.c.), Flumazenil (Anexate, Roche, 0,2 mg/kg s.c.) und Naloxon (Naloxon, CuraMed Pharma, Karlsruhe, Deutschland, 0,12 mg/kg s.c.) verabreicht. Die Tiere wurden unter Standardbedingungen gehalten. Wasser und Nahrung standen ihnen zur freien Verfügung. Alle Experimente wurden in Übereinstimmung mit dem Tierschutzgesetz der Bundesrepublik Deutschland (TierSchG) durchgeführt. Die operativen Prozeduren wurden von A. Irintchev und H. Thieme durchgeführt.

4.2 Videoaufzeichnung, -bearbeitung und Bildqualität

Die Erfassung der Videosequenzen erfolgte wie bei Tomov et al. (2002) beschrieben. Alle Vibrissen mit Ausnahme der Vibrissen C1 und C2 wurden zur besseren Erkennbarkeit

mit einer Schere basisnah abgesetzt¹. Die Tiere wurden in eine schwarz ausgekleidete Arena (40 cm mal 60 cm Kantenlänge) gesetzt. Zur Aufsichtbeleuchtung wurde Tageslicht verwendet. Von einer Videokamera (Pike F-032, Allied Vision Technologies, Stadtra, Deutschland), die 60 cm über dem Arenaboden befestigt worden war, wurden die behutsam in der Hand gehaltenen Ratten während der aktiven Exploration beobachtet. Alle 14 Ratten wurden acht Wochen nach Operation untersucht, da nach dieser Zeit die Regenerationsvorgänge abgeschlossen sind und keine weitere motorisch-funktionelle Verbesserung zu erwarten ist (Angelov et al. 2007, Raslan et al. 2013). Die Samplingfrequenz betrug 100 Frames pro Sekunde. Jede Ratte wurde durchschnittlich 10 Sekunden lang gefilmt und dann eine Sequenz von einer Sekunde Dauer zur Auswertung ausgewählt. Ein typisches Videoframe aus einer solchen Sequenz zeigt Abb. 2A. Für die manuelle Auswertung wurden die ursprünglich aufgenommenen, farbigen Videosequenzen verwendet. Beim automatisierten Auswerteverfahren wurden die schwarz-weiß-konvertierten Videosequenzen mit einem Kontrast- und Helligkeitsfilter nachbearbeitet. Das Schneiden der Videosequenzen, die Konvertierung in Schwarz-Weiß-Bilder und das Nachbearbeiten von Kontrast und Helligkeit wurden mit dem Programm VirtualDub (Version 1.9.11, Avery Lee, <http://www.virtualdub.org>) durchgeführt. Jede der 14 auf diese Weise erhaltenen Videosequenzen wurde sowohl manuell als auch automatisiert ausgewertet.

4.3 Manuelle Vibrissenerfassung

Die manuelle Analyse der aufgezeichneten Videosequenzen mit Hilfe des Programms Simi Motion (Simi Reality Motion Systems GmbH; Abk.: SIMI) ist ein etabliertes Verfahren zur Vibrissenerfassung. Dabei wird die Stellung einer Vibrisse relativ zur Kopflängsachse bestimmt. In jedem Videoframe müssen dafür insgesamt zehn Messpunkte per Mausklick ausgewählt werden, welche die Vibrissen und die Kopflängsachse definieren. Die Annäherung der Vibrissen erfolgt über einen basisnah und einen apikal gesetzten Messpunkt, die zusammen die Vibrisse als Strecke definieren. Die Kopflängsachse wird als Senkrechte auf der Verbindungslinie der medialen *Angula oculi* angenommen. Beide wurden in Abb. 2B dargestellt: die Verbindungslinie stark gelb, die damit geschätzte Kopflängsachse transparent gelb. Die Koordinaten der mit Hilfe von SIMI markierten Bildpunkte wurden als Zeitreihe in einer Textdatei gespeichert. Alle Auswertungen wurden vom Verfasser durchgeführt. Bei einer ca. 1 s dauernden Videosequenz (Samplingrate: 100 Frames pro

¹Dieses partielle Entfernen der Vibrissen führt lediglich zur einer vorübergehenden, 24-stündigen Beinträchtigung der Ratte. Nach diesem Zeitraum adaptiert das Tier Orientierung und taktilen Sinn an die veränderten Bedingungen (Vincent 1912).

Sekunde) belief sich der durchschnittliche zeitliche Aufwand auf 25 Minuten.

Zusätzlich wurde der Größtfehler für die manuelle Vibrissenerfassung geschätzt: Für die Winkel der Kopf längsachse und der Vibrissen betrug er jeweils $\pm 3^\circ$ (Schätzung, s. Kap. 9.1.1). Wegen der teilweise eingeschränkten Bildqualität verblasste die Vibrisse in einigen Videoframes apexnah vor dem Hintergrund und ihr Endpunkt verlagerte sich dadurch in Richtung Basis. Im Extremfall konnte die Vibrisse dann nur quasi-tangential an ihrer Basis erfasst werden. Für eine durchschnittlich lange Vibrisse mit durchschnittlichen Krümmungseigenschaften (Quist und Hartmann 2012) ergab sich dadurch eine Abweichung von $\pm 7^\circ$ (Berechnung, s. Kap. 9.1.2).

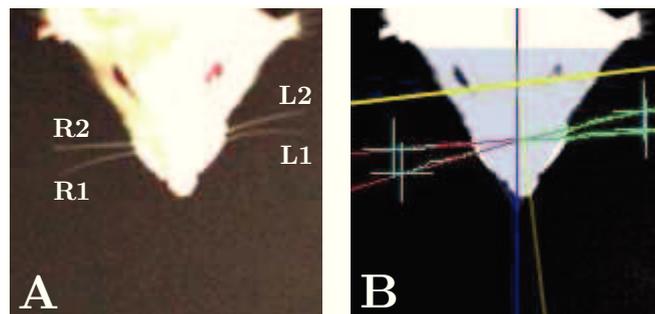


Abbildung 2: Funktionsweise der beiden Verfahren zur Vibrissenerfassung. A zeigt ein typisches Videoframe von Tier 10 mit Beschriftung der Vibrissen. In B werden die Halbgeraden für die zwei Vibrissen grün (linke Vibrissen) und rot (rechte Vibrissen) dargestellt (SIMI und ZV in diesem Fall gleich). SIMI: Die Verbindungsgerade der medialen Angula oculi ist stark gelb eingezeichnet, transparent in derselben Farbe wurde die daraus berechnete, orthogonale SIMI-Kopflängsachse eingezeichnet. ZV: Das angenäherte Kopfdreieck ist transparent blau eingezeichnet, die daraus berechnete ZV-Kopflängsachse stark blau.

4.4 Automatisierte Vibrissenerfassung

ZWEIVIBRISSEN (ZV) ist ein Programm zur automatisierten Vibrissenerfassung, das von Dr. Herbert Süße und Kollegen, Lehrstuhl Digitale Bildverarbeitung der Mathematisch-Informatischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena entwickelt wurde. Es basiert auf Konturerkennung mittels eines *Difference of Box*-Filters. Die aufgenommenen Videosequenzen werden von ZV eingelesen und die Farben in Intensitätswerte (Grauwerte) umgerechnet. Dabei kann ausgewählt werden, ob für die Berechnung alle vorhandenen Farbkanäle oder nur ein einzelner (rot, grün, blau) verwendet werden soll. Ein Schalter regelt die Programmeinstellungen in Bezug auf die Videobeleuchtung: Es kann als Lichtquelle Durch- oder Auflicht ausgewählt werden. Der Programmalgorithmus

passt der Kopfkontur der Ratte zunächst ein Dreieck an (blau transparent in Abb. 2B). Die Kopflängsachse wird durch die Winkelhalbierende des nasalen Innenwinkels dieses Dreiecks repräsentiert (dunkelblaue Halbgerade in Abb. 2B). Die hellen, sich vom dunklen Hintergrund abhebenden Vibrissen werden folgendermaßen detektiert: Potenzielle Vibrissenspitzen werden per Algorithmus gesucht und ein wahrscheinlicher Vibrissenverlauf berechnet. Anschließend wird dieser Verlauf als Halbgerade interpoliert, die von der jeweiligen Seitenkante des Kopfdreiecks entspringt (grüne und rote Halbgeraden in Abb. 2B). Die Vibrissenwinkel werden wie beim manuellen Verfahren relativ zur Kopflängsachse berechnet.

Nach Bearbeitung der Videosequenzen mit VirtualDub wurden die 14 ausgewählten Videosequenzen mit ZV analysiert. Die Intensitätswerte der Schwarz-Weiß-Videosequenzen wurden direkt verwendet und die Auflichtoption ausgewählt. In einem ersten Schritt erfasste das Programm die Parameter für die Konturerkennung: (1) das Areal, in dem sich der Rattenkopf befindet, und (2) die Empfindlichkeitsschwelle des Kantenfilters. Der zweite Schritt bestand in einer Lernphase, in der das Programm die Kopfposition der Ratte verfolgte. Hierzu musste im ersten Videoframe jeder Sequenz die Nasenspitze der Ratte sowie der Bereich, in dem der Rattenkopf lag, markiert werden. Dieses Vorgehen diente der ökonomischeren Ausnutzung der Rechenleistung, da nicht mehr jedes Videoframe komplett, sondern nur noch ein Ausschnitt ausgewertet werden musste. Entfernte sich die Ratte durch eine schnelle Kopfbewegung zu weit aus diesem Bereich, war eine erneute Markierung nötig. Dies trat im Durchschnitt 1,2 Mal pro Videosequenz auf, jedoch nie häufiger als 4 Mal pro Videosequenz. Nach der erfolgreichen Verfolgung des Rattenkopfes konnte die Hintergrundtransparenz festgelegt werden. Das Programm erfasste dazu Bildpunkte, deren Intensität sich in einem vom Benutzer festlegbaren Zeitraum nicht änderte. Diese Bildpunkte wurden dann für die Berechnung der Vibrissen außer Acht gelassen. Der dritte Schritt bestand in der eigentlichen Berechnung der Vibrissenwinkel. Lediglich Schritt eins und zwei erforderten die Kontrolle durch einen Auswerter und ggf. ein Korrigieren der Kopfpositionswerte. Schritt drei erfolgte ohne menschliche Überwachung. ZV gab die Zeitreihen² der berechneten Winkel der Kopflängsachse und der relativ dazu bestimmten Vibrissenwinkel als Textdatei aus. Pro Videosequenz (Dauer: ca. 1 s, Samplingrate: 100 Frames pro Sekunde) betrug der durchschnittliche Zeitaufwand ca. 5 min.

²Eine Zeitreihe bezeichnet die eindeutige Zuordnung eines Werts einer Messgröße zu einem bestimmten Zeitpunkt, wobei die Erhebung der Messwerte mehr als einmal erfolgen muss.

4.5 Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit Microsoft Excel 2010 (Microsoft Office 2010, Microsoft Corporation, Redmond, USA) und R 3.0.0 (The R Foundation for Statistical Computing, <http://www.r-project.org>). Alle Grafiken wurden mit SigmaPlot 12 (Systat Software GmbH, Erkrath, Deutschland) erstellt.

4.5.1 Erstellung und Verarbeitung der Zeitreihen

Die durch beide Verfahren erstellten Textdateien wurden über ein vom Verfasser geschriebenes VBA-Skript (Visual Basic for Applications, Microsoft Excel 2010) in Excel-Mappen zusammengefasst. In einer ersten Mappe wurden Zeitreihen gespeichert, bei denen jeder der vier Vibrissen zu jedem Zeitpunkt t ein Vibrissenwinkel φ relativ zur Kopflängsachse zugeordnet wurde. In gleicher Weise diente eine zweite Mappe der Ablage der Kopflängsachsenwinkel als Zeitreihe. Für die Werte der Vibrissenwinkel wurden folgende Konventionen festgelegt: (1) Die Kopflängsachse markiert die 0° -Linie und (2) je nasaler die Ausrichtung der Vibrisse, umso kleiner wird der Betrag ihres Winkels. Das vom Verfasser programmierte VBA-Skript führte zudem die Berechnung der aktuellen Winkelgeschwindigkeiten und -beschleunigungen durch. Über einmaliges bzw. zweimaliges zentrales Differenzieren entstanden so aus jeder einzelnen ursprünglichen Zeitreihe $\varphi(t)$ zwei weitere: die Winkelgeschwindigkeit $\omega(t)$ bzw. die Winkelbeschleunigung $\alpha(t)$. Unter der Voraussetzung äquidistanter Messzeitpunkte t_n , die bei einer konstanten Videosamplingfrequenz gegeben ist, gilt mit $\Delta t = t_{n+1} - t_n = t_n - t_{n-1}$:

$$\omega(t_n) = \frac{\varphi(t_{n+1}) - \varphi(t_{n-1})}{2\Delta t} \quad (4.1)$$

$$\alpha(t_n) = \frac{\varphi(t_{n+2}) - 2\varphi(t_n) + \varphi(t_{n-2}))}{(2\Delta t)^2} \quad (4.2)$$

In Anlehnung an Perkon et al. (2011) wurden die durch ZV errechneten Vibrissenwinkel nicht nur in ihrer Rohform verwendet, sondern auch nach Glättung mit einem gleitenden Durchschnitt der Länge 3, welcher die Messwerte φ in folgender Weise nach φ^* transformierte:

$$\varphi^*(t_n) = \frac{\varphi(t_{n-1}) + \varphi(t_n) + \varphi(t_{n+1}))}{3} \quad (4.3)$$

Diese Transformation stellt einen einfachen Tiefpassfilter zur Glättung der Zeitreihen dar, der hochfrequente Signalanteile abschwächt. Die entsprechenden Werte werden im weiteren Verlauf als ZV* bezeichnet. Zu diesen Winkeln wurden ebenfalls Winkelgeschwindigkeiten und -beschleunigungen berechnet. Für jede Vibrisse entstanden so drei (Winkel, Geschwindigkeit, Beschleunigung) mal drei (SIMI, ZV, ZV*) Zeitreihen.

4.5.2 Definition kinematischer Messgrößen

Als kinematische Auswertungsparameter für den Methodenvergleich wurden die folgenden Größen definiert und mit Microsoft Excel berechnet:

- maximale Amplitude $\bar{\varphi}$: Differenz von maximalem und minimalem Winkel φ in einer Zeitreihe;
- mittlere Protraktionsgeschwindigkeit $\bar{\omega}_p$: durchschnittliche Vibrissengeschwindigkeit während der Bewegung zur Kopfspitze hin (wegen Gleichung 4.1 folgt, dass $\bar{\omega}_p \leq 0$).
- mittlere Retraktionsgeschwindigkeit $\bar{\omega}_r$: durchschnittliche Vibrissengeschwindigkeit während der Bewegung von der Kopfspitze weg (wegen Gleichung 4.1 folgt, dass $\bar{\omega}_r \geq 0$);
- mittlere Protraktionsbeschleunigung $\bar{\alpha}_p$: durchschnittliche Vibrissenbeschleunigung in Kopfspitzenrichtung (wegen Gleichung 4.2 folgt, dass $\bar{\alpha}_p \leq 0$);
- mittlere Retraktionsbeschleunigung $\bar{\alpha}_r$: durchschnittliche Vibrissenbeschleunigung entgegengesetzt zur Kopfspitzenrichtung (wegen Gleichung 4.2 folgt, dass $\bar{\alpha}_r \geq 0$).

Auf Mittelwerte von Geschwindigkeiten und Beschleunigungen anstelle von Maximalwerten wurde zurückgegriffen, weil diese Größen den statistischen Vorteil besitzen, dass alle Messwerte einer Stichprobe in die Schätzung der entsprechenden Variable einbezogen werden; im Gegensatz zu Maximalwerten, bei denen nur ein einzelner Messwert einer Stichprobe abgebildet wird. Um einen Vergleich mit den andernorts angegebenen Maximalgeschwindigkeiten bzw. -beschleunigungen zu ermöglichen, wurden Perzentilen berechnet und folgende Variablen festgelegt, die ebenfalls nicht nur einen Einzelwert berücksichtigen:

- 10. Perzentile der Protraktionsgeschwindigkeit ω_{p10}

- 90. Perzentile der Retraktionsgeschwindigkeit ω_{r90}
- 10. Perzentile der Protraktionsbeschleunigung α_{p10}
- 90. Perzentile der Retraktionsbeschleunigung α_{r90}

Da sich die Ausführungen bezüglich der Perzentilen einer Messgröße und des mittleren Wertes gleichen, wurde auf eine extensive Darstellung der Berechnungen im Ergebnisteil (Kap. 5.2) verzichtet und die entsprechenden Ergebnisse grafisch illustriert. Bei der maximalen Amplitude als wichtigster Messgröße in der Nervenregenerationsforschung am *Nervus-facialis-Modell* wurde bewusst auf eine ähnliche Analyse (z.B. Differenz aus 90. und 10. Perzentile der Vibrissenwinkel) verzichtet, um einen konservativeren Vergleich beider Messverfahren zu erzielen, da ein verstärktes Vorliegen von Ausreißern in einem der beiden Messverfahren die entsprechenden Werte der maximalen Amplitude beeinflussen und wahrscheinlicher zu statistisch signifikanten Unterschieden führen würde.

4.5.3 Definition der Messgrößen in der Frequenzdomäne

Eine periodische Zeitreihe lässt sich auf zwei unterschiedliche Arten darstellen: zum einen in Abhängigkeit von der Zeit (Zeitdomäne), zum anderen in Abhängigkeit von der Frequenz (Frequenzdomäne). Während sich einige Messgrößen, beispielsweise die klassischen Größen der Kinematik, einfacher in der Zeitdomäne berechnen lassen, ist das bei anderen Messgrößen in der Frequenzdomäne der Fall (Papula 2011a, S. 599ff): Dazu gehören z.B. die am stärksten vertretene Frequenz einer Zeitreihe, die Hauptfrequenz, oder auch Kohärenz und Phasenverschiebung, die zur Beschreibung der Synchronizität zwischen zwei Zeitreihen notwendig sind.

Die Auswertung der vorliegenden Zeitreihen der Vibrissenbewegungen von Ratten in der Frequenzdomäne ist eine Spektralanalyse (Schlittgen und Streitberg 2001, Schlittgen 2012): Sie basiert auf der Autokorrelationsfunktion, die beschreibt, wie stark eine Zeitreihe mit sich selbst korreliert. Durch eine Fouriertransformation dieser Autokorrelationsfunktion erhält man zunächst das Periodogramm der Zeitreihe, das die Frequenzverteilung der Zeitreihe darstellt. Um jedoch einen geeigneten Schätzer des wirklichen Frequenzspektrums zu erhalten, muss zusätzlich entweder auf die Autokorrelationsfunktion vor oder auf das Periodogramm nach der Fouriertransformation ein Filter, ein sogenanntes Fenster zur direkten bzw. indirekten Spektralschätzung, angewendet werden (Schlittgen 2012). Das Ergebnis dieser Prozedur ist die spektrale Leistungsdichte der Zeitreihe in Abhängigkeit von der Frequenz. Je höher die spektrale Leistungsdichte bei

einer bestimmten Frequenz f_0 , desto höher ist ihr Anteil an der Gesamtleistung der Zeitreihe. Anschaulich betrachtet stellt die spektrale Leistungsdichte ein Maß für die Amplitudengröße der Teilschwingung f_0 dar.

Falls die mittelwertkorrigierten Zeitreihen das Kriterium der schwachen Stationarität (Schlittgen und Streitberg 2001) nicht erfüllten, wurde ein vorliegender linearer Trend der Zeitreihe bereinigt. Nach diesem Berechnungsschritt waren alle Zeitreihen schwach stationär. Zur indirekten Spektralschätzung wurde das Parzen-Fenster verwendet (Schlittgen und Streitberg 2001, Schlittgen 2012). Schlittgen (2012) liefert in der Datei `tsutil.r` die notwendigen R-Funktionen zur Auswertung multivariater Zeitreihen, die nach Rücksprache mit dem Autor in modifizierter Form eingesetzt wurden. Es wurde über die spektrale Leistung untersucht, welche Frequenz bzw. welcher Frequenzbereich am stärksten im Gesamtspektrum vertreten war. Die spektrale Leistung ist definiert als der absolute Anteil einer Frequenz an der gesamten spektralen Leistung. Die spektrale Masse wird als absoluter Anteil eines Frequenzbereichs an der gesamten spektralen Leistung festgelegt.

Für die Frequenzanalyse wurden folgende Parameter ausgewählt:

- Hauptfrequenz \bar{f} : die Frequenz mit der größten spektralen Leistung;
- spektrale Masse HF : die spektrale Masse im Frequenzbereich $[6;10]$ Hz, auf $0 \leq HF \leq 1$ normiert;
- spektrale Masse LF : die spektrale Masse im Frequenzbereich $[1;5]$ Hz, auf $0 \leq LF \leq 1$ normiert;
- Kohärenz ρ zwischen zwei Zeitreihen;
- Phasenverschiebung γ zwischen zwei Zeitreihen.

Beim Vergleich der beiden Messverfahren wurde der gepaarte t-Test (Signifikanzniveau: $\alpha = 0,05$) verwendet, insofern die Voraussetzungen Normalverteilung und Varianzgleichheit erfüllt wurden. Da das Ziel der Arbeit in der Untersuchung beider Messverfahren u.a. auf Gleichwertigkeit besteht und deshalb bei inferenzstatistischen Untersuchungen die Nullhypothese H_0 stets beibehalten werden soll, wird auch bei theoretischer α -Fehlerkumulierung auf eine Korrektur nach Bonferroni oder nach Holm verzichtet, weil ein derartiges Vorgehen zu einer konservativeren Schätzung führt. Für die maximale Amplitude als wichtigstes kinematisches Charakteristikum wurde zusätzlich ein zweiseitiger Äquivalenztest durchgeführt (Schumacher und Schulgen 2007, S. 115), welcher den

Vorteil besitzt, dass bei Äquivalenz beider Messverfahren nicht die Nullhypothese H_0 , sondern die Alternativhypothese H_1 angenommen wird. Als Äquivalenzbereich wurde unter Berücksichtigung des geschätzten Größtfehlers des manuellen Messverfahrens eine Abweichung von $\pm 10^\circ$ festgelegt. Dieser Wert kann mit Hilfe des Gauß'schen Fehlerfortpflanzungsgesetzes abgeschätzt werden (Papula 2011b), wonach für den Fehler einer aus der Summe zweier bekannter Variablen x und y berechneten dritten Größe z gilt.

$$\sigma_z = \sqrt{\sigma_x^2 + \sigma_y^2} \quad (4.4)$$

$\sigma_{x,y,z}^2$ repräsentiert dabei die Varianz der Variable. Bei allen Untersuchungsparametern wurde eine lineare Regression durchgeführt, deren Ergebnisse an entsprechender Stelle grafisch wiedergegeben wurden. Dabei wurde der Ordinatenabschnitt auf $y_0 = 0$ gesetzt. Alle inferenzstatistischen Berechnungen wurden mittels eines vom Verfasser geschriebenen R-Skripts automatisiert durchgeführt.

4.6 Angabe der Messergebnisse

Alle Variablen werden als Mittelwert (M) \pm Standardabweichung (SD) angegeben, insofern dies sinnvoll erschien. Falls von dieser Darstellungsform abgewichen wurde, ist dies am fehlenden Plus-Minus-Zeichen \pm erkennbar. Alle Ergebnisse wurden gerundet, Abweichungen der Differenzen von ± 1 sind dieser Tatsache geschuldet.

5 Ergebnisse

5.1 Erkennungsqualität

Nach durchgeführter Axotomie wurden die 14 Tiere acht Wochen *post operationem* per Videokamera (Samplingfrequenz 100 Hz) aufgezeichnet und die Vibrissenbewegungen danach quantitativ analysiert. Dabei spielte die Bildqualität der Videosequenzen für beide Verfahren eine große Rolle. Denn für SIMI ist es notwendig, dass der Auswerter die Kontur der Vibrisse mit dem Auge gut erfassen kann. Der ZV-Algorithmus hat ausreichend große Kontrastunterschiede zwischen Vibrissen und Hintergrund zur Voraussetzung.

Zur leichteren Differenzierbarkeit der Vibrissen wurden auf jeder Kopfseite nur zwei Vibrissen stehen gelassen und die übrigen mit einer Schere basisnah abgesetzt. Bereits eine visuelle Inspektion der einzelnen Videosequenzen zeigte große Unterschiede in der Bildqualität. Es erwies sich besonders die Helligkeit des eigentlich schwarzen Hintergrunds als problematisch. Störend fielen zudem Videoframes auf, die Vibrissen nur verstrichen abbildeten. Nun wurde der Erfolg der Vibrissenerfassung analysiert. In jedem Videoframe sollten auf beiden Seiten des Kopfes die zwei erhaltenen Vibrissen erfasst und ihr Winkel relativ zur Kopflängsachse gemessen werden. Der Erfolg dieser Erkennung wurde folgendermaßen klassifiziert:

- nicht erkannte Vibrissen (ne): Es war keine Zuordnung einer Strecke (SIMI) bzw. Halbgeraden (ZV) möglich.
- falsch erkannte Vibrissen (fe): Die zugeordnete Halbgerade (nur ZV) wich erheblich vom sichtbaren Vibrissenverlauf ab.
- erkannte Vibrissen: alle Vibrissen, die sich nicht in die beiden zuvor genannten Kategorien einordnen ließen.

Dennoch betrug die Erkennungserfolgsquote von SIMI mit Ausnahme von Tier 9 100%. Abb. 3A und B zeigen zwei typische Videoframes, in denen die Vibrissen visuell vom Hintergrund abgrenzbar sind, wenn auch in unterschiedlichem Maße. Bei Tier 9 war die

Bildqualität so niedrig, dass nur auf 55 von 101 Frames eine visuelle Erkennung der Vibrissen möglich war. Die restlichen 46 Messpunkte wurden als nicht erkannt eingeordnet. Die Erfolgsquote nahm für dieses Tier folglich einen Wert von 54% an. Stellvertretend für die gesamte Videosequenz wurde ein charakteristisches Videoframe, in dem die linksseitigen Vibrissen in ihrer Kontur visuell nicht vom Hintergrund zu unterscheiden waren, in Abb. 3C dargestellt.

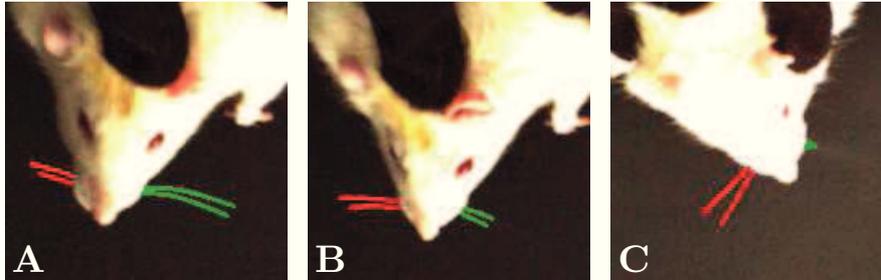


Abbildung 3: Visuelle Erkennbarkeit der Vibrissen in Abhängigkeit der Bildqualität (Vibrissen links grün, rechts rot dargestellt). A und B zeigen zwei Videoframes von Tier 4. Auf A sind die linksseitigen Vibrissen in voller Länge zu erkennen, während sie auf B nur zur Hälfte vom Hintergrund abgrenzbar sind. C zeigt ein Videoframe von Tier 9. Die Vibrissen der linken Seite sind nicht vom überbelichteten schwarzen Hintergrund abzugrenzen.

Anschließend wurde der Erkennungserfolg der automatisierten Messmethode ZV erfasst. Die prozentualen Ergebnisse stellt Tab. 1 dar. Sie zeigt die Anzahl N der zu erkennenden Vibrissen pro Videosequenz mit den prozentualen Angaben der nicht erkannten Vibrissen (ne) und der falsch erkannten Vibrissen (fe). In der letzten Zeile wurde zudem die Summe der nicht und falsch erkannten Vibrissen (fe+ne), die Misserfolgsquote angegeben.

Tabelle 1: Erkennungserfolg der Methode ZWEIVIBRISSEN

Tier	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
N	444	580	588	396	584	524	500	452	404	348	460	556	620	544
ne [%]	2,7	2,8	0	16,2	11,6	10,3	3,6	8	3	5,7	2,2	0,4	0,3	1,1
fe [%]	4,7	2,9	0,9	13,9	4,3	12,2	1,6	17	3,2	3,4	7,6	1,3	0,2	2,8
ne+fe [%]	7,4	5,7	0,9	29,8	15,9	22,3	5,2	25	6,2	9,2	9,8	1,6	0,5	3,9

Alle Werte gerundet. N: Anzahl der maximal zu erkennenden Vibrissen pro Videosequenz (insgesamt: 7000), ne: Prozentsatz nicht-erkannter Vibrissen (Mittelwert: 4,6%), fe: Prozentsatz falsch erkannter Vibrissen (Mittelwert: 5,1%), ne+fe: Misserfolgsquote (Summe nicht- und falsch erkannter Vibrissen in Prozent; Mittelwert: 9,6%)

Die Software ZV wies eine nicht-erkannt-Quote von 0% bis 16,2% auf, die falsch-erkannt-Quote lag zwischen 0,2% und 13,9%. Nach Addition der nicht und falsch erkannten Vibrissen nahm die Misserfolgsquote ne+fe Werte von 0,5% bis 29,8% an. Bei

einer Gesamtzahl von 7000 Vibrissen wurden die Quoten der nicht bzw. falsch erkannten Vibrissen auf 4,6% bzw. 5,1% berechnet. Die Misserfolgsquote lag bei insgesamt 9,6%. Einerseits fielen besonders die hohen Misserfolgsquoten der Tiere 4, 5, 6 und 8 (29,8%, 15,9%, 22,3%, 25%) negativ auf. Andererseits zeichneten sich die Tiere 3, 12 und 13 durch eine niedrige Misserfolgsquote unter 2% (0,9%, 1,6%, 0,5%) aus.

Durch zusätzliche Videobearbeitungsfilter wurden nun sukzessive Helligkeit und Kontrast der Videosequenzen in Richtung eines reinen Schwarz-Weiß-Kontrasts verändert. Dadurch wurden zwar mit dem Auge vorher noch schwach erkennbare Vibrissen nicht mehr unterscheidbar vom Hintergrund, allerdings lag die Übereinstimmung zwischen manueller und automatisierter Messmethode bei nahezu 100% (Daten nicht gezeigt). Die hohe durchschnittliche Misserfolgsquote von 9,6% ließ sich also durch mangelhafte Bildqualität der aufgezeichneten Videosequenzen begründen.

5.2 Kinematische Auswertung

5.2.1 Maximale Amplitude

Tabelle 2: Maximale Amplitude mit Seitenrelation

Tier		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
linke Seite:															
$\bar{\varphi}_{simi}$	[°]	54	57	86	72	69	74	73	65	57	70	74	78	62	63
$\bar{\varphi}_{zv}$	[°]	65	57	82	75	68	85	86	76	75	81	80	77	60	64
$\Delta\bar{\varphi}$	[°]	11	0	-3	3	-1	11	13	11	19	11	6	-1	-2	1
$\bar{\varphi}_{zv}^*$	[°]	63	56	80	72	66	82	77	72	70	75	75	72	57	60
$\Delta\bar{\varphi}^*$	[°]	9	-1	-5	0	-3	8	3	7	14	5	2	-6	-5	-3
rechte Seite:															
$\bar{\varphi}_{simi}$	[°]	17	10	30	21	45	17	21	19	34	25	26	45	47	29
$\bar{\varphi}_{zv}$	[°]	25	26	39	18	42	13	22	17	33	25	23	39	25	47
$\Delta\bar{\varphi}$	[°]	9	16	9	-3	-3	-4	1	-1	-1	-1	-2	-6	-21	18
$\bar{\varphi}_{zv}^*$	[°]	22	20	36	14	41	10	19	16	26	22	20	35	23	40
$\Delta\bar{\varphi}^*$	[°]	5	10	6	-7	-4	-7	-1	-3	-8	-3	-6	-10	-23	11
Seitenrelation:															
r_{simi}	[%]	31	17	35	30	66	23	28	29	60	36	35	58	75	47
r_{zv}	[%]	39	46	47	24	63	15	25	23	43	30	29	51	43	74
r_{zv}^*	[%]	35	35	45	19	62	12	25	23	38	29	26	49	41	67

Alle Werte gerundet.

$\bar{\varphi}_{simi}$: max. Amplitude von SIMI, $\bar{\varphi}_{zv}$: max. Amplitude von ZV, $\Delta\bar{\varphi}$: Differenz ZV – SIMI,
 $\bar{\varphi}_{zv}^*$: max. Amplitude von ZV*, $\Delta\bar{\varphi}^*$: Differenz ZV* – SIMI

Die maximale Amplitude ist ein Maß für den Bewegungsumfang der Vibrissen. In der Nervenregenerationsforschung stellt sie durch den Vergleich zwischen gesunder und

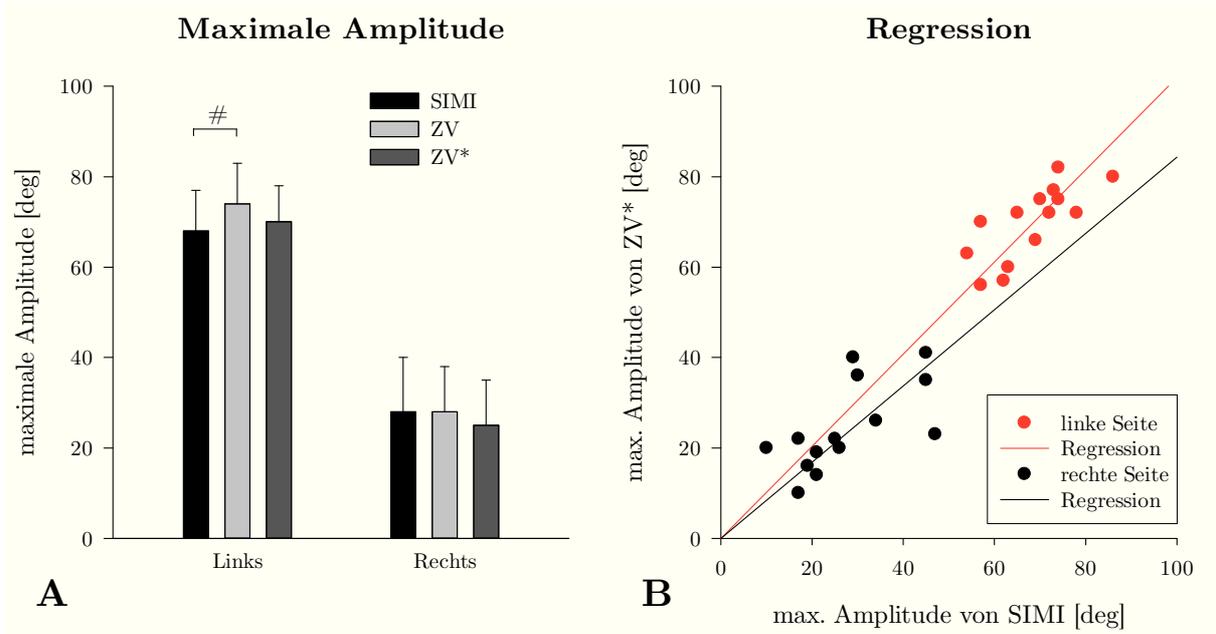


Abbildung 4: Vergleich der maximalen Amplituden von SIMI, ZV und ZV*. A zeigt die maximalen Amplituden (Mittelwert \pm Standardabweichung) auf linker und rechter Seite für SIMI (links: $68^\circ \pm 9^\circ$, rechts: $28^\circ \pm 12^\circ$), ZV (links: $74^\circ \pm 9^\circ$, rechts: $28^\circ \pm 10^\circ$) und ZV* (links: $70^\circ \pm 8^\circ$, rechts: $25^\circ \pm 10^\circ$). Die Raute (#) gibt statistische Signifikanz an.

B zeigt die maximale Amplitude von ZV* in Abhängigkeit vom SIMI-Wert (linke Seite: rot; rechte Seite: schwarz) mit der zugehörigen Regressionsgeraden. Links: $\beta = 1,02$, $R = 0,996$, $p < 0,001$. Rechts: $\beta = 0,84$, $R = 0,95$, $p < 0,001$.

operierter Seite die wichtigste Messgröße für den Regenerationserfolg dar. Sie wurde in der vorliegenden Studie für jede Vibrisse als Differenz zwischen maximalem und minimalem Winkel in einer Videosequenz berechnet. Anschließend wurde das arithmetische Mittel der je zwei maximalen Amplituden pro Seite ermittelt. Der Regenerationserfolg wurde über das prozentuale Verhältnis r von rechter (operierter) und linker (gesunder) Seite berechnet. Die Ergebnisse finden sich in Tab. 2 dargestellt, in der für jede Seite der mit SIMI gemessene Wert $\bar{\varphi}_{simi}$ mit dem von ZV ermittelten $\bar{\varphi}_{zv}$ verglichen und die zugehörige Differenz $\Delta\bar{\varphi}$ angegeben wurde. Zusätzlich wurden neu berechnete Werte der maximalen ZV-Amplituden $\bar{\varphi}_{zv}^*$ präsentiert, nachdem die Ausgangswinkel mit einem gleitenden Durchschnitt geglättet wurden. Diese wurden ebenfalls mit den von SIMI ermittelten Daten verglichen und das Ergebnis in Form von $\Delta\bar{\varphi}^*$ angegeben. In Abb. 4A wurde der Vergleich in Form eines Säulendiagramms dargestellt.

Auf der linken Seite zeigten sich für die direkt aus den ZV-Winkeln berechneten maximalen Amplituden $\bar{\varphi}_{zv}$ Abweichungen $\Delta\bar{\varphi}$ von -3° bis 19° . Sechs der 14 Tiere differierten dabei um mehr als $\pm 10^\circ$ (Äquivalenzbereich) vom SIMI-Vergleichswert. Im

Mittel lag die von SIMI gemessene maximale Amplitude bei $68^\circ \pm 9^\circ$, die durch ZV berechnete bei $74^\circ \pm 9^\circ$. Die Differenz betrug 6° bzw. 9% . Die beiden Werte unterschieden sich statistisch signifikant voneinander ($p = 0,011$).

Die Werte der maximalen Amplituden auf der rechten Seite wiesen Abweichungen von -21° bis 18° auf, wobei aber lediglich drei der Tiere Amplitudendifferenzen grösser $\pm 10^\circ$ zeigten. Der arithmetische Mittelwert der maximalen SIMI-Amplituden $\bar{\varphi}_{simi}$ betrug 28° , der entsprechende ZV-Wert gleichfalls 28° . Dennoch differierten die Stichproben im Mittel um 1° . Der durchgeführte gepaarte t-Test konnte keine statistisch signifikanten Unterschiede nachweisen ($p = 0,789$).

Für das prozentuale Verhältnis von rechter zu linker maximaler Amplitude wurde bei SIMI ein Mittelwert von 41% , bei ZV einer von 40% gefunden. Die beiden Stichproben unterschieden sich nicht signifikant voneinander ($p = 0,793$).

Es wurde vermutet, dass große Abweichungen besonders in den Videosequenzen auftreten würden, in denen die Misserfolgsquote sehr hoch war. Dazu wurden die Differenzen zwischen SIMI- und ZV-Messung mit der Misserfolgsquote korreliert. Es zeigte sich auf der linken Seite eine signifikante, schwach negative Korrelation ($R = -0,64$, $p = 0,015$), auf der rechten Seite eine schwach positive Korrelation ($R = 0,41$), die sich allerdings als nicht signifikant erwies ($p = 0,147$). Der Erkennungserfolg musste als Erklärung der teils hohen Differenzen verworfen werden.

Daher wurde nun versucht, über eine Glättung der ZV-Rohdaten mit einem gleitenden Durchschnitt der Länge 3 eine bessere Übereinstimmung mit den von SIMI gemessenen Amplituden zu erreichen. Die neu kalkulierten ZV-Amplituden wurden mit einem hochgestellten Stern (*) versehen und in Tab. 2 aufgelistet. Die maximalen Amplituden $\bar{\varphi}_{zv}^*$ der linken Seite wiesen Abweichungen von -6° bis 14° auf. Nur Tier 9 zeigte eine Differenz $\Delta\bar{\varphi} > \pm 10^\circ$. Der arithmetische Mittelwert der maximalen Amplitude $\bar{\varphi}_{zv}^*$ lag nun bei $70^\circ \pm 8^\circ$ und wich bei einer Abweichung von 2° bzw. 3% nicht signifikant von $\bar{\varphi}_{simi}$ ab ($p = 0,319$). Auf der rechten Seite wichen die maximalen Amplituden $\bar{\varphi}_{zv}^*$ -23° bis 11° vom SIMI-Vergleichswert ab. Es zeigten Tier 13 mit -23° und Tier 14 mit 11° eine betragsmäßige Differenz $|\Delta\bar{\varphi}| > 10^\circ$. Der Mittelwert der maximalen Amplitude $\bar{\varphi}_{zv}^*$ betrug 25° , die Differenz $\Delta\bar{\varphi}$ zu der mittels SIMI ermittelten Amplitude -3° bzw. 11% . Der gepaarte t-Test konnte keine statistisch signifikanten Unterschiede nachweisen ($p = 0,239$). Das durchschnittliche Verhältnis r_{zv}^* der maximalen Amplituden von rechter zu linker Seite belief sich auf 36% (88% von r_{simi}). Der Unterschied fiel jedoch nicht statistisch signifikant aus ($p = 0,265$).

Es wurde eine lineare Regression zwischen SIMI und ZV^* angeschlossen, deren Darstellung in Abb. 4B zu finden ist. Der Ordinatenabschnitt y_0 wurde auf 0 festgesetzt. Für die Amplituden der linken Seite wurde bei $R = 0,996$ eine sehr gute Korrelation zwischen den SIMI- und ZV -Werten festgestellt. Der berechnete Anstieg β betrug 1,02 und lag also nahe am theoretischen Idealwert 1. Die rechtsseitigen Amplituden zeigten ebenfalls eine sehr gute Korrelation mit $R = 0,95$. Hier lag der Wert des Geradenanstiegs β bei 0,84. Beide Regressionsanalysen waren statistisch signifikant ($p < 0,001$).

Zusätzlich wurde ein zweiseitiger Äquivalenztest durchgeführt (Schumacher und Schulgen 2007, S. 115). Für das gewünschte Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ wird das 90%-Konfidenzintervall der Stichprobe berechnet und mit einem vorher definierten Äquivalenzbereich verglichen. Der Äquivalenzbereich der Amplitudenmessung wurde auf $\pm 10^\circ$ festgelegt (vgl. Kap. 4.5). Für die linke Seite lag das 90%-Konfidenzintervall der geglätteten ZV^* -Amplituden zwischen $-0,9^\circ$ und $4,5^\circ$. Das 90%-Konfidenzintervall der rechtsseitigen geglätteten ZV^* -Amplituden hatte $-6,8^\circ$ als untere und $1,1^\circ$ als obere Grenze. Methode ZV^* (nach Glättung) war also für beide Seiten der Methode SIMI äquivalent ($p < 0,05$).

Bei genauerer Analyse der Messwerte fielen jedoch auch nach Glättung der ZV -Rohwerte unerwartet hohe Einzelabweichungen bei Tier 9 auf der linken Seite ($\Delta\bar{\varphi} = 19^\circ$ bzw. $\Delta\bar{\varphi}^* = 14^\circ$) sowie auf der rechten Seite bei den Tieren 13 ($\Delta\bar{\varphi} = -21^\circ$ bzw. $\Delta\bar{\varphi}^* = -23^\circ$) und 14 ($\Delta\bar{\varphi} = 18^\circ$ bzw. $\Delta\bar{\varphi}^* = 11^\circ$) auf, die auch nach Anwendung des gleitenden Durchschnitts in ihrer Qualität ($\Delta\bar{\varphi}^* > \pm 10^\circ$) persistierten. Deshalb wurden diese Auffälligkeiten genauer untersucht.

Die Rohdaten von Tier 9 zeigten, dass für Vibrisse L1 die manuelle Auswertung mit SIMI nur 55 von 101 Frames erfasste, wohingegen ZV 84 der 101 Videobilder auswerten konnte (vgl. Kap. 5.1). Ähnliches ließ sich für Vibrisse L2 konstatieren (55 von 101 bzw. 86 von 101). Wie in Abb. 5 zu erkennen, fehlten für die korrekte Berechnung der maximalen Amplitude entscheidende Werte, wodurch die erhebliche Diskrepanz ($\Delta\bar{\varphi}^* = 14^\circ$) zwischen $\bar{\varphi}_{zv}^*$ und $\bar{\varphi}_{simi}$ erklärt wurde.

Bei Tier 13 wich die mit ZV berechnete maximale Amplitude um -23° vom SIMI-Wert ab. Dieser Wert stach im Vergleich zu den anderen Differenzen als deutliches Maximum hervor. Im Vergleich der berechneten Winkel φ_{R2} , dargestellt in Abb. 6A, fand sich die maximale Differenz im Zeitraum von 0,2 s bis 0,4 s und lag in der Größenordnung von 20° . Um den Einfluss der Kopfachsenwinkel auf die relativ dazu bestimmten Vibrissenwinkel zu erfassen, wurden nun die absoluten Vibrissenwinkel (in Raumkoordinaten) miteinander verglichen (s. Abb. 6C). Hierbei zeigte sich eine gute Übereinstimmung der

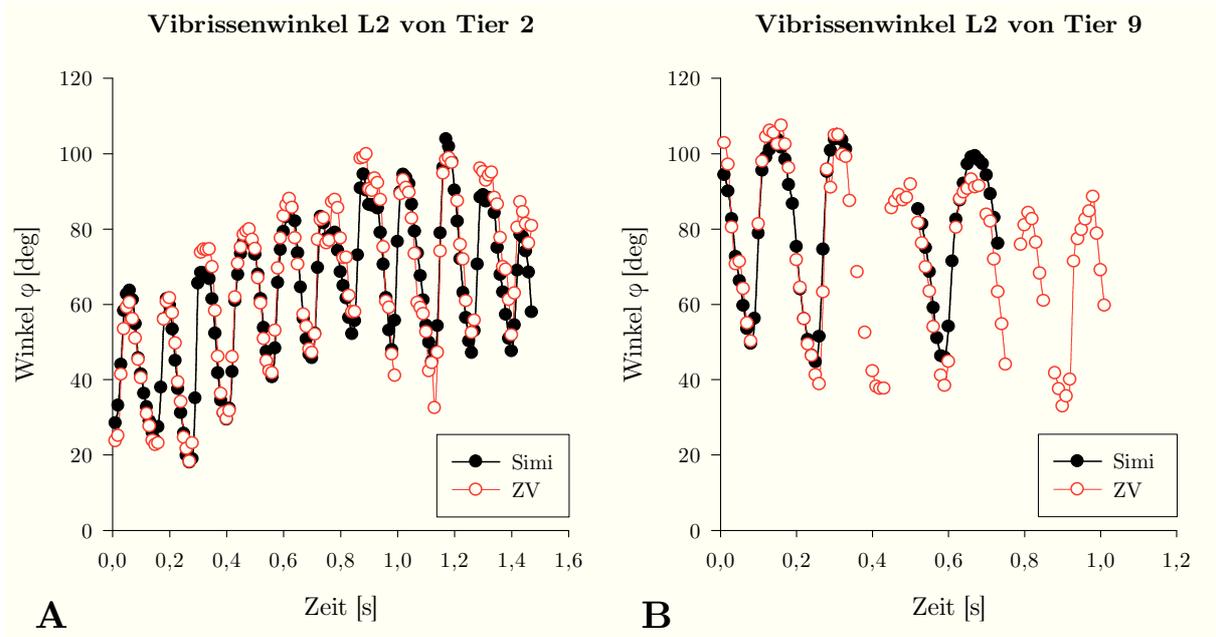


Abbildung 5: Exemplarische Darstellung des Erfolgsergebnisses von SIMI und ZV anhand der Tiere 2 (A) und 9 (B).

absoluten Vibrissenwinkel. Die in Abb. 6C gefundene Differenz wurde ebenfalls bei den Kopfachsenwinkeln in Abb. 6B nachgewiesen. In der Videoanalyse zeigte sich, dass Tier 13 im entsprechenden Zeitraum seinen Kopf nach links lateroflektierte. Dieser Sachverhalt gelangt in Abb. 6D zur Darstellung. Gleichzeitig mit dieser Lateroflexion konnte in der Videosequenz eine leichte Rotation des Kopfes um die Längsachse erkannt werden. Da bei SIMI die Kopf­längsachse durch die Senkrechte auf der Verbindungslinie zwischen den medialen *Angula oculi* definiert ist, neutralisierten sich Lateroflexion und Längsachsenrotation des Kopfes. Dadurch wurde die Lateroflexion des Kopfes unterschätzt, was sich entscheidend auf die relativen Vibrissenwinkel auswirkte. Die automatisierte Vibrissenerfassung mit ZV wies während dieses Zeitraums eine weniger rotationsanfällige Kopfachsenbestimmung auf.

Bei Tier 14 zeigte sich ein signifikanter Ausreißer in den gemessenen Winkeln von Vibrisse R2 (Walsh-Test: $n = 94$, $p < 0,1$), nach dessen Elimination die von ZV gemessene Amplitude der Vibrisse R2 von 40° auf 36° und dadurch $\Delta\bar{\varphi}^*$ von 11° auf 7° sank. Eine Neuberechnung der linearen Regression unter Auslassen von Tier 13 und mit dem modifizierten Wert von Tier 14 ergab: $\beta = 0,91$, $R = 0,97$, $p < 0,001$.

Zusammenfassend ließ sich konstatieren, dass die manuelle Vibrissenerfassung über SIMI im Vergleich zu ihrem automatisierten Gegenstück ZV zunächst signifikant unterschiedliche Ergebnisse zeigte. Erst nach Glättung der ZV-Rohwerte konnte diese Mess-

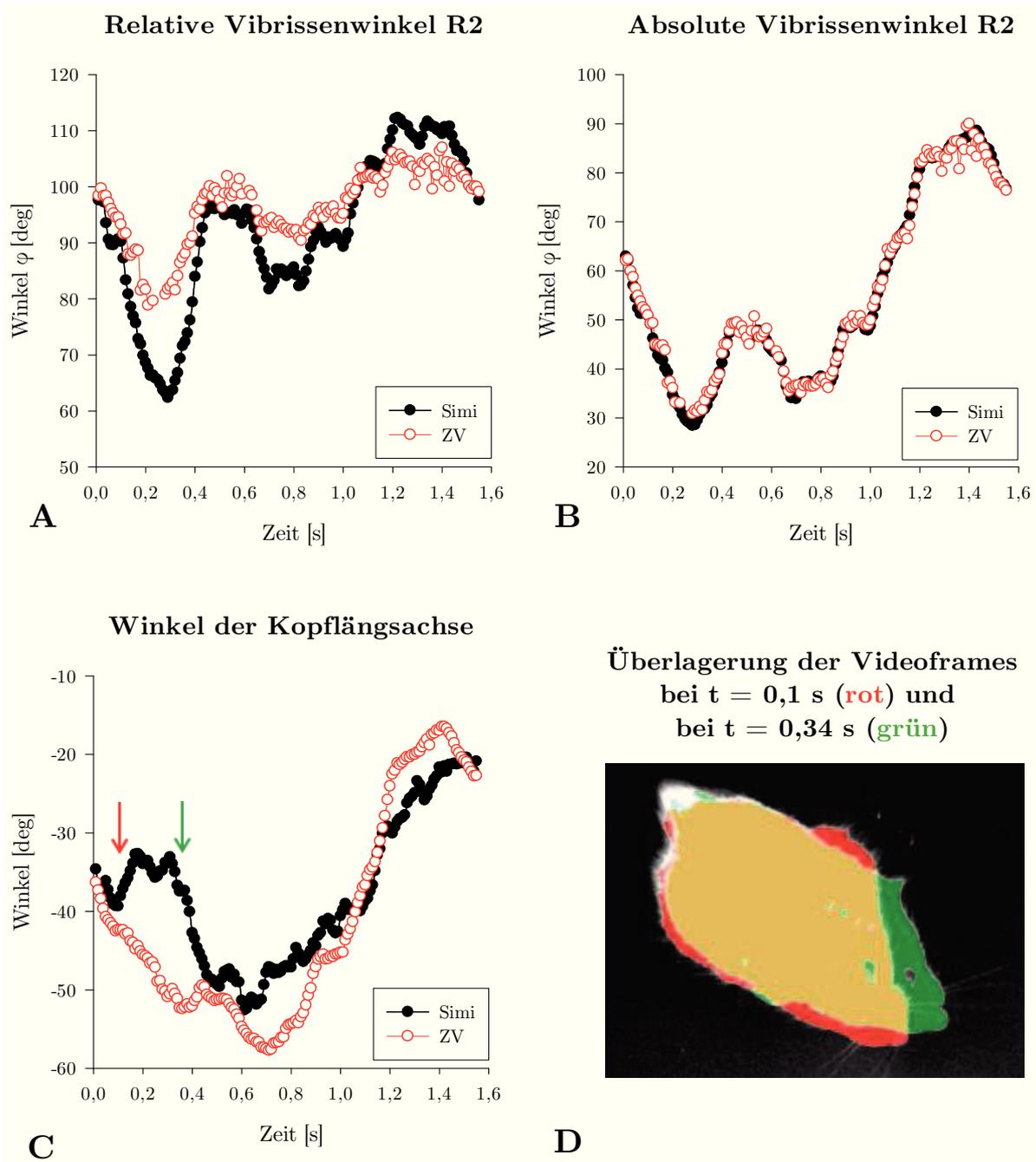


Abbildung 6: Grafische Abweichungsanalyse zwischen SIMI und ZV anhand von Tier 13. A zeigt die Winkel der Vibrisse R2 relativ zur Kopfachse. B stellt die absoluten Winkel derselben Vibrisse dar. Der Graph C illustriert die unterschiedlich gemessenen Winkel der Kopf längsachse. D ist schließlich die Überlagerung der aufgezeichneten Videoframes bei $t_1 = 0,1$ s (rot) und $t_2 = 0,34$ s (grün). Die entsprechenden Zeitpunkte in C wurden mit einem Pfeil der gleichen Farbe markiert.

methode als äquivalent zur manuellen SIMI-Messung betrachtet werden (vgl. Abb. 4). Die großen Abweichungen bei einzelnen Tieren (größer als $\pm 10^\circ$), die auch nach der Glättung bestehen blieben, konnten nach Analyse der Videosequenzen zufriedenstellend erklärt werden. Bei den nachfolgenden Vergleichen bezüglich kinematischer Parameter fand die Glättung der ZV-Rohdaten als vielversprechende Transformation ebenfalls Anwendung.

5.2.2 Protraktionsgeschwindigkeit

Ein weiteres kinematisches Maß ist die Protraktionsgeschwindigkeit. Obwohl sie in der neurophysiologischen Forschung einen wichtigen Bestandteil der kinematischen Analysen darstellt, ist sie auf dem Gebiet der Nervenregenerationsforschung bisher von nachrangiger Bedeutung. Um aber die vollständige Eignung von ZWEIVIBRISSEN (ZV) als äquivalenten Ersatz der manuellen Vibrissenerfassung zu überprüfen, wurde auch dieser Bereich untersucht. Als statistisches Kennmaß wurde an dieser Stelle die mittlere Protraktionsgeschwindigkeit $\bar{\omega}_p$ ausgewählt (vgl. Kap. 4.5). Sie wurde in Tab. 3 dargestellt. Darin finden sich für beide Seiten die mit dem SIMI-Pendant ($\bar{\omega}_{simi}$) verglichene mittlere Protraktionsgeschwindigkeit $\bar{\omega}_{zv}$ von ZV und die zugehörige absolute Differenz $\Delta\bar{\omega}$ sowie nach Glättung der ZV-Rohdaten die neu berechnete mittlere Protraktionsgeschwindigkeit $\bar{\omega}_{zv}^*$ und ihr Vergleich über $\Delta\bar{\omega}_{zv}^*$ mit SIMI.

Tab. 3 zeigt bei den linksseitigen Vibrissen für die Differenz $\Delta\bar{\omega}$ zwischen den entsprechenden von ZV bzw. SIMI bestimmten Messgrößen Werte von $-107^\circ/s$ bis $3^\circ/s$. Der arithmetische Mittelwert der mittleren Protraktionsgeschwindigkeiten betrug für $\bar{\omega}_{simi}$ $-495^\circ/s \pm 114^\circ/s$, für $\bar{\omega}_{zv}$ $-544^\circ/s \pm 131^\circ/s$. Dabei überschätzte ZV die mittlere Protraktionsgeschwindigkeit um durchschnittlich $-49^\circ/s$ bzw. 10% im Vergleich zu SIMI. Der gepaarte t-Test lieferte statistisch signifikante Unterschiede zwischen beiden Messmethoden ($p < 0,001$).

Die rechtsseitigen Differenzen $\Delta\bar{\omega}$ der korrespondierenden Wertepaare lagen zwischen $-105^\circ/s$ und $4^\circ/s$. Die durchschnittliche, von SIMI kalkulierte mittlere Protraktionsgeschwindigkeit $\bar{\omega}_{simi}$ belief sich auf $-88^\circ/s \pm 27^\circ/s$, der entsprechende ZV-Wert $\bar{\omega}_{zv}$ auf $-119^\circ/s \pm 35^\circ/s$. Wie auf der linken Seite überschätzte ZV die mittlere Protraktionsgeschwindigkeit $\Delta\bar{\omega}$, durchschnittlich um $-32^\circ/s$. Der relative Unterschied betrug allerdings 35%. Beide Messverfahren lieferten statistisch signifikant unterschiedliche Schätzungen des wahren Wertes ($p = 0,001$).

Ähnliches galt für die prozentualen Seitenrelationen r . SIMI schätzte r_{simi} auf $19\% \pm 9\%$. ZV ermittelte für r_{zv} einen Wert von $24\% \pm 11\%$ und lag damit 26% über dem

Tabelle 3: Mittlere Protraktionsgeschwindigkeit

Tier		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
linke Seite:															
$\bar{\omega}_{simi}$	[°/s]	-502	-398	-477	-537	-296	-629	-613	-454	-517	-454	-725	-554	-398	-372
$\bar{\omega}_{zv}$	[°/s]	-524	-411	-492	-545	-401	-718	-710	-451	-529	-509	-832	-625	-465	-406
$\Delta\bar{\omega}$	[°/s]	-23	-13	-15	-8	-105	-88	-97	3	-12	-55	-107	-71	-67	-33
$\bar{\omega}_{zv}^*$	[°/s]	-485	-376	-417	-523	-301	-669	-654	-429	-535	-436	-720	-549	-389	-370
$\Delta\bar{\omega}_{zv}^*$	[°/s]	17	22	60	13	-5	-40	-41	26	-17	18	5	4	10	2
rechte Seite:															
$\bar{\omega}_{simi}$	[°/s]	-81	-45	-76	-77	-115	-66	-76	-77	-97	-83	-55	-135	-104	-138
$\bar{\omega}_{zv}$	[°/s]	-135	-151	-106	-114	-135	-96	-91	-83	-104	-102	-87	-164	-100	-205
$\Delta\bar{\omega}$	[°/s]	-55	-105	-30	-37	-20	-30	-15	-6	-7	-19	-31	-29	4	-67
$\bar{\omega}_{zv}^*$	[°/s]	-85	-97	-80	-72	-105	-61	-70	-62	-76	-66	-44	-117	-70	-159
$\Delta\bar{\omega}_{zv}^*$	[°/s]	-4	-51	-4	4	10	5	6	15	21	17	11	18	34	-21
Seitenrelation:															
r_{simi}	[%]	16	11	16	14	39	10	12	17	19	18	8	24	26	37
r_{zv}	[%]	26	37	22	21	34	13	13	18	20	20	10	26	21	51
r_{zv}^*	[%]	18	26	19	14	35	9	11	15	14	15	6	21	18	43

Alle Werte gerundet.

$\bar{\omega}_{simi/zv}$: mittlere Protraktionsgeschwindigkeit von SIMI bzw. ZV, $\Delta\bar{\omega} = \bar{\omega}_{zv} - \bar{\omega}_{simi}$,
 $\bar{\omega}_{zv}^*$: mittlere Protraktionsgeschwindigkeit von ZV*, $\Delta\bar{\omega}_{zv}^* = \bar{\omega}_{zv}^* - \bar{\omega}_{simi}$,
 $r_{simi/zv}$: Seitenrelation von SIMI bzw. ZV, r_{zv}^* : Seitenrelation von ZV*

SIMI-Vergleichswert. Für den Unterschied wurde statische Signifikanz nachgewiesen ($p = 0,049$).

Nach Glättung der ursprünglichen ZV-Vibrissenwinkel ist die mittlere Protraktionsgeschwindigkeit $\bar{\omega}_{zv}^*$ auf beiden Seiten neu berechnet worden. Die Ergebnisse wurden ebenfalls in Tab. 3 als $\bar{\omega}_{zv}^*$, $\Delta\bar{\omega}_{zv}^*$ und r_{zv}^* aufgelistet. Grafisch aufbereitet sind diese Ergebnisse in Abb. 7 zu finden.

Auf der linken Seite lagen die Differenzen $\Delta\bar{\omega}_{zv}^*$ zwischen -40 °/s und 60 °/s. Das arithmetische Mittel aller Werte $\bar{\omega}_{zv}^*$ betrug -489 °/s \pm 125 °/s und differierte durchschnittlich nur um 5 °/s bzw. -1 % vom SIMI-Vergleichswert. Dieser Unterschied war statistisch nicht signifikant ($p = 0,458$). Die entsprechenden Werte für $\bar{\omega}_{zv}^*$ auf der rechten Seite wichen vom Vergleichswert $\bar{\omega}_{simi}$ um durchschnittlich 4 °/s bzw. 6 % ab, bei einer Spannweite von -51 °/s bis 34 °/s. Ein statistisch signifikanter Unterschied war nicht nachweisbar ($p = 0,448$). Das gleiche galt für das Seitenverhältnis r_{zv}^* , das sich bei einem Mittelwert von 19 % nicht mehr signifikant vom SIMI-Vergleichswert unterschied ($p = 0,800$).

An dieser Stelle wurde eine Regressionsanalyse zwischen SIMI und ZV* angeschlossen. Für die linksseitigen Protraktionsgeschwindigkeiten war eine sehr gute Korrelation mit $R = 0,999$ zu konstatieren. Der Geradenanstieg β betrug $0,99$. Auch auf der rechten Seite korrelierten die Messwerte von SIMI und ZV* sehr gut ($R = 0,97$). Der Wert des Anstiegs

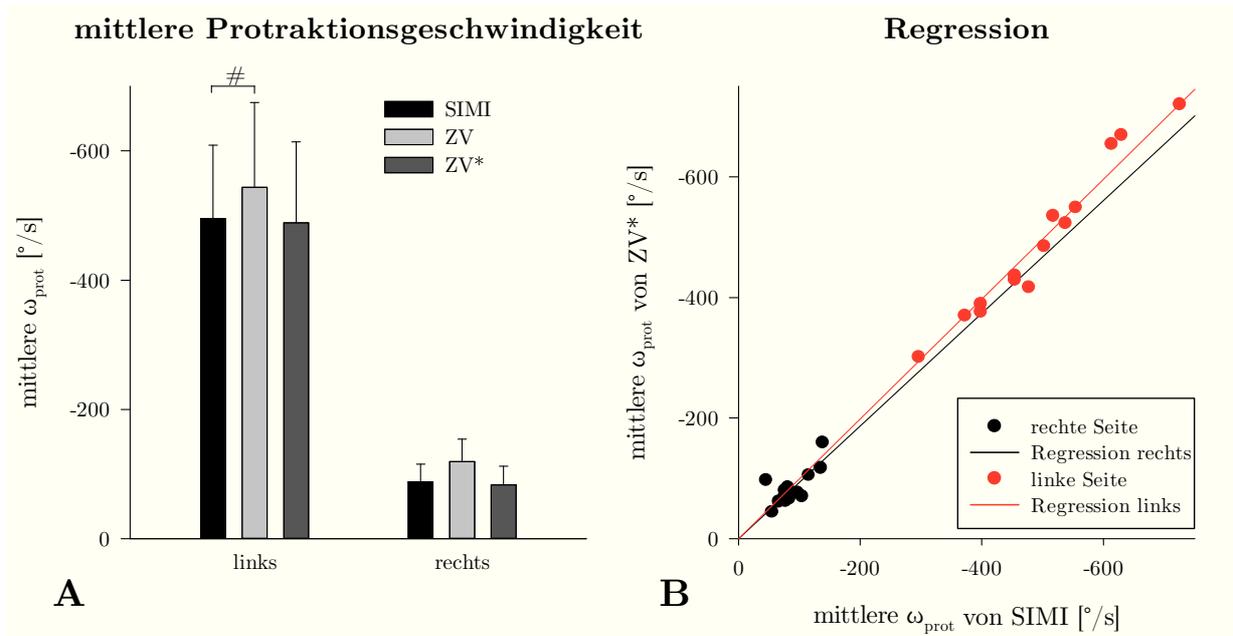


Abbildung 7: Vergleich der mittleren Protraktionsgeschwindigkeiten von SIMI, ZV und ZV*. A stellt die mittleren Protraktionsgeschwindigkeiten (Mittelwert \pm Standardabweichung) auf linker und rechter Seite für SIMI (links: $-495^{\circ}/\text{s} \pm 114^{\circ}/\text{s}$, rechts: $-88^{\circ}/\text{s} \pm 27^{\circ}/\text{s}$), ZV (links: $-544^{\circ}/\text{s} \pm 131^{\circ}/\text{s}$, rechts: $-119^{\circ}/\text{s} \pm 35^{\circ}/\text{s}$) und ZV* (links: $-489^{\circ}/\text{s} \pm 125^{\circ}/\text{s}$, rechts: $-83^{\circ}/\text{s} \pm 29^{\circ}/\text{s}$) dar. Die Raute (#) gibt statistische Signifikanz an.

In B ist die mittlere Protraktionsgeschwindigkeit von ZV* in Abhängigkeit vom SIMI-Wert (linke Seite: rot; rechte Seite: schwarz) mit der zugehörigen Regressionsgeraden aufgetragen. Links: $\beta = 0,99$, $R = 0,999$, $p < 0,001$. Rechts: $\beta = 0,93$, $R = 0,97$, $p < 0,001$.

β war 0,93. Die Korrelationen beider Seiten waren statistisch signifikant ($p < 0,001$). Die Ergebnisse der 10. Perzentilen der Protraktionsgeschwindigkeiten veranschaulicht Abb. 8.

Weil die Unterschiede zwischen ZV* und SIMI statistisch nicht signifikant ausfielen und diese beiden Messverfahren zudem sehr gut miteinander korrelierten, konnte geschlossen werden, dass ZV* SIMI in der Bestimmung der (mittleren) Protraktionsgeschwindigkeit äquivalent ist.

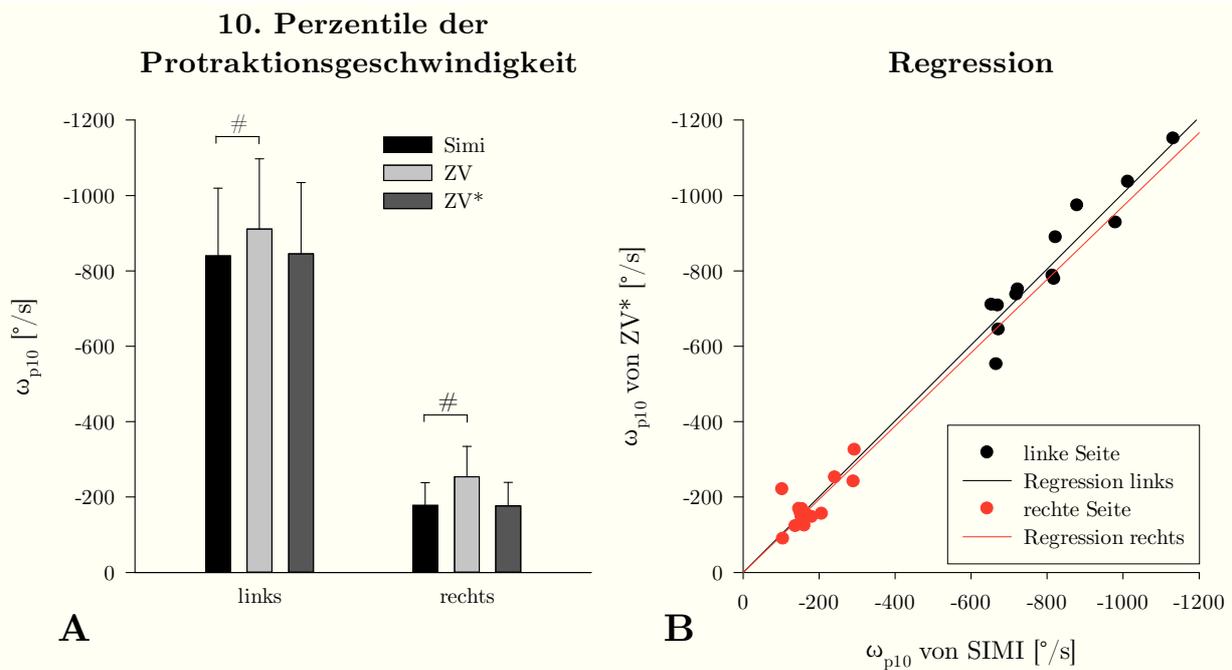


Abbildung 8: Vergleich der 10. Perzentilen der Protraktionsgeschwindigkeiten ω_{p10} von SIMI, ZV und ZV*. A bildet ω_{p10} (Mittelwert \pm Standardabweichung) auf linker und rechter Seite für SIMI (links: $-840^\circ/\text{s} \pm 179^\circ/\text{s}$, rechts: $-178^\circ/\text{s} \pm 60^\circ/\text{s}$), ZV (links: $-911^\circ/\text{s} \pm 186^\circ/\text{s}$, rechts: $-254^\circ/\text{s} \pm 81^\circ/\text{s}$) und ZV* (links: $-845^\circ/\text{s} \pm 189^\circ/\text{s}$, rechts: $-176^\circ/\text{s} \pm 62^\circ/\text{s}$) ab. Die Raute (#) gibt statistische Signifikanz an.

In B ist ω_{p10} von ZV* in Abhängigkeit vom SIMI-Wert (linke Seite: rot; rechte Seite: schwarz) mit der zugehörigen Regressionsgeraden aufgetragen. Links: $\beta = 1,01$, $R = 0,998$, $p < 0,001$. Rechts: $\beta = 0,97$, $R = 0,95$, $p < 0,001$.

5.2.3 Retraktionsgeschwindigkeit

Weil Nagetiervibrissen zyklisch pro- und retrahiert werden, stellt auch die Retraktionsgeschwindigkeit eine charakteristische Messgröße in der Analyse der physiologischen Vibrissenbewegungen dar. Wie bereits für die Protraktionsgeschwindigkeit erwähnt (vgl. Kap. 5.2.2) gilt ebenso, dass ihre bisherige Bedeutung in der Nervenregenerationsforschung nachrangig gewesen ist. Da sich die Auswertungen analog den Ausführungen über die Protraktionsgeschwindigkeit gestalteten, wird für eine detaillierte Analyse der Ergebnisse auf den Anhang verwiesen (s. Kap. 9.2). An dieser Stelle soll erwähnt werden, dass nach Glättung der ZV-Daten kein signifikanter Unterschied zu den SIMI-Werten nachweisbar war (links: $p = 0,110$, rechts: $p = 0,963$). Die Regressionsanalyse ergab für die linke Seite folgende Werte: $\beta = 1,05$, $R = 0,997$, $p < 0,001$. Auf der rechten Seite zeigte sich: $\beta = 0,97$, $R = 0,97$, $p < 0,001$.

5.2.4 Protraktionsbeschleunigung

Die Protraktionsbeschleunigung ist ein weiteres Maß, welches der Erforschung physiologischer Vibrissenbewegungen entnommen wurde. Für jedes Tier wurde die mittlere Protraktionsbeschleunigung $\bar{\alpha}_p$ berechnet. Die Ergebnisse wurden als $\bar{\alpha}_{simi}$, $\bar{\alpha}_{zv}$ und $\Delta\bar{\alpha}_{zv}$ in Tab. 4 dargestellt. Ebenso werden dort die Werte von $\bar{\alpha}_{zv}^*$ und $\Delta\bar{\alpha}_{zv}^*$ gefunden, die nach Glättung der ZV-Vibrissenwinkel neu kalkuliert wurden. Eine grafische Darstellung bietet Abb. 9.

Die Differenzen $\Delta\bar{\alpha}$ lagen auf der linken Seite im Intervall von $-8036^\circ/s^2$ bis $1369^\circ/s^2$. Der Mittelwert der von SIMI ermittelten mittleren Protraktionsbeschleunigung $\bar{\alpha}_{simi}$ betrug $-26778^\circ/s^2$, der entsprechende ZV-Wert $\bar{\alpha}_{zv}$ $-30601^\circ/s^2$. Durchschnittlich lag $\Delta\bar{\alpha}$ bei $-3823^\circ/s^2$, was einem prozentualen Unterschied der Mittelwerte von 14% entsprach. Beide Stichproben wiesen einen statistisch signifikanten Unterschied auf ($p = 0,001$). Auf der rechten Seite erstreckte sich $\Delta\bar{\alpha}$ über eine Spannweite von $-14986^\circ/s^2$ bis $-5496^\circ/s^2$. Die arithmetischen Mittelwerte von $\bar{\alpha}_{simi}$ und $\bar{\alpha}_{zv}$ betrug $-4957^\circ/s^2$ bzw. $-8544^\circ/s^2$, ihre Differenz $\Delta\bar{\alpha} = -3587^\circ/s^2$. Beide Messverfahren unterschieden sich statistisch signifikant um 72% ($p = 0,001$). Ein Vergleich der prozentualen Seitenrelationen $r_{simi} = 21\%$ und $r_{zv} = 32\%$ zeigte ebenfalls einen statistisch signifikanten Unterschied der Ergebnisse beider Messmethoden ($p = 0,003$). Dabei überschätzte ZV im Vergleich zu SIMI die Seitenrelation um durchschnittlich 52%.

Nach Glättung der ZV-Rohdaten wurden die Messgrößen $\bar{\alpha}_{zv}^*$, $\Delta\bar{\alpha}_{zv}^*$ und r_{zv}^* neu berechnet und diese Ergebnisse Tab. 4 hinzugefügt. Die Differenzen $\Delta\bar{\alpha}_{zv}^*$ auf der linken Seite erstreckten sich von $-4050^\circ/s^2$ bis $1998^\circ/s^2$. Der Mittelwert der mittleren Protraktionsbeschleunigung $\bar{\alpha}_{zv}^*$ lag nun bei $-29064^\circ/s^2$, was einer absoluten Differenz von $-2287^\circ/s^2$ bzw. einer relativen Differenz von 9% entsprach. Es zeigte sich auch hier ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen $\bar{\alpha}_{zv}^*$ und $\bar{\alpha}_{simi}$ ($p < 0,001$). Für die rechtsseitigen mittleren Protraktionsbeschleunigungen ergab sich nach der bekannten Glättung der Mittelwert $\bar{\alpha}_{zv}^* = -5084^\circ/s^2 \pm 1664^\circ/s^2$. Die Einzelabweichungen $\Delta\bar{\alpha}_{zv}^*$ lagen im Bereich von $-4090^\circ/s^2$ bis $1203^\circ/s^2$, ihr Mittelwert bei $-128^\circ/s^2$. Dies entsprach einem prozentualen Unterschied von 3%. Die von SIMI bzw. ZV ermittelten rechtsseitigen mittleren Protraktionsbeschleunigungen $\bar{\alpha}_{simi}$ bzw. $\bar{\alpha}_{zv}^*$ unterschieden sich statistisch nicht signifikant voneinander ($p = 0,773$). Das gleiche galt bei einem Wert von 19% für die Relation r_{zv}^* ($p = 0,537$).

Es folgte eine Regressionsanalyse. Die linksseitigen Werte für die Protraktionsbeschleunigung von SIMI und ZV* korrelierten sehr gut miteinander ($R = 0,996$, $p < 0,001$), β wurde auf 1,05 berechnet. Mit $R = 0,96$ und $\beta = 1,02$ zeigte auch die rechte Seite

Tabelle 4: Mittlere Protraktionsbeschleunigung

Tier		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
linke Seite:															
$\bar{\alpha}_{simi}$	$[\text{°}/\text{s}^2]$	-20867	-14624	-34331	-23980	-15077	-26519	-28548	-18232	-27341	-22827	-52871	-37521	-26004	-26144
$\bar{\alpha}_{zv}$	$[\text{°}/\text{s}^2]$	-20176	-21311	-35523	-22803	-13708	-28556	-32134	-22392	-34825	-30864	-60735	-43454	-32312	-29618
$\Delta\bar{\alpha}$	$[\text{°}/\text{s}^2]$	691	-6687	-1193	1178	1369	-2037	-3586	-4160	-7485	-8036	-7864	-5933	-6308	-3475
$\bar{\alpha}_{zv}^*$	$[\text{°}/\text{s}^2]$	-24032	-18576	-34877	-27315	-16174	-29109	-29347	-20680	-31391	-25788	-56565	-39986	-24005	-29058
$\Delta\bar{\alpha}_{zv}^*$	$[\text{°}/\text{s}^2]$	-3166	-3952	-547	-3334	-1097	-2589	-799	-2448	-4050	-2960	-3694	-2464	1998	-2914
rechte Seite:															
$\bar{\alpha}_{simi}$	$[\text{°}/\text{s}^2]$	-5132	-3058	-4558	-5293	-6328	-4430	-4906	-4623	-4160	-5963	-3973	-6101	-4800	-6064
$\bar{\alpha}_{zv}$	$[\text{°}/\text{s}^2]$	-10177	-12151	-6804	-8734	-8010	-8466	-5496	-5520	-6139	-8497	-7239	-10790	-6605	-14986
$\Delta\bar{\alpha}$	$[\text{°}/\text{s}^2]$	-5044	-9093	-2246	-3441	-1681	-4035	-590	-896	-1979	-2533	-3266	-4688	-1805	-8922
$\bar{\alpha}_{zv}^*$	$[\text{°}/\text{s}^2]$	-4631	-7148	-3957	-6060	-5318	-4282	-3703	-3599	-4072	-4843	-3747	-6493	-3959	-9369
$\Delta\bar{\alpha}_{zv}^*$	$[\text{°}/\text{s}^2]$	501	-4090	601	-768	1010	148	1203	1024	88	1121	226	-392	841	-3305
Seitenrelation:															
r_{simi}	$[\%]$	25	21	13	22	42	17	17	25	15	26	8	16	18	23
r_{zv}	$[\%]$	50	57	19	38	58	30	17	25	18	28	12	25	20	51
r_{zv}^*	$[\%]$	19	38	11	22	33	15	13	17	13	19	7	16	16	32

Alle Werte gerundet.

$\bar{\alpha}_{simi/zv}$: mittlere Protraktionsbeschleunigung von SIMI bzw. ZV, $\Delta\bar{\alpha} = \bar{\alpha}_{zv} - \bar{\alpha}_{simi}$,
 $\bar{\alpha}_{zv}^*$: mittlere Protraktionsbeschleunigung von ZV*, $\Delta\bar{\alpha}_{zv}^* = \bar{\alpha}_{zv}^* - \bar{\alpha}_{simi}$,
 $r_{simi/zv}$: Seitenrelation von SIMI bzw. ZV, r_{zv}^* : Seitenrelation von ZV*.

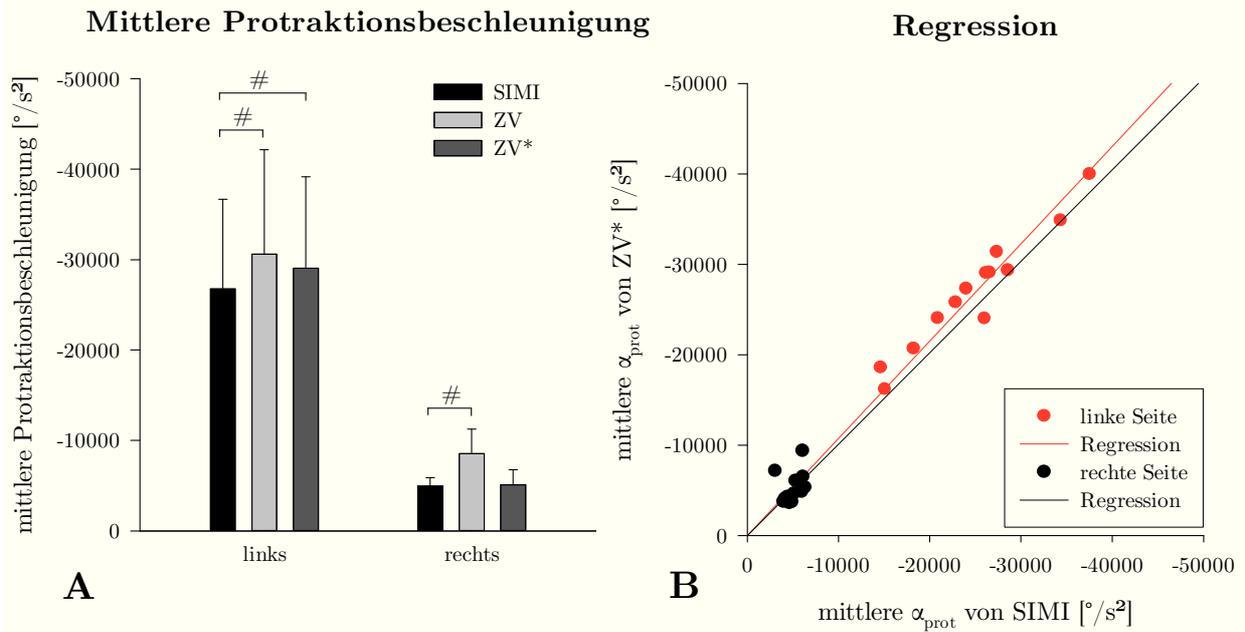


Abbildung 9: Vergleich der mittleren Protraktionsbeschleunigungen von SIMI, ZV und ZV*. A stellt die mittleren Protraktionsbeschleunigungen (Mittelwert \pm Standardabweichung) auf linker und rechter Seite für SIMI (links: $-26778^{\circ}/s^2 \pm 9899^{\circ}/s^2$, rechts: $-4957^{\circ}/s^2 \pm 935^{\circ}/s^2$), ZV (links: $-30601^{\circ}/s^2 \pm 11550^{\circ}/s^2$, rechts: $-8544^{\circ}/s^2 \pm 4957^{\circ}/s^2$) und ZV* (links: $-29064^{\circ}/s^2 \pm 10100^{\circ}/s^2$, rechts: $-5084^{\circ}/s^2 \pm 1664^{\circ}/s^2$) dar. Die Raute (#) gibt statistische Signifikanz an. In B sind die mittlere Protraktionsgeschwindigkeit von ZV* in Abhängigkeit vom SIMI-Wert (linke Seite: rot; rechte Seite: schwarz) mit der zugehörigen Regressionsgeraden aufgetragen. Links: $\beta = 1,08$, $R = 0,999$, $p < 0,001$. Rechts: $\beta = 1,01$, $R = 0,96$, $p < 0,001$.

eine sehr gute Korrelation zwischen den beiden Methoden SIMI und ZV* ($p < 0,001$). Abb. 10 illustriert die Ergebnisse der 10. Perzentilen der Protraktionsbeschleunigungen.

Diese Ergebnisse zeigten schließlich, dass auch nach Glättung der ZV-Messwerte weiterhin statistisch signifikante Unterschiede im Vergleich mit SIMI bestanden, obwohl beide sehr gut miteinander korrelierten.

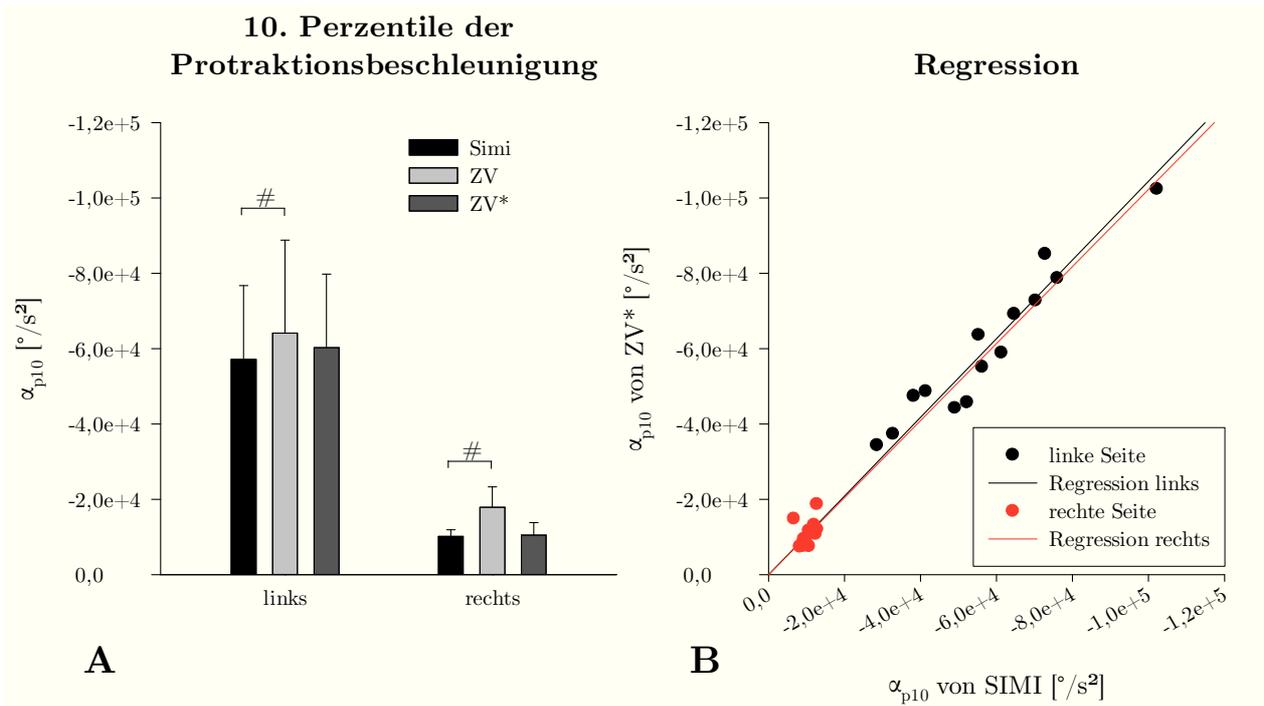


Abbildung 10: Vergleich der 10. Perzentilen der Protraktionsbeschleunigungen α_{p10} von SIMI, ZV und ZV*. A bildet α_{p10} (Mittelwert \pm Standardabweichung) auf linker und rechter Seite für SIMI (links: $-57170 \text{ } ^\circ/\text{s}^2 \pm 19595 \text{ } ^\circ/\text{s}^2$, rechts: $-10161 \text{ } ^\circ/\text{s}^2 \pm 1811 \text{ } ^\circ/\text{s}^2$), ZV (links: $-64191 \text{ } ^\circ/\text{s}^2 \pm 24621 \text{ } ^\circ/\text{s}^2$, rechts: $-17887 \text{ } ^\circ/\text{s}^2 \pm 5415 \text{ } ^\circ/\text{s}^2$) und ZV* (links: $-60265 \text{ } ^\circ/\text{s}^2 \pm 19564 \text{ } ^\circ/\text{s}^2$, rechts: $-10486 \text{ } ^\circ/\text{s}^2 \pm 3347 \text{ } ^\circ/\text{s}^2$) ab. Die Raute (#) gibt statistische Signifikanz an.

In B ist α_{p10} von ZV* in Abhängigkeit vom SIMI-Wert (linke Seite: rot; rechte Seite: schwarz) mit der zugehörigen Regressionsgeraden aufgetragen. Links: $\beta = 1,05$, $R = 0,996$, $p < 0,001$. Rechts: $\beta = 1,02$, $R = 0,96$, $p < 0,001$.

5.2.5 Retraktionsbeschleunigung

Die Auswertung der Retraktionsbeschleunigung gestaltete sich analog zu derjenigen der Protraktionsbeschleunigung. Daher soll an dieser Stelle lediglich zusammengefasst werden, dass nach Glättung der durch ZV gemessenen Vibrissenwinkel auf beiden Seiten kein statistisch signifikanter Unterschied zu den durch SIMI berechneten nachweisbar war (links: $p = 0,196$, rechts: $p = 0,939$). Die Regressionsanalyse ergab auf der linken Seite: $\beta = 1,03$, $R = 0,996$, $p < 0,001$. Für die rechtsseitigen Werte wurden folgende Parameter berechnet: $\beta = 0,99$, $R = 0,96$, $p < 0,001$. Eine ausführliche Analyse ist im Anhang unter Kap. 9.3 zu finden.

5.3 Auswertung in der Frequenzdomäne

Neben der kinematischen Analyse, die ausschließlich Veränderungen der Vibrissenwinkel über die Zeit betrachtet, liefert eine Analyse im Frequenzbereich zusätzlich nützliche Informationen über das Verhalten der Tiere. In physiologischen Studien der Vibrissenbewegungen findet diese Betrachtungsweise bereits seit geraumer Zeit Anwendung (Gao et al. 2003, Hattox et al. 2003) und auf dem Gebiet der peripheren Nervenregeneration könnte sie neue Aspekte beleuchten.

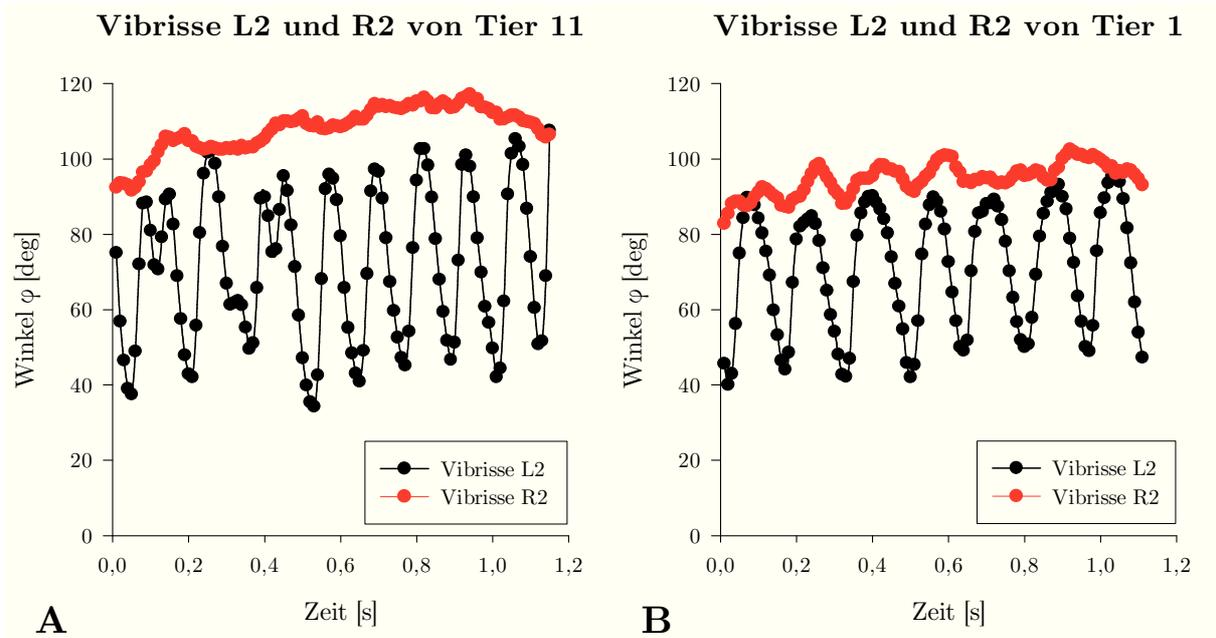


Abbildung 11: Visuell erfassbare Periodizitäten von Vibrissenzeitreihen, Werte wurden mit SIMI bestimmt. A illustriert anhand der SIMI-Messwerte von Tier 11, dass die rechte Vibrisse keine eindeutigen Periodizitäten aufweist. Bei B sind zumindest in der ersten Hälfte des Graphen Extrema abgrenzbar, welche der Frequenzberechnung dienen könnten.

5.3.1 Frequenzspektrum

Vibrissenbewegungen sind periodische Bewegungen. Bei welchen Frequenzen diese Periodizitäten physiologisch erfolgen, ist in den zurückliegenden Jahren Gegenstand intensiver Forschung gewesen (Semba und Komisaruk 1984, Carvell et al. 1996, Berg und Kleinfeld 2003, Hattox et al. 2003). Gesunde Ratten bewegen ihre Tasthaare in Ruhe mit einer Frequenz zwischen ca. 5-10 Hz (Knutsen et al. 2008). Die Erfassung dieser Frequenzen kann nun auf verschiedene Weisen erfolgen. Aufgrund der stark ausgeprägten Periodizität im Bewegungsverhalten gesunder Tiere ist in solchen Fällen meist eine

Auszählung lokaler Extrema zur Erfassung der vorliegenden Hauptfrequenz ausreichend. Wenn aber diese lokalen Extrema nicht sicher abgrenzbar sind, ist eine Spektralanalyse im Frequenzbereich die Methode der Wahl. Abb. 11 illustriert anhand von zwei Beispielzeitreihen das Problem der visuellen Erfassbarkeit der Hauptfrequenzen. In beiden Graphen wies die linke (gesunde) Vibrisse deutlich sichtbare lokale Extrema auf, bei Abb. 11B konnte dies auf der rechten Seite ebenfalls festgestellt werden. Im Falle von Abb. 11A waren lokale Extrema nicht zweifelsfrei zu identifizieren.

Aus diesem Grund wurde zur weiteren Untersuchung eine Spektralanalyse in der Frequenzdomäne angeschlossen. Grundlage dieser Untersuchung ist, dass jede periodische Funktion durch eine (unendliche) Summe von Sinus- und Cosinusfunktionen dargestellt werden kann (*Satz von Fourier*). Durch eine Fouriertransformation der Autokorrelationsfunktion einer Zeitreihe und Anwendung des Parzen-Fensters erhält man die spektrale Leistungsdichte in Abhängigkeit von der Frequenz. Je höher diese bei einer bestimmten Frequenz f_0 ausfällt, umso größer ist ihr Anteil an der Gesamtleistung der Zeitreihe. Die spektrale Leistungsdichte bezeichnet ein Maß für die Amplitudengröße der Teilschwingung mit der Frequenz f_0 . Die spektrale Masse wird analog als spektrale Leistungsdichte in einem definierten Frequenzbereich definiert (vgl. Kap. 4.5).

Abb. 12 zeigt für die Vibrissen L2 und R2 ein typisches Frequenzspektrum, in dem auf der linken Seite ein klares Maximum bei $f = 6$ Hz zu erkennen ist. Weiterhin wurde für die Vibrisse L2 die charakteristische Frequenzverteilung physiologischer Vibrissenbewegungen im Frequenzbereich von 5-10 Hz nachgewiesen. Für die Vibrisse R2 war dies nicht der Fall. Die maximale Leistungsdichte lag bei einer Frequenz von 0 Hz vor, d.h. die konstante Signalkomponente dominierte. Zudem entsprach die Frequenzverteilung nicht dem Muster der linken Seite: Die Leistungsdichten im Frequenzbereich von 0-10 Hz waren annähernd konstant. Tab. 5 listet die Hauptfrequenzen für jede Seite in Abhängigkeit vom zugrundeliegenden Messverfahren auf. Weil zur Berechnung nur die Zeitreihe einer Vibrisse pro Seite verwendet werden konnte, wurde diejenige mit den meisten vorhandenen Winkeln ausgewählt. Zusätzlich wurden Tiere in der Analyse nicht beachtet, die auf mindestens einer Seite einen Abschnitt von mehr als zehn Fehlwerten aufwiesen. Dazu gehörten die Tiere 4, 9 und 14. Eine initiale Glättung der ZV-Rohdaten war für die Betrachtungen im Frequenzbereich nicht nötig. ZV und ZV* lieferten identische Ergebnisse (Daten nicht gezeigt).

Spektrale Leistungsdichte der Vibrissen L2 und R2 von Tier 1

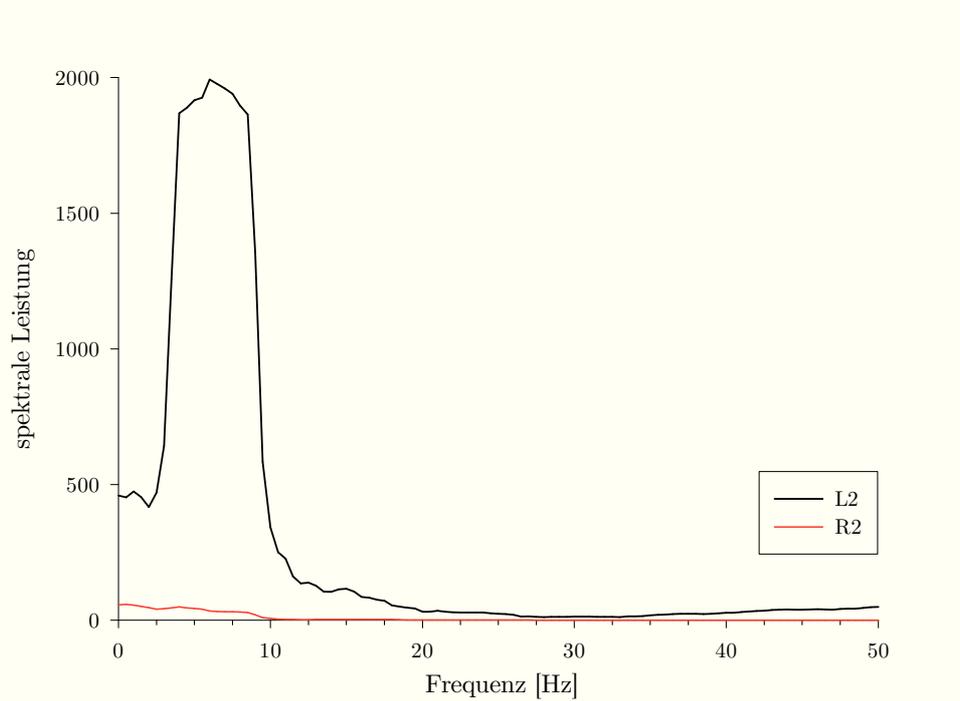


Abbildung 12: Spektrale Leistungsdichte der Vibrissen L2 (schwarz) und R2 (rot) von Tier 1. Auf der linken Seite zeigte sich eindeutig ein Frequenzmaximum bei 6 Hz und die charakteristische Frequenzverteilung im Bereich von 5 – 10 Hz. Auf der rechten Seite lag das Maximum bei 0 Hz. Die spektralen Leistungsdichten im Frequenzbereich von 0 – 10 Hz waren annähernd konstant.

Tabelle 5: Hauptfrequenzen

Tier	1	2	3	5	6	7	8	10	11	12	13
linke Seite:											
\bar{f}_{simi} [Hz]	6	4	5	4	5	4,5	5	6	7,5	7	5
\bar{f}_{zv} [Hz]	6	5	5,5	5	5	4,5	5	5	7,5	8	9
$\Delta\bar{f}$ [Hz]	0	1	0,5	1	0	0	0	-1	0	1	4
rechte Seite:											
\bar{f}_{simi} [Hz]	0,5	0,5	0,5	0,5	0	0	1	0	1,5	0	0,5
\bar{f}_{zv} [Hz]	0	0,5	0,5	0,5	0	0	1,5	0	1	0,5	0
$\Delta\bar{f}$ [Hz]	-0,5	0	0	0	0	0	0,5	0	-0,5	0,5	-0,5

Alle Werte gerundet.

$\bar{f}_{simi/zv}$: Hauptfrequenz von SIMI bzw. ZV, $\Delta\bar{f} = \bar{f}_{zv} - \bar{f}_{simi}$.

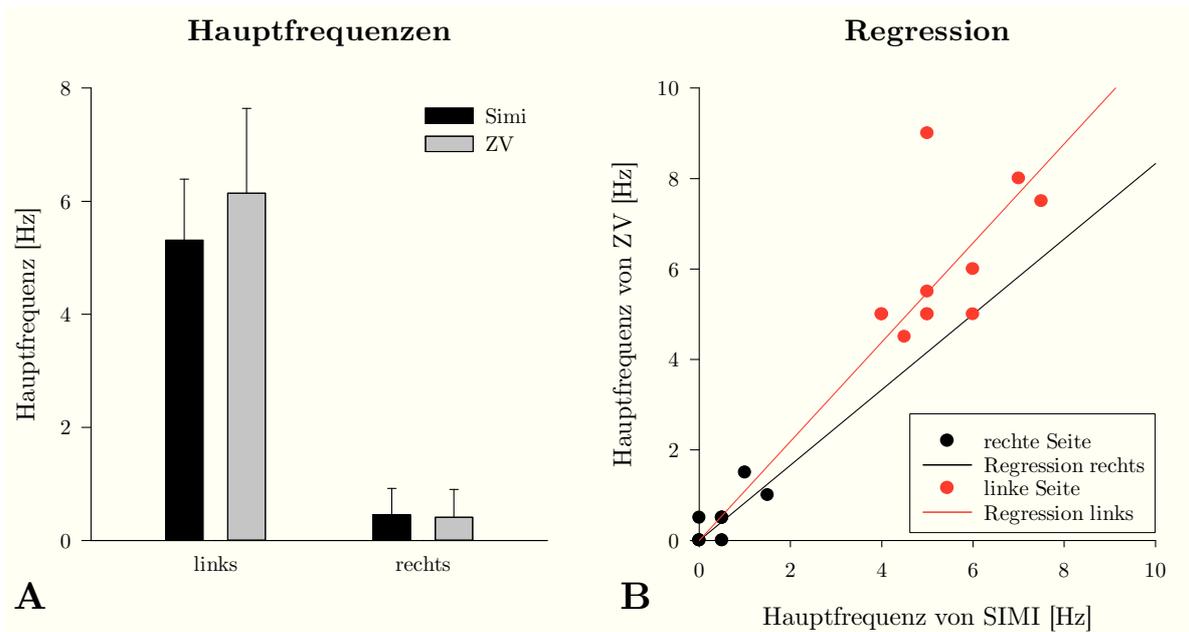


Abbildung 13: Vergleich der Hauptfrequenzen von SIMI und ZV. A stellt die gemittelten Hauptfrequenzen (Mittelwert \pm Standardabweichung) auf linker und rechter Seite für SIMI (links: 5,32 Hz \pm 1,08 Hz, rechts: 0,45 Hz \pm 0,47 Hz) und ZV (links: 6,14 Hz \pm 1,50 Hz, rechts: 0,41 Hz \pm 0,49 Hz) dar. In B wurde die Hauptfrequenz der ZV-Messungen in Abhängigkeit vom SIMI-Wert (linke Seite: rot; rechte Seite: schwarz) mit der zugehörigen Regressionsgeraden aufgetragen. Links: $\beta = 1,14$, $R = 0,98$, $p < 0,001$. Rechts: $\beta = 0,83$, $R = 0,86$, $p < 0,001$.

Auf der linken Seite liegen die mit SIMI ermittelten dominanten Frequenzen \bar{f}_{simi} bei Werten zwischen 4 Hz und 7,5 Hz. ZV lieferte für \bar{f}_{zv} Werte im Bereich von 4,5 Hz bis 9 Hz. Die durch ZV berechneten Werte wichen dabei zwischen -1 Hz und 4 Hz vom entsprechenden SIMI-Wert ab, durchschnittlich um 0,59 Hz. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Messverfahren ($p = 0,071$). Die rechtsseitigen Hauptfrequenzen \bar{f}_{simi} nahmen für die SIMI-Messung Werte im Intervall von 0 Hz bis 1,5 Hz an. Das Gleiche galt für die von ZV gemessenen \bar{f}_{zv} . Die Differenzen $\Delta\bar{f}$ lagen zwischen -0,5 Hz und 0,5 Hz, im Durchschnitt betrug sie -0,05 Hz. Ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen beiden Messmethoden ließ sich nicht nachweisen ($p = 0,676$). Abb. 13 illustriert die Ergebnisse.

Eine weitere Untersuchung nahm die Frequenzvariabilität der Vibrissenbewegungen in den Fokus. Da sich die Nagervibrissen nicht mit einer konstanten Frequenz f bewegen, sondern ihre Frequenz in einem bestimmten Bereich je nach Aktivität schwankt, wurden definierte Intervalle ausgewählt und die normierten spektrale Massen dieser Frequenzbereiche miteinander verglichen. Die normierte spektrale Masse nimmt nur Werte im Intervall $[0; 1]$ an. HF wird dabei für die normierte spektrale Masse des höheren Frequenzbereichs im Intervall $[6; 10]$ Hz verwendet, LF als Formelzeichen für die normierte spektrale Masse des niedrigeren Frequenzbereichs $[1; 5]$ Hz. Tab. 6 zeigt den direkten Vergleich der spektralen Massen HF und LF sowie der Relation $r = \frac{HF}{LF}$.

Tabelle 6: Spektrale Massen

Tier	1	2	3	5	6	7	8	10	11	12	13
linke Seite:											
HF_{simi}	0,494	0,349	0,419	0,336	0,445	0,438	0,394	0,462	0,519	0,449	0,386
HF_{zv}	0,440	0,335	0,389	0,274	0,432	0,425	0,357	0,371	0,500	0,441	0,396
LF_{simi}	0,245	0,410	0,257	0,390	0,329	0,310	0,364	0,279	0,104	0,180	0,310
LF_{zv}	0,268	0,286	0,226	0,229	0,317	0,282	0,345	0,257	0,103	0,154	0,263
r_{simi}	2,020	0,852	1,627	0,861	1,351	1,412	1,080	1,657	4,987	2,496	1,243
r_{zv}	1,640	1,173	1,725	1,199	1,362	1,509	1,036	1,445	4,846	2,869	1,507
rechte Seite:											
HF_{simi}	0,160	0,104	0,022	0,046	0,209	0,140	0,166	0,071	0,051	0,033	0,015
HF_{zv}	0,119	0,170	0,026	0,049	0,184	0,195	0,193	0,087	0,037	0,037	0,030
LF_{simi}	0,497	0,552	0,682	0,654	0,409	0,517	0,527	0,575	0,611	0,654	0,696
LF_{zv}	0,515	0,463	0,676	0,654	0,443	0,472	0,510	0,563	0,626	0,644	0,646
r_{simi}	0,322	0,189	0,032	0,070	0,512	0,271	0,314	0,123	0,083	0,051	0,022
r_{zv}	0,230	0,367	0,038	0,075	0,415	0,413	0,378	0,154	0,059	0,057	0,046

Alle Werte gerundet.

$HF_{simi/zv}$: spektrale Masse im HF-Bereich (6-10 Hz) von SIMI bzw. ZV,

$LF_{simi/zv}$: spektrale Masse im LF-Bereich (1-5 Hz) von SIMI bzw. ZV,

$r_{simi/zv}$: Verhältnis von $HF_{simi/zv}$ zu $LF_{simi/zv}$.

Besonders aussagekräftig ist bei diesen Messgrößen die Relation $r = \frac{HF}{LF}$. Sie kann als Maß dafür interpretiert werden, welcher Frequenzbereich stärker im Spektrum vertreten ist. Mit SIMI wurden Werte für das linksseitige r_{simi} bestimmt, die im Bereich zwischen 0,852 und 4,987 lagen. Im Vergleich dazu wurden auf Grundlage der ZV-Daten Verhältnisse r_{zv} von 1,036 bis 4,946 ermittelt. Der Mittelwert der SIMI-Werte betrug $1,781 \pm 1,170$, die ZV-Daten gruppieren sich um $1,846 \pm 1,107$. Statistisch signifikante Unterschiede waren nicht nachweisbar ($p = 0,397$). Die Analyse der Spektren auf der rechten Seite lieferte bei SIMI Verhältnisse r_{simi} von 0,022 bis 0,512, im Durchschnitt $0,181 \pm 0,157$. Bei ZV lagen die Verhältnisse r_{zv} zwischen 0,038 und 0,415. Der Mittelwert wurde mit $0,203 \pm 0,161$ berechnet. Die Unterschiede zwischen beiden Messverfahren waren statistisch nicht signifikant ($p = 0,347$). Diese Ergebnisse wurden in Abb. 14 grafisch dargestellt.

Verhältnis der spektralen Massen im HF- bzw. LF-Bereich mit Regression

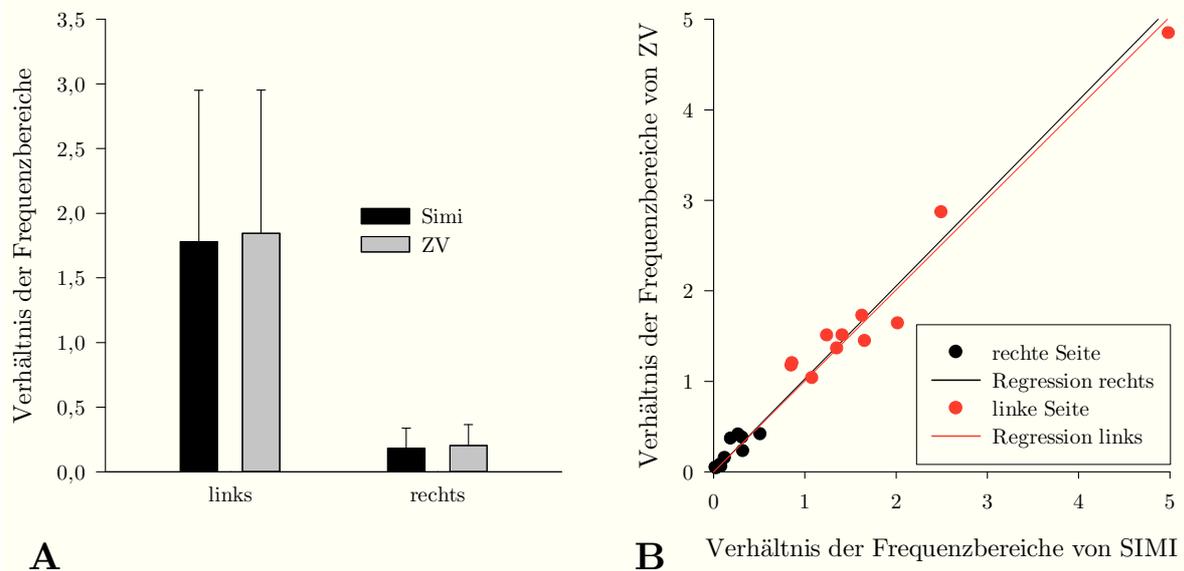


Abbildung 14: Vergleich des Verhältnisses r der spektralen Massen HF und LF von SIMI und ZV. A stellt die durchschnittlichen Verhältnisse der spektralen Massen auf jeder Seite für SIMI (links: $1,781 \pm 1,170$, rechts: $0,181 \pm 0,157$) und ZV (links: $1,846 \pm 1,107$, rechts: $0,203 \pm 0,161$) dar. B zeigt die Regressionsanalyse zwischen SIMI und ZV (links: $\beta = 1,01$, $R = 0,993$, $p < 0,001$; rechts: $\beta = 1,03$, $R = 0,93$, $p < 0,001$).

5.3.2 Kohärenz und Phase

Bei der Analyse multivariater Zeitreihen stellen Kohärenz und Phase zwei Schlüsselgrößen dar, um Synchronizitäten nachzuweisen. Die Kohärenz $\rho(f_0)$ kann hierbei als Maß

dafür interpretiert werden, wie gut ein optimaler Filter eine Zeitreihe bei einer beliebigen Frequenz f_0 in eine andere überführen kann. Die quadrierte Kohärenz ρ^2 quantifiziert dann den Erfolg dieser Transformation in Prozent. Die Phase $\gamma(f_0)$ beschreibt, wie groß die Phasenverschiebung zwischen zwei Zeitreihen bei einer beliebigen Frequenz f_0 ist, und beantwortet dadurch die Frage, ob die beiden zu vergleichenden Zeitreihen gleichzeitig ihre jeweiligen Extrema durchlaufen. Sie wird im Bogenmaß angegeben, um den Vergleich zu einer vollen Periode von 2π zu ermöglichen. Tab. 7 fasst die Ergebnisse der durchschnittlichen quadrierten Kohärenz ρ^2 und der durchschnittlichen Phasenverschiebung γ zwischen rechter und linker Seite im Frequenzbereich $f = [6; 10]$ Hz (HF-Bereich) für beide Messverfahren zusammen. Der HF-Bereich wurde deshalb ausgewählt, weil in diesem Frequenzbereich die Ruhebewegungsfrequenz der Vibrissen liegt und damit die Synchronizität der Bewegungen von rechter und linker Seite beurteilt werden kann. Die bereits zu Beginn des vorherigen Abschnitts beschriebenen Restriktionen bezüglich der Vibrissen- und Tierauswahl gelten auch an dieser Stelle unverändert.

Tabelle 7: Kohärenz und Phase

Tier	1	2	3	5	6	7	8	10	11	12	13
ρ_{simi}^2	0,36	0,18	0,12	0,08	0,32	0,16	0,56	0,13	0,12	0,19	0,15
ρ_{zv}^2	0,51	0,06	0,05	0,09	0,27	0,07	0,64	0,11	0,02	0,15	0,16
$\Delta\rho^2$	0,15	-0,12	-0,07	0,01	-0,05	-0,09	0,08	-0,01	-0,11	-0,04	0,01
γ_{simi}	0,584	-0,121	0,008	-0,395	0,932	-0,397	0,383	0,178	0,056	0,880	0,636
γ_{zv}	0,247	-0,490	1,420	0,623	0,563	-1,435	0,261	0,801	0,051	0,311	1,111
$\Delta\gamma$	-0,34	-0,37	1,41	1,02	-0,37	-1,04	-0,12	0,62	-0,01	-0,57	0,47

Alle Werte gerundet.

$\rho_{simi/zv}^2$: durchschnittliche quadrierte Kohärenz im HF-Bereich für SIMI bzw. ZV, $\Delta\rho^2 = \rho_{zv}^2 - \rho_{simi}^2$,
 $\gamma_{simi/zv}$: durchschnittliche Phasenverschiebung im HF-Bereich von SIMI bzw. ZV, $\Delta\gamma = \gamma_{zv} - \gamma_{simi}$.

Der Mittelwert der durchschnittlichen quadrierten Kohärenz ρ^2 betrug nach Bestimmung der Zeitreihe mit SIMI $22\% \pm 14\%$, der durch ZV ermittelte Wert $19\% \pm 20\%$. Die mittlere Differenz betrug -2% . Die Abweichungsextreme lagen bei -12% bzw. 15% . Der Unterschied zwischen beiden Messverfahren war statistisch nicht signifikant ($p = 0,076$). Die mittlere Phasenverschiebung γ im interessierenden Frequenzbereich betrug für die SIMI-Zeitreihen $0,315 \pm 0,777$, diejenige der ZV-Zeitreihen $0,249 \pm 0,471$. Die beiden Messverfahren differierten im Mittel um $0,070$, wobei alle Abweichungen im Bereich von $-1,04$ bis $1,41$ zu finden waren. Es zeigte sich jedoch kein signifikanter Unterschied ($p = 0,774$). Weiterhin wurde für beide Verfahren überprüft, ob sich die gemessene Phasenverschiebung als signifikant erwies. Es stellte sich allerdings heraus, dass sich die durchschnittliche Phasenverschiebung statistisch nicht signifikant von 0 unterschied (SIMI: $p = 0,109$, ZV: $p = 0,209$).

Die niedrigen Werte der quadrierten Kohärenz ρ^2 legten nahe, dass Synchronizität zwischen Vibrissenbewegungen der beiden Seiten nicht bis allenfalls gering ausgeprägt war. Sowohl SIMI als auch ZV konnten diese Unterschiede eindrucksvoll belegen. Bezüglich der Phasenverschiebungen γ unterschieden sich beide Messverfahren nicht signifikant voneinander. Allerdings wiesen beide Messverfahren für diese Größe keinen Wert auf, der signifikant von 0 differierte.

5.3.3 Seitenvergleich

Bei der Analyse im Frequenzbereich fielen bei beiden Messverfahren deutliche Unterschiede zwischen der operierten rechten und der gesunden linken Seite auf. Diese Tatsache stand im Widerspruch zu anderen Untersuchungen (Guntinas-Lichius et al. 2005, Guntinas-Lichius et al. 2007, Sinis et al. 2009). Daher wurde der Frage nachgegangen, ob diese Abweichungen statistisch signifikant wären. Ein gepaarter t-Test wies, unabhängig von der verwendeten Messmethode, für die mittels Spektralanalyse bestimmten Hauptfrequenzen einen statistischen Unterschied nach (SIMI: $p < 0,001$, ZV: $p < 0,001$). Das gleiche Ergebnis zeigte sich beim Seitenvergleich der Verhältnisse der spektralen Massen im HF- und LF-Bereich (SIMI: $p < 0,001$, ZV: $p < 0,001$).

6 Diskussion

6.1 Bewertung der Ergebnisse

Ziel dieser Arbeit war es, die automatisierte Messmethode ZV mit der manuellen Messmethode SIMI zu vergleichen. Hinsichtlich der Voraussetzungen zur Videoanalyse unterschieden sich beide Verfahren in mehreren Gesichtspunkten. Für das Markieren der relevanten Bildpunkte mittels SIMI reichten die konventionellen Farbaufnahmen in der Regel aus. Eine Ausnahme bildete die Videosequenz von Tier 9. ZV berechnete aus den farbigen Aufnahmen nach einer internen Formel zunächst Intensitätswerte, wobei entweder alle Farbkanäle oder ein einzelner (rot, grün oder blau) zur Kalkulation herangezogen wurden. Dann wurden über den Programmalgorithmus Kanten und somit die Vibrissen detektiert. Die Bildqualität der Originalaufnahmen, insbesondere das Kontrastverhältnis zwischen dem schwarzen Hintergrund und den hellen Vibrissen, spielte hierfür eine entscheidende Rolle. Bei schlechten Belichtungsverhältnissen scheiterte ZV an der Erkennung. Dies konnte durch Anwenden eines kombinierten Kontrast- und Helligkeitsfilters entscheidend beeinflusst werden. Erst dadurch wurden die Videosequenzen mit ZV analysierbar. Die Erkennungsqualität von ZV fiel dann allerdings mit einer durchschnittlichen Misserfolgsquote von 9,6% relativ hoch aus. Diese Tatsache hatte jedoch keinen Einfluss auf das Ergebnis des Methodenvergleichs.

Ein weiterer charakteristischer Unterschied zwischen beiden Programmen bestand in der Zeit, die vom Benutzer für die Auswertung aufgewendet werden musste (SIMI: 25 min, ZV: 5 min). Allerdings erhöhte sich der zeitliche Aufwand bei ZV, wenn die Ratte ihren Kopf zu stark bewegte: Entfernte sich der Kopf nämlich im darauffolgenden Videobild zu weit von seiner aktuellen Position, forderte ZV den Benutzer auf, die Kopfposition neu zu markieren (s. Kap. 4.4). Dieser Nachteil ließe sich allerdings durch eine höhere Samplingfrequenz kompensieren. Da die zeitliche Differenz zwischen zwei Videoframes dadurch verringert würde, reduzierte sich auch das Bewegungsausmaß des Kopfes zwischen diesen Bildern und eine erneute manuelle Bestimmung der Kopfposition würde unwahrscheinlicher. Nach Meinung des Verfassers sollte bereits eine Verdopplung der

Samplingfrequenz auf 200 Frames pro Sekunde ausreichen. Der zeitliche Aufwand für den Benutzer sollte dann nur in geringem Maße durch die Länge der Videosequenz beeinflusst werden. Der Verfasser schätzt, dass auch eine 10-sekündige Sequenz bei 200 Frames pro Sekunde den Auswerter nicht länger als 6 min beanspruchen würde. Weil durch ZV lange Videosequenzen effizient ausgewertet werden könnten, würde eine umfassendere Analyse der Vibrissenbewegungen möglich.

Trotz der vorbeschriebenen Mängel hinsichtlich der Bildqualität zeigten sich zusammenfassend folgende Ergebnisse im Vergleich beider Messmethoden. Für die kinematischen Parameter maximale Amplitude, Pro- und Retraktionsgeschwindigkeit sowie Pro- und Retraktionsbeschleunigung wurden zunächst statistisch signifikante Unterschiede zwischen beiden Messverfahren nachgewiesen. Zumindest für die Amplituden konnte aber keine relevante positive Korrelation mit dem Erkennungserfolg von ZV gefunden werden. Daher wurden die ZV-Rohdaten mit einem gleitenden Durchschnitt geglättet. Die gleiche Absicht verfolgten beispielsweise auch Perkon et al. (2011) durch Anwendung eines Savitzky-Golay-Filters (Savitzky und Golay 1964). Alternativ wäre auch eine abschnittsweise Interpolation der Zeitreihe (z.B. mit Hilfe eines Polynoms 5. Grades) möglich gewesen. Nach Anwendung des gleitenden Durchschnitts konnten für die kinematischen Parameter mit Ausnahme der mittleren Protraktionsbeschleunigung keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Bestimmungsverfahren SIMI und ZV* nachgewiesen werden. Bei der mittleren Protraktionsbeschleunigung auf der linken Seite verblieb der Unterschied der Mittelwerte von $-2287^\circ/s^2$ statistisch signifikant. Die nachgewiesene Effektgröße war allerdings gering: *Cohen's d* betrug 0,2, die relative Differenz der Mittelwerte betrug 9% des SIMI-Werts. Zudem blieb der Effekt auf die mittlere Protraktionsbeschleunigung beschränkt. Für die 10. Perzentilen als Schätzer der maximalen Protraktionsbeschleunigung konnten nämlich keine statistisch signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden. Es darf argumentiert werden, dass diese Differenz aufgrund ihres Betrags ($< 10\%$) wenig relevant war, solange sich beide Messverfahren nicht hinsichtlich der Seitenrelation unterschieden.

Für den wichtigsten Parameter – die maximale Amplitude – wurde zusätzlich ein zweiseitiger Äquivalenztest durchgeführt, der bestätigte, dass nach Glättung ZV* und SIMI für diesen Parameter äquivalente Messverfahren darstellten. Die zusätzlichen linearen Regressionsanalysen, die eine sehr gute Korrelation der Messverfahren SIMI und ZV* nachwiesen, zeigten für den Geradenanstieg β Werte von 0,93 bis 1,08. Lediglich bei den rechtsseitigen Amplituden stach $\beta = 0,84$ heraus. Nach genauer Analyse der einzelnen Videosequenzen wurde dies auf $\beta = 0,91$ korrigiert. Zusätzlich muss darauf hingewiesen

werden, dass bei den kleinen absoluten Messwerten bereits kleine absolute Differenzen zu großen relativen Abweichungen führten. Dies schlug sich in gleicher Weise im Anstieg der Regressionsgeraden nieder. Die ausführlichen Bild-für-Bild-Analysen deckten zusätzlich auf, dass mit SIMI das Bewegungsausmaß des Rattenkopfes bei einer kombinierten Lateroflexions- und Rotationsbewegung unterschätzt wurde. Die bislang präsentierten Ergebnisse lassen die Schlussfolgerung zu, dass ZV bei ausreichender Bildqualität ein im Vergleich zu SIMI äquivalentes Verfahren zur Vibrissenerfassung ist, das sich durch eine geringere Lateroflexions-Rotations-Anfälligkeit auszeichnet.

Für die Analysen im Frequenzbereich war eine Glättung der ZV-Rohwinkel nicht nötig. Beide Verfahren unterschieden sich hinsichtlich Hauptfrequenz, Kohärenz und Phasenunterschied nicht signifikant voneinander. Auch das Verhältnis der spektralen Massen im HF- und LF-Bereich zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Verfahren. Übereinstimmend mit den Beobachtungen von SIMI registrierte ZV einen signifikanten Unterschied zwischen den Hauptfrequenzen der beiden Seiten (ZV: links $6,14 \text{ Hz} \pm 1,50 \text{ Hz}$, rechts $0,41 \text{ Hz} \pm 0,49 \text{ Hz}$, $p < 0,001$). Ebenfalls als signifikant unterschiedlich stellte sich das Verhältnis der spektralen Massen im HF- und LF-Bereich $r = \frac{HF}{LF}$ auf beiden Seiten heraus (ZV: links $1,846 \pm 1,107$, rechts $0,203 \pm 0,161$, $p < 0,001$). Die Synchronizität zwischen den Vibrissenbewegungen beider Seiten war in Übereinstimmung mit den Beobachtungen des Frequenzspektrums nicht bis allenfalls gering ausgeprägt, was anhand der quadrierten Kohärenz ρ^2 im HF-Frequenzbereich geschätzt wurde (ZV: $19\% \pm 20\%$). Ab 50% kann in Analogie zum Korrelationskoeffizienten von einer moderaten Synchronizität gesprochen werden. Eine signifikante Phasenverschiebung zwischen den Zeitreihen der beiden Seiten ließ sich nicht nachweisen.

Tabelle 8: Ergebnisvergleich

Publikation	Guntinas-Lichius et al. (2005)	Guntinas-Lichius et al. (2007)	SIMI	ZV*
gesund				
φ [°]	50 ± 15	57 ± 13	68 ± 9	70 ± 8
ω_{prot} [°/s]	530 ± 330	1238 ± 503	495 ± 114	489 ± 125
α_{prot} [°/s ²]	19293 ± 13514	–	26778 ± 9899	29064 ± 10100
f [Hz]	$6,4 \pm 1,1$	$7,0 \pm 0,8$	$5,3 \pm 1,1$	$6,1 \pm 1,5$
operiert				
φ [°]	19 ± 6	– ¹	28 ± 12	25 ± 10
ω_{prot} [°/s]	135 ± 54	– ¹	88 ± 27	83 ± 29
α_{prot} [°/s ²]	2485 ± 792	– ¹	4957 ± 935	5084 ± 1664
f [Hz]	$6,3 \pm 0,5$	– ¹	$0,45 \pm 0,47$	$0,41 \pm 0,49$

Alle Werte gerundet. ¹ Werte aus Guntinas-Lichius et al. (2005) übernommen

Tab. 8 stellt die Ergebnisse dieser Arbeit denjenigen ausgewählter Veröffentlichungen gegenüber. Größenordnungsmäßig stimmten fast alle Parameter gut miteinander überein. Allerdings fiel auf, dass die durch SIMI und ZV* berechneten Amplituden um ca. 10-20° größer ausfielen als ihre Vergleichswerte. Höchstwahrscheinlich waren diese Abweichungen durch biologische Variabilität bedingt, weil SIMI und ZV* als zwei äquivalente Messverfahren zum gleichen Ergebnis gelangten. Erhebliche Diskrepanzen wiesen zudem die Frequenzen der operierten Seiten auf: Bei diesen Werten unterschieden sich sowohl SIMI als auch ZV* deutlich von den Werten, die Guntinas-Lichius und Kollegen (2005) publizierten. Der nachgewiesene Seitenunterschied war bei beiden Messverfahren signifikant. Eine Erklärungsmöglichkeit wäre, dass – wie in Kap. 5.3.1 beschrieben – nur Videosequenzen mit sehr gut erkennbaren Extrema ausgewählt und danach ausgewertet worden waren. Abschnitte mit schlecht erkennbaren Extrema auf der operierten Seite, die manuell nicht auszuwerten waren, könnten unter Verweis auf die Bedingung aktiven Explorationsverhaltens von der Auswertung ausgeschlossen worden sein. Möglicherweise spielte auch das in Kap. 5.3.1 beschriebene Problem der periodischen Frequenzbestimmung durch Auszählen der Extrema eine Rolle. Scheinperiodizitäten könnten als Hauptfrequenzen fehlinterpretiert worden sein. Auch Heaton et al. (2013) gelang es nicht, das von der Arbeitsgruppe um Guntinas-Lichius nachgewiesene Frequenzverhalten auf der operierten Seite nachzuweisen. Da sowohl SIMI als auch ZV* zum gleichen Ergebnis gelangten, darf die Schlussfolgerung gezogen werden, dass die nachgewiesenen signifikanten Unterschiede zwischen operierter und gesunder Seite im Frequenzbereich valide waren.

Die in dieser Arbeit verwendeten Methoden der Zeitreihenanalyse objektivierten die Bestimmung der Hauptfrequenzen und stellten eine Alternative zum Auszählen der Hauptfrequenzen dar. Weil Ratten die Vibrissenbewegungen im Frequenzbereich von 5 Hz bis 25 Hz variieren können (Berg und Kleinfeld 2003, Hill et al. 2008), charakterisiert nach Meinung des Verfassers eine einzelne Frequenz das Bewegungsverhalten der Vibrissen eines Tieres nur unzureichend. Daher wurde das Verhältnis der spektralen Massen von HF- und LF-Bereich als alternativer Parameter vorgeschlagen, ein auf das *Nervus-facialis-Modell* bisher nicht angewendeter Ansatz. Während die Amplitude ein geeignetes Maß für die Beschreibung des Bewegungsumfangs darstellt, können mittels Winkelgeschwindigkeit und -beschleunigung Aussagen über die funktionelle Qualität der Vibrissenbewegung formuliert werden, die aber unilateral beschränkt bleiben müssen. Durch eingehende Analyse der Zeitreihen im Frequenzbereich lassen sich Rückschlüsse auf Synchronizität und Phasenbeziehung ziehen und damit auf die bilaterale Koordination der Vibrissenbewegungen. Der Erfolg peripherer Nervenregeneration in Bezug auf

diese bilaterale physiologische Qualität der Vibrissenbewegungen wurde nach Kenntnisstand des Verfassers bislang nicht quantitativ untersucht. Lediglich Heaton et al. (2013) führten eine kurze Frequenzanalyse durch, beschrieben ihre Ergebnisse allerdings nur qualitativ.

6.2 Einordnung der Messmethode und Ansätze für weitere Forschung

An dieser Stelle empfiehlt es sich, eine Einordnung von ZV in die Vielfalt der bereits vorhandenen zweidimensionalen Messverfahren vorzunehmen. Bei der Kopferkennung näherte ZV den Kopf als Dreieck an, woraus die Orientierung des Kopfes berechnet wurde. Im Gegensatz dazu benutzten Knutsen et al. (2005) eine in den Augen des Tiers reflektierte Lichtquelle und berechneten – analog zur Vorgehensweise mit SIMI – die Kopforientierung. Voigts et al. (2008) bestimmten über die Kopfkontur die Kopfausrichtung, nachdem per Mausclick die Nasenspitze der Ratte erfasst wurde. Einen ähnlichen Ansatz verfolgten Ritt et al. (2008), indem sie die Kontur nicht komplett, sondern nur in unmittelbarer Nähe der Vibrissenbasis bestimmten und ihre relativen Angaben darauf bezogen. Auch bei dieser Vorgehensweise musste zunächst die interessierende Bildregion manuell ausgewählt werden. Lediglich Perkon et al. (2011) automatisierten die Kopfkonturerkennung vollständig, sodass ein manuelles Eingreifen überflüssig wurde. Als Alternative dazu fixierten andere Arbeitsgruppen das Versuchstier am Kopf (Venkatraman et al. 2009, O'Connor et al. 2010, Clack et al. 2012).

Wichtige Unterschiede bestanden in der Erfassung der Vibrissen. Während ZV die eigentlich parabolisch gekrümmten Vibrissen als Halbgeraden interpoliert, beschrieben andere Programme den Winkel kurzer linearer Segmente, die in variabler Entfernung entlang des Vibrissenschaftes definiert werden konnten (Ritt et al. 2008, Perkon et al. 2011). Eine weitere Erfassungsmöglichkeit bestand darin, den gesamten Vibrissenverlauf mit Hilfe von dritt- bzw. fünftgradigen Polynomen zu beschreiben (Knutsen et al. 2005, Voigts et al. 2008, O'Connor et al. 2010, Clack et al. 2012), wodurch eine Analyse der Krümmungseigenschaften einer Vibrisse und ihrer Veränderungen, z.B. bei einem Objektkontakt, ermöglicht wurde. Durch Kenntnis dieser Werte konnte auf dabei wirkende Kräfte und Impulse rückgeschlossen werden. Eine derartig aufwendige Betrachtungsweise war zwar beim geplanten Einsatz von ZV im Bereich der Nervenregenerationsforschung aktuell nicht nötig, könnte aber zur Beantwortung weiterer interessanter Fragestellungen beitragen, beispielsweise wie erfolgreich operierte Tiere unterschiedliche Oberflä-

chenstrukturen über ihr Vibrissensystem erkennen können. Über die Krümmungsanalyse wäre gleichzeitig eine Untersuchung möglich, ob auf der operierten Seite andere Kräfte an der Vibrissenbasis wirken und diese zu veränderten sensorischen Inputs führen.

Ein weiterer grundlegender Unterschied betraf den Beleuchtungsmodus. Fast alle Forschergruppen, die die Vibrissenerfassung automatisierten, benutzten eine Infrarotdurchlichtbeleuchtung. Einzige Ausnahme bildete das Online-Analyseverfahren von Venkatraman et al. (2009), bei dem ein Vibrissenmarker aus Schaumstoff eingesetzt wurde, um die Auswirkungen einer kortikalen Mikrostimulation auf die Vibrissenbewegung bereits während der Manipulation erkennen zu können. Für den Zweck einer nachträglichen Offline-Analyse, wie sie durch ZV realisiert wird, bietet sich aber eine Hintergrundbeleuchtung über ein Durchlichtverfahren an. Diese Verfahrensweise wird erst durch Einsatz von ZV ermöglicht, da SIMI die Erkennbarkeit der Augen voraussetzte. Die Anwendung der Hintergrundbeleuchtung unterstützt ZV bereits durch einen intern eingebauten Schalter. Durch den Einsatz infraroten Lichts, das für die Ratten nicht wahrnehmbar ist, werden visuelle Störeinflüsse bei den ohnehin schlecht sehenden Tieren eliminiert, denn eine räumliche Orientierung ohne visuelle Wahrnehmung ist für diese Tiere ohne weiteres möglich (Vincent 1912). Nach Meinung des Verfassers könnte durch Anwendung einer solchen Infrarotbeleuchtung des Hintergrunds die Bildqualität der Videoaufnahmen entscheidend verbessert werden. Celikel und Sakmann (2007) beschrieben eine Plattform aus Plexiglas, die von der Unterseite beleuchtet wird. Ein Opalglasdiffusor vor der Lichtquelle sorgt für eine gleichmäßige Ausleuchtung der Plattform.

Die automatisierte Messmethode ZV* ist ein vielversprechendes Werkzeug zur zweidimensionalen Analyse von Vibrissenbewegungen bei Ratten. Zusammen mit den beschriebenen Methoden zur Zeitreihenanalyse eignet sich dieses Programm für die weitere Forschung am *Nervus-facialis-Modell*. Durch die leicht zu berechnenden Parameter der Kinematik und Spektralanalyse lässt sich nicht nur der Bewegungsumfang im Innervationsgebiet des operierten Nervs erfassen, sondern auch die Regeneration eines physiologischen Bewegungsverhaltens auf dieser Seite. So lässt sich der Nervenregenerationserfolg in zukünftigen Studien differenzierter betrachten. Darüber hinaus reduziert sich durch die Anwendung von ZV der zeitliche Anteil menschlicher Arbeitskraft auf ein Fünftel im Vergleich zu SIMI. Die bereits in Kap. 6.1 beschriebene Verdopplung der Videosamplingfrequenz von 200 Frames pro Sekunde erhöht nicht nur die Zuverlässigkeit der Kopferfassung, sondern gleichzeitig auch das Auflösungsvermögen der Spektralanalysen. So würden auch kleinere Frequenzunterschiede zuverlässiger diskriminierbar (Schlittgen und Streitberg 2001).

7 Schlussfolgerungen

Zusammenfassend konnte gezeigt werden, dass die automatisierte Vibrissenerfassung mit dem Programm ZWEIVIBRISSEN ein der manuellen Vibrissenerfassung mit SIMI äquivalentes Verfahren darstellt. Als besonderer Vorteil ist der auf ein Fünftel reduzierte zeitliche Aufwand des Benutzers (5 min) anzuführen. Weiterhin zeichnete sich ZV durch eine geringere Anfälligkeit gegenüber kombinierten Lateroflexions-Rotations-Bewegungen des Kopfes aus. Allerdings hing der Erkennungserfolg in hohem Maße von der Bildqualität ab, die durch eine Änderung der Beleuchtungsverhältnisse entscheidend verbessert werden könnte.

Durch die angeschlossenen Analysen im Frequenzbereich wurden erstmals eingehende Untersuchungen bezüglich der Rhythmizität und Synchronizität der Vibrissenbewegungen am *Nervus-facialis-Modell* möglich. So konnte gezeigt werden, dass sich operierte und gesunde Seite in der Hauptfrequenz signifikant unterschieden. Auf der operierten Seite konnte die physiologisch vorherrschende Aktivität im Frequenzbereich von ca. 6-10 Hz nicht nachgewiesen werden. Erstmals wurde festgestellt, dass die Synchronizität der Vibrissenbewegungen zwischen operierter und gesunder Seite allenfalls gering ausgeprägt war.

Die mit Hilfe von ZV gewonnenen Erkenntnisse liefern einen wichtigen Beitrag zur Nervenregenerationsforschung am *Nervus-facialis-Modell*. Durch die automatisierte Auswertung kinematischer und frequenzbezogener Messgrößen kann die Arbeit an zukünftigen Studien entscheidend erleichtert werden.

8 Literaturverzeichnis

- Allodi I, Udina E, Navarro X. 2012. Specificity of peripheral nerve regeneration: interactions at the axon level. *Prog Neurobiol*, 98(1):16–37.
- Angelov DN, Ceynowa M, Guntinas-Lichius O, Streppel M, Grosheva M, Kiryakova SI, Skouras E, Maegele M, Irintchev A, Neiss WF, Sinis N, Alvanou A, Dunlop SA. 2007. Mechanical stimulation of paralyzed vibrissal muscles following facial nerve injury in adult rat promotes full recovery of whisking. *Neurobiol Dis*, 26(1):229–242.
- Angius D, Wang H, Spinner RJ, Gutierrez-Cotto Y, Yaszemski MJ, Windebank AJ. 2012. A systematic review of animal models used to study nerve regeneration in tissue-engineered scaffolds. *Biomaterials*, 33(32):8034–8039.
- Berg RW, Kleinfeld D. 2003. Rhythmic whisking by rat: retraction as well as protraction of the vibrissae is under active muscular control. *J Neurophysiol*, 89(1):104–117.
- Bermejo R, Houben D, Zeigler HP. 1998. Optoelectronic monitoring of individual whisker movements in rats. *J Neurosci Methods*, 83(2):89–96.
- Birdwell JA, Solomon JH, Thajchayapong M, Taylor MA, Cheely M, Towal RB, Conradt J, Hartmann MJ. 2007. Biomechanical models for radial distance determination by the rat vibrissal system. *J Neurophysiol*, 98(4):2439–2455.
- Bosman LW, Houweling AR, Owens CB, Tanke N, Shevchouk OT, Rahmati N, Teunissen WH, Ju C, Gong W, Koekkoek SK, De Zeeuw CI. 2011. Anatomical pathways involved in generating and sensing rhythmic whisker movements. *Front Integr Neurosci*, 5:53–53.
- Brecht M, Grinevich V, Jin TE, Margrie T, Osten P. 2006. Cellular mechanisms of motor control in the vibrissal system. *Pflugers Arch*, 453(3):269–281.
- Carvell GE, Miller SA, Simons DJ. 1996. The relationship of vibrissal motor cortex unit activity to whisking in the awake rat. *Somatosens Mot Res*, 13(2):115–127.

- Carvell GE, Simons DJ. 1990. Biometric analyses of vibrissal tactile discrimination in the rat. *J Neurosci*, 10(8):2638–2648.
- Celikel T, Sakmann B. 2007. Sensory integration across space and in time for decision making in the somatosensory system of rodents. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 104(4):1395–1400.
- Clack NG, O'Connor DH, Huber D, Petreanu L, Hires A, Peron S, Svoboda K, Myers EW. 2012. Automated tracking of whiskers in videos of head fixed rodents. *PLoS Comput Biol*, 8(7).
- Diamond ME. 2010. Texture sensation through the fingertips and the whiskers. *Curr Opin Neurobiol*, 20(3):319–327.
- Dörfl J. 1982. The musculature of the mystacial vibrissae of the white mouse. *J Anat*, 135(Pt 1):147–154.
- Gao P, Hattox AM, Jones LM, Keller A, Zeigler HP. 2003. Whisker motor cortex ablation and whisker movement patterns. *Somatosens Mot Res*, 20(3-4):191–198.
- Guntinas-Lichius O, Hundeshagen G, Paling T, Streppel M, Grosheva M, Irintchev A, Skouras E, Alvanou A, Angelova SK, Kuerten S, Sinis N, Dunlop SA, Angelov DN. 2007. Manual stimulation of facial muscles improves functional recovery after hypoglossal-facial anastomosis and interpositional nerve grafting of the facial nerve in adult rats. *Neurobiol Dis*, 28(1):101–112.
- Guntinas-Lichius O, Irintchev A, Streppel M, Lenzen M, Grosheva M, Wewetzer K, Neiss WF, Angelov DN. 2005. Factors limiting motor recovery after facial nerve transection in the rat: combined structural and functional analyses. *Eur J Neurosci*, 21(2):391–402.
- Haidarliu S, Simony E, Golomb D, Ahissar E. 2010. Muscle architecture in the mystacial pad of the rat. *Anat Rec (Hoboken)*, 293(7):1192–1206.
- Haidarliu S, Simony E, Golomb D, Ahissar E. 2011. Collagenous skeleton of the rat mystacial pad. *Anat Rec (Hoboken)*, 294(5):764–773.
- Hartmann MJ. 2011. A night in the life of a rat: vibrissal mechanics and tactile exploration. *Ann N Y Acad Sci*, 1225:110–118.

- Harvey MA, Bermejo R, Zeigler HP. 2001. Discriminative whisking in the head-fixed rat: optoelectronic monitoring during tactile detection and discrimination tasks. *Somatosens Mot Res*, 18(3):211–222.
- Hattox A, Li Y, Keller A. 2003. Serotonin regulates rhythmic whisking. *Neuron*, 39(2):343–352.
- Heaton J, Knox C, Malo J, Kobler J, Hadlock T. 2013. A System for Delivering Mechanical Stimulation and Robot-Assisted Therapy to the Rat Whisker Pad during Facial Nerve Regeneration. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, PP(99):1–11. Abgerufen am 08.08.2013, ePub ahead of print.
- Henneberg B. 1915. Die Verbreitung der Sinushaare bei den Säugern und die Sinushaarreste beim Menschen. *Anatomische Hefte*, 52(1):145–180.
- Hill DN, Bermejo R, Zeigler HP, Kleinfeld D. 2008. Biomechanics of the vibrissa motor plant in rat: rhythmic whisking consists of triphasic neuromuscular activity. *J Neurosci*, 28(13):3438–3455.
- Höke A. 2006. Mechanisms of Disease: what factors limit the success of peripheral nerve regeneration in humans? *Nat Clin Pract Neurol*, 2(8):448–454.
- Irintchev A. 2011. Potentials and limitations of peripheral nerve injury models in rodents with particular reference to the femoral nerve. *Ann Anat*, 193(4):276–285.
- Jadhav SP, Feldman DE. 2010. Texture coding in the whisker system. *Curr Opin Neurobiol*, 20(3):313–318.
- Jones LM, Lee S, Trageser JC, Simons DJ, Keller A. 2004. Precise temporal responses in whisker trigeminal neurons. *J Neurophysiol*, 92(1):665–668.
- Kleinfeld D, Berg RW, O’Connor SM. 1999. Anatomical loops and their electrical dynamics in relation to whisking by rat. *Somatosens Mot Res*, 16(2):69–88.
- Knutsen PM, Biess A, Ahissar E. 2008. Vibrissal kinematics in 3D: tight coupling of azimuth, elevation, and torsion across different whisking modes. *Neuron*, 59(1):35–42.
- Knutsen PM, Derdikman D, Ahissar E. 2005. Tracking whisker and head movements in unrestrained behaving rodents. *J Neurophysiol*, 93(4):2294–2301.

- Lottem E, Azouz R. 2009. Mechanisms of tactile information transmission through whisker vibrations. *J Neurosci*, 29(37):11686–11697.
- Mehta SB, Whitmer D, Figueroa R, Williams BA, Kleinfeld D. 2007. Active spatial perception in the vibrissa scanning sensorimotor system. *PLoS Biol*, 5(2).
- Mitchinson B, Martin CJ, Grant RA, Prescott TJ. 2007. Feedback control in active sensing: rat exploratory whisking is modulated by environmental contact. *Proc Biol Sci*, 274(1613):1035–1041.
- Moran LB, Graeber MB. 2004. The facial nerve axotomy model. *Brain Res Brain Res Rev*, 44(2-3):154–178.
- O'Connor DH, Clack NG, Huber D, Komiyama T, Myers EW, Svoboda K. 2010. Vibrissa-based object localization in head-fixed mice. *J Neurosci*, 30(5):1947–1967.
- Papula L. 2011a. *Mathematik für Ingenieure und Naturwissenschaftler Band 2: Ein Lehr- und Arbeitsbuch für das Grundstudium, Bd 2. 12te Aufl.* Braunschweig/Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag.
- Papula L. 2011b. *Mathematik für Ingenieure und Naturwissenschaftler Band 3: Vektoranalysis, Wahrscheinlichkeitsrechnung, mathematische Statistik, Fehler- und Ausgleichsrechnung, Bd 3. 6te Aufl.* Braunschweig/Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag.
- Perkon I, Kosir A, Itskov PM, Tasic J, Diamond ME. 2011. Unsupervised quantification of whisking and head movement in freely moving rodents. *J Neurophysiol*, 105(4):1950–1962.
- Quist BW, Hartmann MJ. 2012. Mechanical signals at the base of a rat vibrissa: the effect of intrinsic vibrissa curvature and implications for tactile exploration. *J Neurophysiol*, 107(9):2298–2312.
- Raslan A, Ernst P, Werle M, Thieme H, Szameit K, Finkensieper M, Guntinas-Lichius O, Irintchev A. 2013. Reduced cholinergic and glutamatergic synaptic input to regenerated motoneurons after facial nerve repair in rats: potential implications for recovery of motor function. *Brain Struct Funct*.
- Ritt JT, Andermann ML, Moore CI. 2008. Embodied information processing: vibrissa mechanics and texture features shape micromotions in actively sensing rats. *Neuron*, 57(4):599–613.

- Roy S, Bryant JL, Cao Y, Heck DH. 2011. High-precision, three-dimensional tracking of mouse whisker movements with optical motion capture technology. *Front Behav Neurosci*, 5:27–27.
- Savitzky A, Golay M. 1964. Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures. *Analytical Chemistry*, 36(8):1627–1639.
- Schlittgen R. 2012. *Angewandte Zeitreihenanalyse mit R. Lehr- und Handbücher der Statistik*. München/Wien: Oldenbourg Wissenschaftsverlag GmbH.
- Schlittgen R, Streitberg B. 2001. *Zeitreihenanalyse. 9te Aufl. Lehr- und Handbücher der Statistik*. München/Wien: Oldenbourg Wissenschaftsverlag GmbH.
- Schumacher M, Schulgen G. 2007. *Methodik klinischer Studien. Methodische Grundlagen der Planung, Durchführung und Auswertung. Zweite Aufl.* Berlin: Springer.
- Semba K, Komisaruk BR. 1984. Neural substrates of two different rhythmical vibrissal movements in the rat. *Neuroscience*, 12(3):761–774.
- Sinis N, Horn F, Genchev B, Skouras E, Merkel D, Angelova SK, Kaidoglou K, Michael J, Pavlov S, Igelmund P, Schaller HE, Irintchev A, Dunlop SA, Angelov DN. 2009. Electrical stimulation of paralyzed vibrissal muscles reduces endplate reinnervation and does not promote motor recovery after facial nerve repair in rats. *Ann Anat*, 191(4):356–370.
- Skouras E, Ozsoy U, Sarikcioglu L, Angelov DN. 2011. Intrinsic and therapeutic factors determining the recovery of motor function after peripheral nerve transection. *Ann Anat*, 193(4):286–303.
- Tomov TL, Guntinas-Lichius O, Grosheva M, Streppel M, Schraermeyer U, Neiss WF, Angelov DN. 2002. An example of neural plasticity evoked by putative behavioral demand and early use of vibrissal hairs after facial nerve transection. *Exp Neurol*, 178(2):207–218.
- Valls-Sole J, Castillo CD, Casanova-Molla J, Costa J. 2011. Clinical consequences of reinnervation disorders after focal peripheral nerve lesions. *Clin Neurophysiol*, 122(2):219–228.
- Venkatraman S, Elkabany K, Long JD, Yao Y, Carmena JM. 2009. A system for neural recording and closed-loop intracortical microstimulation in awake rodents. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 56(1):15–22.

- Vincent SB. 1912. The Function of the Vibrissae in the Behavior of the White Rat. *Animal Behavior Monographs*, 1(5):1–85. Abgerufen von <http://www.lib.uchicago.edu/pip.php?/pres/2006/pres2006-0225.pdf> am 08.08.2013.
- Vincent SB. 1913. The tactile hair of the white rat. *The Journal of Comparative Neurology*, 23(1):1–34.
- Voigts J, Sakmann B, Celikel T. 2008. Unsupervised whisker tracking in unrestrained behaving animals. *J Neurophysiol*, 100(1):504–515.
- Volk GF, Klingner C, Finkensieper M, Witte OW, Guntinas-Lichius O. 2013. Prognostication of recovery time after acute peripheral facial palsy: a prospective cohort study. *BMJ Open*, 3(6).

9 Anhang

9.1 Berechnungen zur Fehlerschätzung

9.1.1 Fehlerschätzung der Kopfachse

Bei der manuellen Vibrissenerfassung mittels SIMI werden zur Berechnung der Kopfachse die *Angula oculi medialis* der Ratten markiert, die den Richtungsvektor \vec{v} aufspannen. Über das Skalarprodukt mit dem Einheitsvektor \vec{e}_x = der x-Achse kann der Winkel γ zwischen diesem Vektor und der x-Achse bestimmt werden:

$$\gamma = \arccos \frac{\vec{v} \cdot \vec{e}_x}{v \cdot e_x} = \arccos \frac{x_v x_{e_x} + y_v y_{e_x}}{\sqrt{x_v^2 + y_v^2}} = \arccos z \quad (9.1)$$

Dabei bezeichnen x_v , x_{e_x} , y_v und y_{e_x} die x- bzw. y-Koordinaten des Richtungs- oder Einheitsvektors. Während der Auswertung wurde festgestellt, dass gewöhnlich eine Markierung dieser Punkte mit einer Toleranzgrenze von ± 2 Pixeln möglich war. Nach dem Gauß'schen Fehlerfortpflanzungsgesetz lässt sich die Auswirkung dieses Fehlers auf den Winkel γ bestimmen. Es gilt mit $x_{e_x} = 1$ und $y_{e_x} = 0$:

$$z = \frac{x_v x_{e_x} + y_v y_{e_x}}{\sqrt{x_v^2 + y_v^2}} = \frac{x_v}{\sqrt{x_v^2 + y_v^2}} \quad (9.2)$$

Für die Unsicherheit $\Delta\gamma$ gilt:

$$\Delta\gamma = \sqrt{\left[\frac{\partial\gamma}{\partial z} \left(\frac{\partial z}{\partial x_v} \right) \Delta x_v \right]^2 + \left[\frac{\partial\gamma}{\partial z} \left(\frac{\partial z}{\partial y_v} \right) \Delta y_v \right]^2} \quad (9.3)$$

mit

$$\begin{aligned} \frac{\partial\gamma}{\partial z} &= \frac{-1}{\sqrt{1-z^2}} \\ \frac{\partial z}{\partial x_v} &= \frac{\sqrt{x_v^2 + y_v^2} - 2x_v^2(x_v^2 + y_v^2)^{-0,5}}{x_v^2 + y_v^2} \end{aligned}$$

$$\frac{\partial z}{\partial y_v} = \frac{2x_v y_v}{(x_v^2 + y_v^2)^{1,5}}$$

Anhand einer typischen Videosequenz wurden folgende Werte ermittelt: $x_v = 3$, $y_v = 35$, $\Delta x = \Delta y = 2$. Daraus ergab sich die Unsicherheit:

$$\Delta\gamma = 0,057 \text{ rad} \simeq 3,3^\circ \quad (9.4)$$

9.1.2 Die Sekanten-Tangenten-Abweichung

Je schwächer sich eine Vibrisse vom Hintergrund unterscheidet, umso kürzer ist im Regelfall die erkennbare Länge ihres Schafts. Während das menschliche Auge den Vibrissenverlauf dann unbewusst extrapolieren kann, gelingt dies ZV nicht. Im Extremfall kann der Vibrissenwinkel dann nur quasi-tangential an der Vibrissenbasis und nicht wie üblich als interpolierte Halbgerade bzw. Sekante bestimmt werden. Für eine typische Vibrisse wurde diese Abweichung berechnet. Ihr Verlauf wurde über 50 Videobilder verfolgt, wobei jedem Bild ein zweidimensionales kartesisches Koordinatensystem so einbeschrieben wurde, dass die Tangente an der Vibrissenbasis parallel zur Abszisse verlief. Nach Quist und Hartmann (2012) wurde die Krümmung der Vibrisse über eine quadratische Funktion der Form $f(x) = ax^2$ beschrieben. Der Krümmungsparameter a betrug im Mittel $3,2 \cdot 10^{-3}$ pro Pixel. Die Vibrisse war durchschnittlich im Intervall von $0 \leq x \leq 38$ Pixel definiert. Aus diesen Werten folgte eine durchschnittliche Abweichung von $7,04^\circ$ im Vergleich zur Tangente an den Koordinatenursprung.

9.2 Retraktionsgeschwindigkeit

Für den Vergleich der Retraktionsgeschwindigkeiten ω_r wurde die gleiche Vorgehensweise wie für die Protraktionsgeschwindigkeit ω_p angewendet (s. Kap. 5.2.2) und die Ergebnisse analog in Form der Tab. 9 aufgelistet. Abb. 15 veranschaulicht den Vergleich zwischen den Messergebnissen von SIMI und ZV.

Die Differenzen $\Delta\bar{\omega}$ zwischen den von SIMI und ZV bestimmten Werten lagen auf der linken Seite zwischen $-297^\circ/\text{s}$ und $232^\circ/\text{s}$, obwohl sich die Mittelwerte der mittleren Retraktionsgeschwindigkeiten nur um $\Delta\bar{\omega} = 7^\circ/\text{s}$ bzw. 1% unterschieden ($\bar{\omega}_{simi} = 709^\circ/\text{s} \pm 185^\circ/\text{s}$, $\bar{\omega}_{zv} = 702^\circ/\text{s} \pm 231^\circ/\text{s}$). Trotz der teilweise sehr hohen Einzelabweichungen lieferte der gepaarte t-Test keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,826$).

Tabelle 9: Mittlere Retraktionsgeschwindigkeit

Tier		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
linke Seite:															
$\bar{\omega}_{simi}$	[°/s]	635	486	805	714	356	759	775	592	715	672	1138	891	606	782
$\bar{\omega}_{zv}$	[°/s]	573	550	725	417	451	716	747	615	678	729	1370	927	660	669
$\Delta\bar{\omega}$	[°/s]	-62	64	-80	-297	95	-43	-28	22	-37	57	232	35	53	-113
$\bar{\omega}_{zv}^*$	[°/s]	728	457	918	605	348	813	779	640	699	699	1237	1023	604	794
$\Delta\bar{\omega}_{zv}^*$	[°/s]	94	-29	114	-109	-8	54	4	48	-16	28	99	132	-2	12
rechte Seite:															
$\bar{\omega}_{simi}$	[°/s]	92	46	76	86	107	84	86	78	92	126	73	131	111	99
$\bar{\omega}_{zv}$	[°/s]	129	166	110	105	136	109	100	92	113	123	91	161	99	240
$\Delta\bar{\omega}$	[°/s]	38	120	33	20	29	26	14	14	20	-4	19	29	-12	141
$\bar{\omega}_{zv}^*$	[°/s]	87	97	83	82	108	69	82	77	80	102	64	126	78	157
$\Delta\bar{\omega}_{zv}^*$	[°/s]	-5	50	7	-3	1	-14	-4	-1	-12	-24	-9	-5	-33	58
Seitenrelation:															
r_{simi}	[%]	14	10	9	12	30	11	11	13	13	19	6	15	18	13
r_{zv}	[%]	23	30	15	25	30	15	13	15	17	17	7	17	15	36
r_{zv}^*	[%]	12	21	9	14	31	9	11	12	11	15	5	12	13	20

Alle Werte gerundet.

$\bar{\omega}_{simi/zv}$: mittlere Retraktionsgeschwindigkeit von SIMI bzw. ZV, $\Delta\bar{\omega} = \bar{\omega}_{zv} - \bar{\omega}_{simi}$,

$\bar{\omega}_{zv}^*$: mittlere Retraktionsgeschwindigkeit von ZV*, $\Delta\bar{\omega}_{zv}^* = \bar{\omega}_{zv}^* - \bar{\omega}_{simi}$,

$r_{simi/zv}$: Seitenrelation von SIMI bzw. ZV, r_{zv}^* : Seitenrelation von ZV*

Auf der rechten Seite belief sich $\Delta\bar{\omega}$ auf Werte zwischen $-12^\circ/s$ und $141^\circ/s$. Im Mittel betrug die von SIMI berechnete mittlere Retraktionsgeschwindigkeit $\Delta\bar{\omega}_{simi} = 92^\circ/s \pm 22^\circ/s$. ZV kalkulierte $\Delta\bar{\omega}_{zv} = 127^\circ/s \pm 40^\circ/s$. Die durchschnittliche Differenz $\Delta\bar{\omega}$ betrug $35^\circ/s$ bzw. 38% und war statistisch signifikant ($p = 0,009$). Auch die Relationen der mittleren Retraktionsgeschwindigkeiten von rechter zu linker Seite differierten mit $r_{simi} = 14\%$ und $r_{zv} = 20\%$ sowie $p = 0,019$ statistisch signifikant.

Durch Anwendung eines gleitenden Durchschnitts auf die ZV-Stichprobe ergaben sich die neu berechneten Werte $\bar{\omega}_{zv}^*$, $\Delta\bar{\omega}_{zv}^*$ und r_{zv}^* , die ebenfalls in die Tab. 9 eingetragen wurden.

Die bei $\Delta\bar{\omega}_{zv}$ erhebliche Spannweite der linksseitigen Werte reduzierte sich und es wurden Differenzen $\Delta\bar{\omega}_{zv}^*$ zwischen $-109^\circ/s$ und $132^\circ/s$ verzeichnet. Der Mittelwert der mittleren Retraktionsgeschwindigkeiten $\bar{\omega}_{zv}^*$ betrug $739^\circ/s \pm 224^\circ/s$. Die durchschnittliche Differenz $\Delta\bar{\omega}_{zv}^*$ wurde auf $30^\circ/s$ kalkuliert, was einem Mittelwertsunterschied von 4% entspricht. Beide Messverfahren unterschieden sich statistisch nicht signifikant voneinander ($p = 0,110$).

Rechtsseitig zeigten sich für die neu berechneten Differenzen $\Delta\bar{\omega}_{zv}^*$ Werte von $-33^\circ/s$ bis $58^\circ/s$. Durchschnittlich betrug die mittleren Retraktionsgeschwindigkeiten auf dieser Seite $\bar{\omega}_{zv}^* = 92^\circ/s \pm 25^\circ/s$ und stimmten betragsmäßig sehr gut mit dem korrespondierenden SIMI-Wert $\bar{\omega}_{simi}$ von $92^\circ/s \pm 22^\circ/s$ überein. Statistisch signifikante Unterschiede

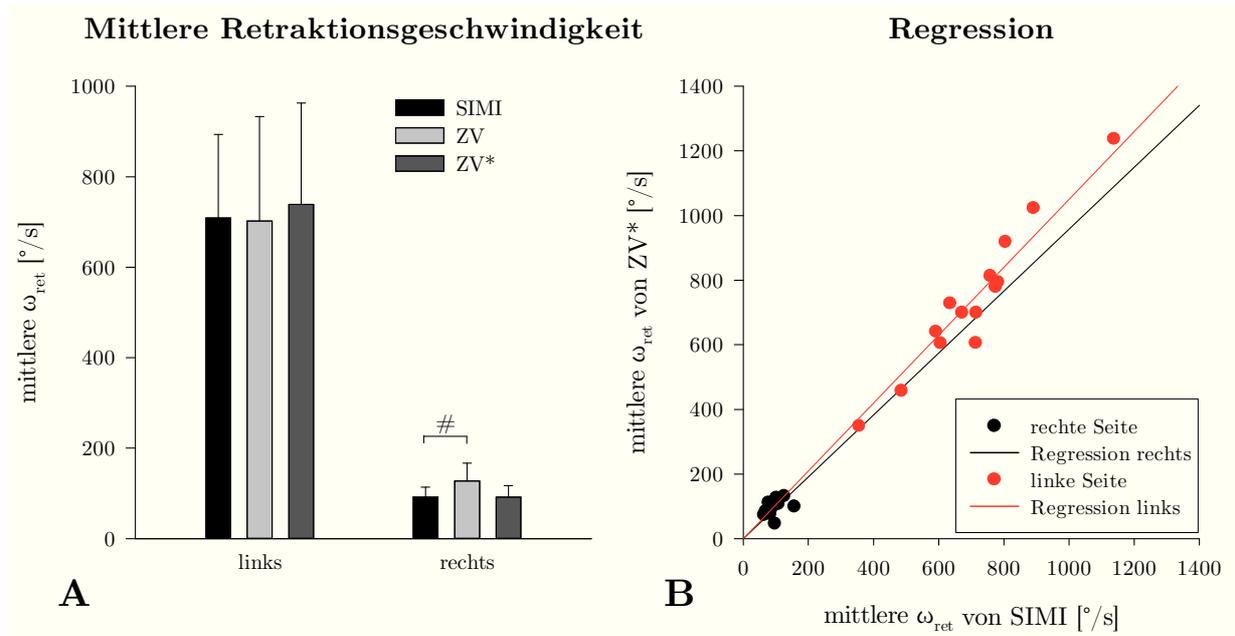


Abbildung 15: Vergleich der mittleren Retraktionsgeschwindigkeiten von SIMI, ZV und ZV*. A stellt die mittleren Retraktionsgeschwindigkeiten (Mittelwert \pm Standardabweichung) auf linker und rechter Seite für SIMI (links: $709^\circ/\text{s} \pm 185^\circ/\text{s}$, rechts: $92^\circ/\text{s} \pm 22^\circ/\text{s}$), ZV (links: $702^\circ/\text{s} \pm 231^\circ/\text{s}$, rechts: $127^\circ/\text{s} \pm 40^\circ/\text{s}$) und ZV* (links: $739^\circ/\text{s} \pm 224^\circ/\text{s}$, rechts: $92^\circ/\text{s} \pm 25^\circ/\text{s}$) dar. Die Raute (#) gibt statistische Signifikanz an.

In B sind die mittleren Retraktionsgeschwindigkeit von ZV* in Abhängigkeit vom SIMI-Wert (linke Seite: rot; rechte Seite: schwarz) mit der zugehörigen Regressionsgeraden aufgetragen. Links: $\beta = 1,05$, $R = 0,997$, $p < 0,001$. Rechts: $\beta = 0,97$, $R = 0,97$, $p < 0,001$.

waren ebenfalls nicht zu konstatieren ($p = 0,963$). Die prozentualen Relationen der mittleren Retraktionsgeschwindigkeiten von rechter zu linker Seite mit $r_{zv}^* = 14\%$ zeigten dasselbe Resultat im Vergleich zu $r_{simi} = 14\%$. Auch hier waren keine statistisch signifikanten Unterschiede zu verzeichnen ($p = 0,972$).

Eine Regressionsanalyse, deren grafische Resultate in Abb. 15 zu sehen sind, ergab für die linksseitigen Retraktionsgeschwindigkeiten eine sehr gute Korrelation ($R = 0,997$). Der Geradenanstieg β betrug 1,05. Auch auf der rechten Seite korrelierten die Messwerte von SIMI und ZV* sehr gut ($R = 0,97$). Der Wert des Anstiegs β war 0,97. Die Korrelationen beider Seiten waren statistisch signifikant ($p < 0,001$). Abb. 16 stellt die Ergebnisse der 90. Perzentilen der Retraktionsbeschleunigungen dar.

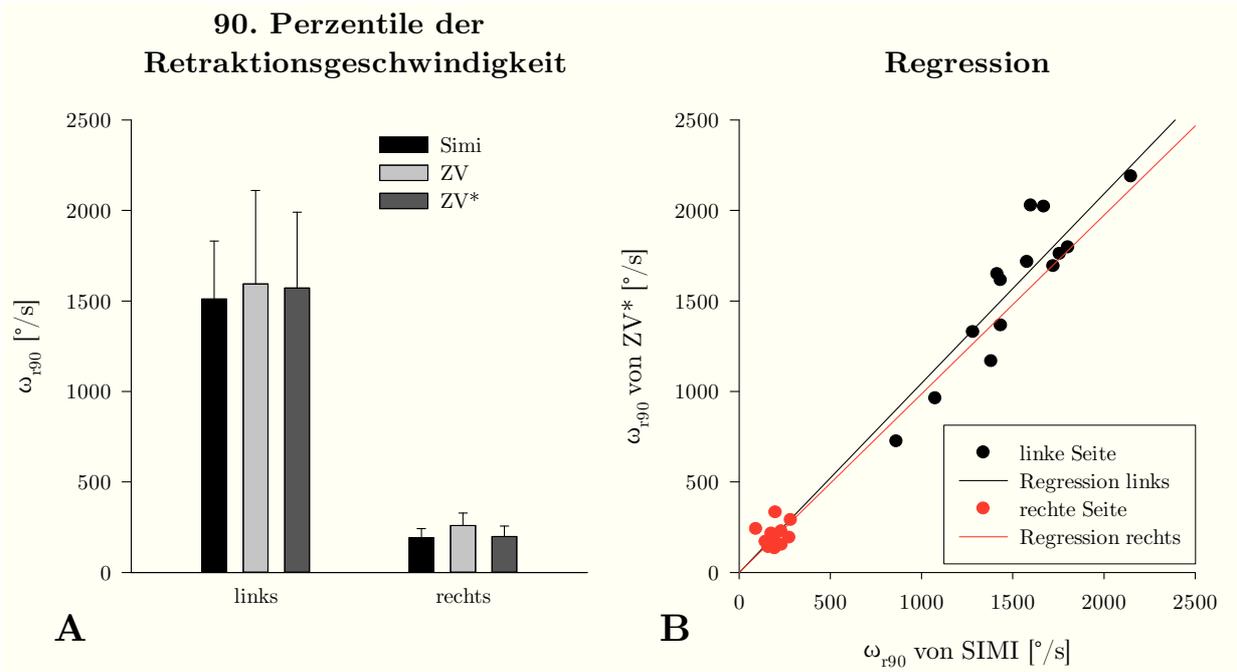


Abbildung 16: Vergleich der 90. Perzentilen der Retraktionsgeschwindigkeiten ω_{r90} von SIMI, ZV und ZV*. A bildet ω_{r90} (Mittelwert \pm Standardabweichung) auf linker und rechter Seite für SIMI (links: $1511^\circ/\text{s} \pm 320^\circ/\text{s}$, rechts: $192^\circ/\text{s} \pm 51^\circ/\text{s}$), ZV (links: $1595^\circ/\text{s} \pm 516^\circ/\text{s}$, rechts: $260^\circ/\text{s} \pm 69^\circ/\text{s}$) und ZV* (links: $1572^\circ/\text{s} \pm 418^\circ/\text{s}$, rechts: $199^\circ/\text{s} \pm 57^\circ/\text{s}$) ab.

In B ist ω_{r90} von ZV* in Abhängigkeit vom SIMI-Wert (linke Seite: schwarz; rechte Seite: rot) mit der zugehörigen Regressionsgeraden aufgetragen. Links: $\beta = 1,05$, $R = 0,994$, $p < 0,001$. Rechts: $\beta = 0,99$, $R = 0,95$, $p < 0,001$.

9.3 Retraktionsbeschleunigung

Nach Differenzierung der Winkelgeschwindigkeiten $\omega(t)$ nach der Zeit konnte in analoger Weise zur mittleren Protraktionsbeschleunigung α_p auf die mittlere Retraktionsbeschleunigung α_r geschlossen werden. Es wurden die Größen $\bar{\alpha}_{simi}$, $\bar{\alpha}_{zv}$ und $\Delta\bar{\alpha}_{zv}$ berechnet und in Tab. 10 aufgeführt, der nach Glättung mit Hilfe eines gleitenden Durchschnitts der Länge 3 die neu berechneten Werte $\bar{\alpha}_{zv}^*$ und $\Delta\bar{\alpha}_{zv}^*$ angefügt wurden.

Der Mittelwert der linksseitigen mittleren Retraktionsbeschleunigung wurde auf Grundlage der SIMI-Vibrissenwinkel auf $\bar{\alpha}_{simi} = 35977^\circ/\text{s}^2$ geschätzt, auf Grundlage der ZV-Vibrissenwinkel auf $\bar{\alpha}_{zv} = 39109^\circ/\text{s}^2$. Im Mittel unterschieden sich beide Ergebnisse um $\Delta\bar{\alpha} = 3132^\circ/\text{s}^2$, wobei sich die Abweichungen auf einem Intervall von $-6966^\circ/\text{s}^2$ bis $17618^\circ/\text{s}^2$ ausspannten. Bei einer prozentualen Differenz von 9% der Mittelwerte von $\bar{\alpha}_{simi}$ und $\bar{\alpha}_{zv}$ ließen sich keine statistisch signifikanten Unterschiede feststellen ($p = 0,129$). Auf der rechten Seite betragen die Durchschnitte der mittleren Retraktionsbeschleuni-

Tabelle 10: Mittlere Retraktionsbeschleunigung

Tier	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
linke Seite:														
$\bar{\alpha}_{simi}$ [°/s ²]	38129	28813	32639	37208	18380	48160	44404	32786	41858	31217	53117	39292	29474	28200
$\bar{\alpha}_{zv}$ [°/s ²]	33684	33202	25673	40086	35998	44708	42389	32748	42624	39083	67032	36487	37530	36285
$\Delta\bar{\alpha}$ [°/s ²]	-4445	4390	-6966	2878	17618	-3452	-2015	-38	767	7867	13916	-2805	8055	8085
$\bar{\alpha}_{zv}^*$ [°/s ²]	38532	26425	40046	35042	20819	51575	44071	30203	42132	33496	53888	39921	28033	37565
$\Delta\bar{\alpha}_{zv}^*$ [°/s ²]	403	-2387	7407	-2166	2439	3415	-333	-2583	253	2279	771	629	-1441	9365
rechte Seite:														
$\bar{\alpha}_{simi}$ [°/s ²]	4683	3296	4493	5547	6634	5248	4935	4445	3610	6986	4198	7045	5572	6990
$\bar{\alpha}_{zv}$ [°/s ²]	10148	13910	6863	7033	9915	8890	6776	5811	7355	8168	6919	11324	8013	15506
$\Delta\bar{\alpha}$ [°/s ²]	5465	10614	2370	1486	3281	3643	1841	1366	3745	1182	2720	4279	2441	8516
$\bar{\alpha}_{zv}^*$ [°/s ²]	5511	6797	3764	6238	6381	4095	4259	3735	4081	4323	3408	6617	4899	10543
$\Delta\bar{\alpha}_{zv}^*$ [°/s ²]	828	3500	-729	691	-252	-1153	-676	-710	0	-2663	-790	-428	-673	3553
Seitenrelation:														
r_{simi} [%]	12	11	14	15	36	11	11	14	10	22	8	18	19	25
r_{zv} [%]	30	42	27	18	28	20	16	18	17	21	10	31	21	43
r_{zv}^* [%]	14	26	9	18	31	8	10	12	10	13	6	17	17	28

Alle Werte gerundet.

 $\bar{\alpha}_{simi/zv}$: mittlere Retraktionsbeschleunigung von SIMI bzw. ZV, $\Delta\bar{\alpha} = \bar{\alpha}_{zv} - \bar{\alpha}_{simi}$, $\bar{\alpha}_{zv}^*$: mittlere Retraktionsbeschleunigung von ZV*, $\Delta\bar{\alpha}_{zv}^* = \bar{\alpha}_{zv}^* - \bar{\alpha}_{simi}$, $r_{simi/zv}$: Seitenrelation von SIMI bzw. ZV, r_{zv}^* : Seitenrelation von ZV*

gungen $\bar{\alpha}_{simi} = 5263 \text{ }^\circ/\text{s}^2 \pm 1259 \text{ }^\circ/\text{s}^2$ und $\bar{\alpha}_{zv} = 9045 \text{ }^\circ/\text{s}^2 \pm 2859 \text{ }^\circ/\text{s}^2$. Sie wichen im Mittel um $\Delta\bar{\alpha} = 3782 \text{ }^\circ/\text{s}^2 \pm 2760 \text{ }^\circ/\text{s}^2$ bzw. 72% voneinander ab, extremal um $1182 \text{ }^\circ/\text{s}^2$ und $10614 \text{ }^\circ/\text{s}^2$. Die durch beide Verfahren bestimmten Gruppen unterschieden sich statistisch signifikant ($p < 0,001$). Gleiches galt bei einer prozentualen Differenz von 50% für die beiden Relationen $r_{simi} = 16\%$ und $r_{zv} = 24\%$ ($p = 0,007$).

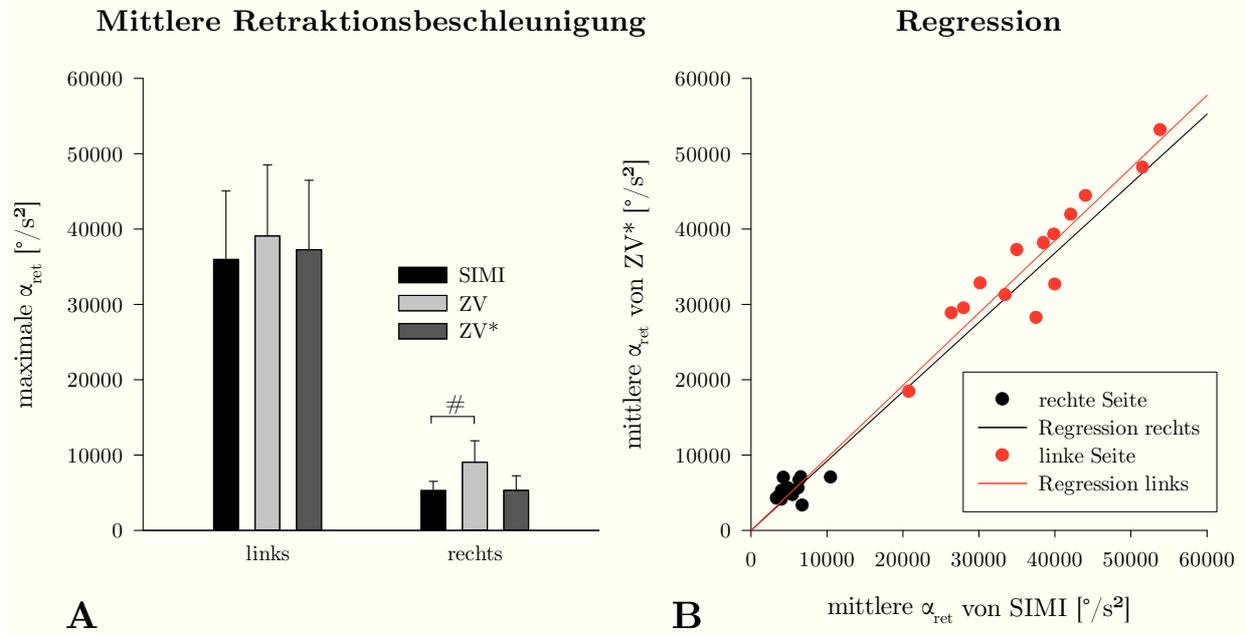


Abbildung 17: Vergleich der mittleren Retraktionsbeschleunigungen von SIMI, ZV und ZV*. A stellt die mittleren Retraktionsbeschleunigungen (Mittelwert \pm Standardabweichung) auf linker und rechter Seite für SIMI (links: $35977 \text{ }^\circ/\text{s}^2 \pm 9084 \text{ }^\circ/\text{s}^2$, rechts: $5263 \text{ }^\circ/\text{s}^2 \pm 1259 \text{ }^\circ/\text{s}^2$), ZV (links: $39109 \text{ }^\circ/\text{s}^2 \pm 9395 \text{ }^\circ/\text{s}^2$, rechts: $9045 \text{ }^\circ/\text{s}^2 \pm 2859 \text{ }^\circ/\text{s}^2$) und ZV* (links: $37268 \text{ }^\circ/\text{s}^2 \pm 9239 \text{ }^\circ/\text{s}^2$, rechts: $5332 \text{ }^\circ/\text{s}^2 \pm 1903 \text{ }^\circ/\text{s}^2$) dar. Die Raute (#) gibt statistische Signifikanz an. In B sind die mittlere Retraktionsbeschleunigung von ZV* in Abhängigkeit vom SIMI-Wert (linke Seite: rot; rechte Seite: schwarz) mit der zugehörigen Regressionsgeraden aufgetragen. Links: $\beta = 1,03$, $R = 0,996$, $p < 0,001$. Rechts: $\beta = 0,99$, $R = 0,96$, $p < 0,001$.

Nachdem mit Hilfe eines gleitenden Durchschnitts eine Glättung der ZV-Rohdaten erfolgt war, wurden die Messgrößen $\bar{\alpha}_{zv}^*$, $\Delta\bar{\alpha}_{zv}^*$ und r_{zv}^* ermittelt, deren Ergebnisse ebenfalls in Tab. 10 zu finden sind. Für die mittleren Retraktionsbeschleunigungen auf der linken Seite wurde nun mittels ZV ein durchschnittlicher Wert von $\bar{\alpha}_{zv}^* = 37208 \text{ }^\circ/\text{s}^2 \pm 9239 \text{ }^\circ/\text{s}^2$ gefunden. Die Abweichungen zum SIMI-Vergleichswert variierten hierbei von $-2583 \text{ }^\circ/\text{s}^2$ bis $9365 \text{ }^\circ/\text{s}^2$ und lagen im Mittel bei $1289 \text{ }^\circ/\text{s}^2 \pm 3536 \text{ }^\circ/\text{s}^2$, was einer prozentualen Differenz von 4% entsprach. Die über beide Verfahren kalkulierten mittleren Retraktionsbeschleunigungen $\bar{\alpha}_L$ unterschieden sich nicht signifikant ($p = 0,196$). Die rechtsseitigen mittleren Retraktionsbeschleunigungen betragen im Mittel $\bar{\alpha}_{zv}^* = 5332 \text{ }^\circ/\text{s}^2 \pm 1903 \text{ }^\circ/\text{s}^2$. Vom korre-

spondierenden SIMI-Wert differierten sie durchschnittlich um $\Delta\bar{\alpha}_{zv}^* = 36^\circ/s^2 \pm 1693^\circ/s^2$, wobei alle Abweichungen im Bereich zwischen $-2663^\circ/s^2$ und $3553^\circ/s^2$ lagen. Statistisch signifikante Unterschiede waren nicht zu konstatieren ($p = 0,939$). Die gleiche Aussage ließ sich auch bezüglich $r_{R/L}^* = 16\%$ treffen ($p = 0,741$). Ein grafischer Vergleich ist in Abb. 17 zu finden.

Schließlich wurde eine Regressionsanalyse durchgeführt, deren Schaubild ebenfalls in Abb. 17 abgedruckt ist. Für die linksseitigen Retraktionsbeschleunigungen wurde eine sehr gute Korrelation mit $R = 0,996$ festgestellt. Der Geradenanstieg β betrug 1,03. Die Messwerte von SIMI und ZV^* auf der rechten Seite korrelierten ebenfalls sehr gut ($R = 0,99$, $\beta = 0,96$). Die Korrelationen beider Seiten waren statistisch signifikant ($p < 0,001$). Abb. 18 illustriert die Ergebnisse der 90. Perzentilen der Retraktionsbeschleunigungen.

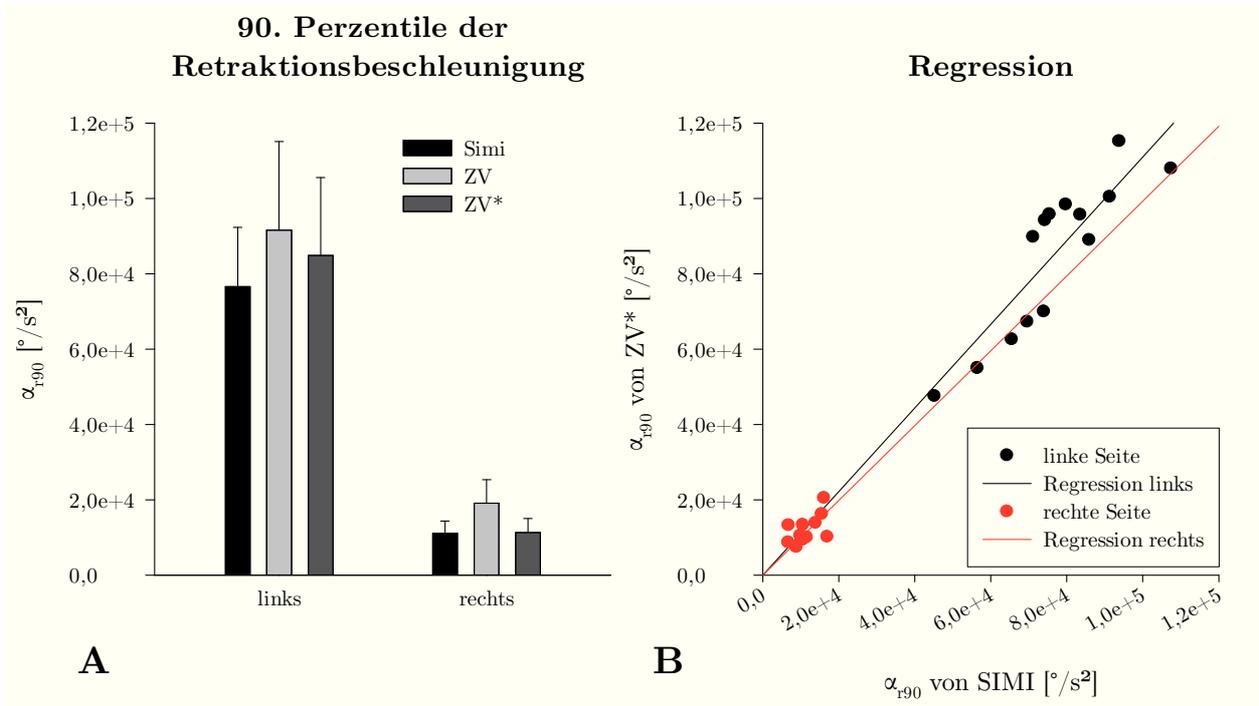


Abbildung 18: Vergleich der 90. Perzentilen der Retraktionsbeschleunigungen α_{r90} von SIMI, ZV und ZV^* . A bildet α_{r90} (Mittelwert \pm Standardabweichung) auf linker und rechter Seite für SIMI (links: $76654^\circ/s^2 \pm 15727^\circ/s^2$, rechts: $11108^\circ/s^2 \pm 3312^\circ/s^2$), ZV (links: $91627^\circ/s^2 \pm 23490^\circ/s^2$, rechts: $19106^\circ/s^2 \pm 6234^\circ/s^2$) und ZV^* (links: $84930^\circ/s^2 \pm 20680^\circ/s^2$, rechts: $11314^\circ/s^2 \pm 3739^\circ/s^2$) ab.

In B ist α_{r90} von ZV^* in Abhängigkeit vom Simi-Wert (linke Seite: rot; rechte Seite: schwarz) mit der zugehörigen Regressionsgeraden aufgetragen. Links: $\beta = 1,11$, $R = 0,994$, $p < 0,001$. Rechts: $\beta = 0,99$, $R = 0,97$, $p < 0,001$.

9.4 Danksagung

Ich danke

- PD Dr. med. Andrey Irintchev, Leiter des neurowissenschaftlichen Forschungslabors, für die stets konstruktive Kritik und die geduldige Betreuung,
- Prof. Dr. med. Orlando Guntinas-Lichius, Direktor der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, für die Betreuung dieser Dissertationsschrift,
- Frau Heike Thieme, biologisch-technische Assistentin im neurowissenschaftlichen Forschungslabor,
- Prof. Dr. Rainer Schlittgen, Professor für Statistik, Universität Hamburg, dessen Bücher eine unschätzbare Hilfe bei der statistischen Auswertung der Messwerte waren,
- Dr. Thomas Lechmann, AG Biometrie, Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation, für die Bestätigung meiner statistischen Überlegungen,
- Dr. med. Berko Milleit für das Erstellen der \LaTeX -Vorlage für medizinische Dissertationen an der FSU Jena,
- Donald E. Knuth, Leslie Lamport und Markus Kohm für \TeX , \LaTeX und KOMA-Script.

9.5 Tabellarischer Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Benjamin Winfried Dorschner
Geburtsdatum: 02.05.1988
Geburtsort: Jena
Staatsangehörigkeit: deutsch
Anschrift: Am Wiesenbach 39, 07751 Jena
Familienstand: ledig

Schulbildung

08/1994 – 07/1998 3. Staatliche Grundschule „Am Rautal“, Jena
08/1998 – 06/2005 Christliches Gymnasium Jena
06/2005 Abitur, Latinum

Zivildienst

08/2008 – 06/2009 Forschungszentrum Lobeda des Universitätsklinikums Jena

Studium

10/2005 – 10/2012 Studium der Humanmedizin an der FSU Jena
09/2007 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
08/2011 – 12/2011 Erstes Tertial (Chirurgie) des Praktischen Jahres
(Katholisches Krankenhaus St. Johann Nepomuk, Erfurt)
09/2011 – 03/2012 Zweites Tertial (Pädiatrie) des Praktischen Jahres
(HELIOS Klinikum Erfurt)
04/2012 – 07/2012 Drittes Tertial (Innere Medizin) des Praktischen Jahres
(Spital regional Surselva, Ilanz, Schweiz)
10/2012 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
04/2013 – 10/2013 Studium der Evangelischen Theologie an der FSU Jena,
Hebraicum

Ärztliche Tätigkeit

01/2013 Ärztliche Approbation
seit 09/2013 Assistenzarzt, Abt. Innere Medizin, Spital regional Surselva,
Ilanz, Schweiz

9.6 Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass

- mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena bekannt ist,
- ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,
- mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Dr. Thomas Lechmann (AG Biometrie, Institut für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation, Bestätigung der statistischen Überlegungen), Dr. Berko Milleit (Erstellen der L^AT_EX-Vorlage für medizinische Dissertationen an der FSU Jena),
- die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde,
- Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,
- ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, am 23. Oktober 2014

Benjamin Dorschner, Verfasser

10 Abbildungsverzeichnis

1	Vibrissenanordnung am Colliculus pilifer	10
2	Funktionsweise der Verfahren zur Vibrissenerfassung	17
3	Visuelle Erkennbarkeit der Vibrissen	25
4	Vergleich der maximalen Amplituden	27
5	Exemplarische Darstellung des Erkennungserfolgs	30
6	Grafische Abweichungsanalyse	31
7	Vergleich der mittleren Protraktionsgeschwindigkeiten	34
8	Vergleich der 10. Perzentilen der Protraktionsgeschwindigkeiten	35
9	Vergleich der mittleren Protraktionsbeschleunigungen	38
10	Vergleich der 10. Perzentilen der Protraktionsbeschleunigungen	39
11	Visuell erfassbare Periodizitäten	40
12	Spektrale Leistungsdichte	42
13	Vergleich der Hauptfrequenzen	43
14	Vergleich des Verhältnisses r der spektralen Massen HF und LF	45
15	Vergleich der mittleren Retraktionsgeschwindigkeiten	64
16	Vergleich der 90. Perzentilen der Retraktionsgeschwindigkeiten	65
17	Vergleich der mittleren Retraktionsbeschleunigungen	67
18	Vergleich der 90. Perzentilen der Retraktionsbeschleunigungen	68

11 Tabellenverzeichnis

1	Erkennungserfolg der Methode ZWEIVIBRISSEN	25
2	Maximale Amplitude mit Seitenrelation	26
3	Mittlere Protraktionsgeschwindigkeit	33
4	Mittlere Protraktionsbeschleunigung	37
5	Hauptfrequenzen	42
6	Spektrale Massen	44
7	Kohärenz und Phase	46
8	Ergebnisvergleich	50
9	Mittlere Retraktionsgeschwindigkeit	63
10	Mittlere Retraktionsbeschleunigung	66