

Aus dem Zentrum für klinische Tiermedizin der
Tierärztlichen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

Arbeit angefertigt unter der Leitung von
Apl. Prof. Dr. med. vet. Dr. habil. Andrea Fischer

**Untersuchungen zur Wiederholbarkeit der elektrischen
Stimulation des N. facialis beim Beagle und Literaturübersicht
zur magnetischen Stimulation des N. facialis**

Inauguraldissertation zur Erlangung der tiermedizinischen Doktorwürde der
Tierärztlichen Fakultät

der Ludwig-Maximilians-Universität München

von
Caroline Franziska Maria Altenhöfer
aus Würzburg

München 2014

Gedruckt mit der Genehmigung der Tierärztlichen Fakultät
der Ludwig-Maximilian-Universität München

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Braun

Berichterstatter: Prof. Dr. A. Fischer

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. Ellen Kienzle

Tag der Promotion: 12. Juli 2014

In Memoriam
Dr. Terry Holliday

Inhaltsverzeichnis

A.	Einleitung	1
B.	Literaturübersicht	2
1.	Grundlagen	2
1.1.	Motorische Kontrolle der mimischen Muskulatur im zentralen Nervensystem	2
1.2.	Neuro-neuronale Synapsen	2
1.3.	Der motorische Anteil des N. facialis	3
1.4.	Funktionale Aspekte des Aufbaus des N. facialis	3
1.5.	Neuromuskuläre Synapse des Fazialisnervs	4
2.	Magnetstimulation	5
2.1.	Physikalisch - technische und physiologisch - anatomische Grundlagen der Magnetstimulation	6
2.1.1.	Physikalisch-technische Grundlagen	6
2.1.2.	Physiologisch-anatomische Grundlagen	7
2.2.	Transkranielle Magnetstimulation	8
2.3.	Magnetstimulation peripherer Nerven	10
2.4.	Magnetstimulation des N. facialis beim Hund	12
3.	Elektrische Stimulation	13
3.1.	Grundlagen der elektrischen Stimulation peripherer efferenter Nerven	13
3.2.	Ableitung evozierter Muskelsummenpotenziale	14
3.3.	Visuelle Darstellung evozierter Aktionspotenziale	15
3.4.	Parameter elektrisch evozierter Muskelsummenpotenziale	17

3.4.1.	Latenz	17
3.4.2.	Dauer	17
3.4.3.	Amplitude	18
3.4.4.	Fläche unter der Kurve	18
3.5.	Einflussgrößen der Parameter	19
3.6.	Grundlagen der Befundinterpretation	20
3.7.	Bisherige Forschung zur Stimulation des N. facialis beim Hund	21
C.	Eigene Untersuchungen	25
1.	Tiere, Material und Methoden	25
1.1.	Versuchsaufbau	25
1.2.	Material	26
1.2.1.	Hunde	26
1.2.2.	Sedierung	27
1.2.3.	Narkose	27
1.3.	Methoden	28
1.3.1.	Stimulation	28
1.3.2.	Ableitung	29
1.3.2.1.	Erdung	29
1.3.2.2.	Ableitung mit monopolare Elektrode	29
1.3.2.3.	Ableitung mit konzentrische Elektrode	30
1.4.	Auswertung	30
2.	Ergebnisse	33
2.1.	Hunde	33

2.2.	Kurvenmorphologie	33
2.3.	Latenz	33
2.3.1.	Latenz nach Fazialisstimulation und Ableitung vom M. orbicularis oris	34
2.3.1.1.	Latenz bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Monopolare Elektrode	34
2.3.1.2.	Latenz bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Konzentrische Elektrode	36
2.3.1.3.	Latenz bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Monopolare und konzentrische Elektrode im Vergleich	38
2.3.2.	Latenz nach Fazialisstimulation und Ableitung vom M. orbicularis oculi	40
2.3.2.1.	Latenz bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Monopolare Elektrode	40
2.3.2.2.	Latenz bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Konzentrische Elektrode	43
2.3.2.3.	Latenz bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Monopolare und konzentrische Elektrode im Vergleich	45
2.4.	Dauer	47
2.4.1.	Dauer nach Fazialisstimulation und Ableitung vom M. orbicularis oris	48
2.4.1.1.	Dauer bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Monopolare Elektrode	48
2.4.1.2.	Dauer bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Konzentrische Elektrode	50
2.4.1.3.	Dauer bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Monopolare und konzentrische Elektrode im Vergleich	52
2.4.2.	Dauer nach Fazialisstimulation und Ableitung vom M. orbicularis oris	54
2.4.2.1.	Dauer bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Monopolare Elektrode	54
2.4.2.2.	Dauer bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Konzentrische Elektrode	57

2.4.2.3.	Dauer bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Monopolare und konzentrische Elektrode im Vergleich	59
2.5.	Amplitude	61
2.5.1.	Amplitude nach Fazialisstimulation und Ableitung vom M. orbicularis oris	62
2.5.1.1.	Amplitude bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Monopolare Elektrode	62
2.5.1.2.	Amplitude bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Konzentrische Elektrode	64
2.5.1.3.	Amplitude bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Monopolare und konzentrische Elektrode im Vergleich	66
2.5.2.	Amplitude nach Fazialisstimulation und Ableitung vom M. orbicularis oculi	68
2.5.2.1.	Amplitude bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Monopolare Elektrode	68
2.5.2.2.	Amplitude bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Konzentrische Elektrode	71
2.5.2.3.	Amplitude bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Monopolare und konzentrische Elektrode im Vergleich	73
2.6.	Fläche	75
2.6.1.	Fläche nach Fazialisstimulation und Ableitung vom M. orbicularis oris	76
2.6.1.1.	Fläche bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Monopolare Elektrode	76
2.6.1.2.	Fläche bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Konzentrische Elektrode	78
2.6.1.3.	Fläche bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Monopolare und konzentrische Elektrode im Vergleich	80
2.6.2.	Fläche nach Fazialisstimulation und Ableitung vom M. orbicularis oculi	82
2.6.2.1.	Fläche bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Monopolare Elektrode	82
2.6.2.2.	Fläche bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Konzentrische Elektrode	85

2.6.2.3.	Fläche bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Monopolare und konzentrische Elektrode im Vergleich	87
D.	Diskussion	90
1.	Magnetstimulation	90
2.	Begriffsbestimmung Wiederholbarkeit	92
2.1.	Wiederholbarkeit bei Wiederholungsmessungen	92
2.2.	Wiederholbarkeit bei Methodenvergleichen	93
3.	Parameter der Wiederholbarkeit in der vorgelegten Untersuchung	96
3.1.	Beurteilung der Wiederholungsmessung	96
3.1.1.	Konfidenzintervall der Mittelwerte (CI ₉₅)	96
3.1.2.	Intraindividueller Variationskoeffizient (WSCV)	96
3.2.	Beurteilung des Vergleichs von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode	97
3.2.1.	Passing-Bablok Regression	97
3.2.2.	Bland-Altman Plot	99
3.3.	Zusammenfassung der Schlussfolgerungen aus der statistischen Untersuchung	99
4.	Elektrische Stimulation	100
E.	Zusammenfassung	104
F.	Summary	106
G.	Literaturverzeichnis	108

H.	Anhang:	122
	Anhang I: Bland-Altman Plots	122
	Anhang II: Übersicht Konfidenzintervalle (CI₉₅) gegliedert nach Parameter	154
	Anhang III: Intraindividueller Variationskoeffizient	155
I.	Lebenslauf	156
J.	Danksagung	157

Abkürzungsverzeichnis

A	Ampere
al.	altera
ANOVA	Analysis of Variance, Varianzanalyse
bzw.	beziehungsweise
CI ₉₅	Konfidenzintervall in dem der wahre Wert mit 95-prozentiger Wahrscheinlichkeit liegt
EEG	Elektroencephalographie
f	folgende Seite
GABA	Gamma-Aminobuttersäure
M.	Musculus
Max.	Maximum
Min.	Minimum
Mm.	Musculi
mA	Milliampere
ms	Millisekunden
mV	Millivolt
mVms	Millivolt Millisekunden
N.	Nervus
QQ	Quantile-Quantile
S.	Seite
M1	Ergebnis des betrachteten Parameters in der ersten Messung für Hund X
M2	Ergebnis des betrachteten Parameters in der zweiten Messung für Hund X
R(M2,M1)	relative Veränderung bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung
SD	Standardabweichung
s_w^2	residuale (intraindividuelle) Quadratsumme der Varianzanalyse
V	Volt
WSCV ₁₂	„Within Subject Coefficient of Variation“ für Messung und Wiederholungsmessung, intraindividueller Variationskoeffizient

WSCV _{r1}	„Within Subject Coefficient of Variation“ für Messung von rechten und linken Fazialisnerv, intraindividuelle Variationskoeffizient
X	untersuchter Hund (1,2,3,...,13)
x	Wert des jeweils betrachteten Parameters (Latenz, Dauer, Amplitude oder Fläche), der für die Ableitung eines Muskelsummenpotenzials mit einer konzentrischen Elektrode gemäß der Passing-Bablok Regressionsgleichung berechnet ist
y	Wert des jeweils betrachteten Parameters (Latenz, Dauer, Amplitude oder Fläche), der für die Ableitung eines Muskelsummenpotenzials mit einer monopolen Elektrode gemäß der Passing-Bablok Regressionsgleichung berechnet ist

A. Einleitung

Die Stimulation des N. facialis wird in der Humanmedizin routinemäßig zur Diagnostik von Krankheiten wie der idiopathischen Fazialisparese eingesetzt. Während dazu ursprünglich die elektrische Stimulation herangezogen wurde, ist heute vermehrt die magnetische Stimulation an ihre Stelle getreten. Dies ist unter anderem darauf zurückzuführen, dass Letztere nicht schmerzhaft ist und daher ohne Anästhesie am Patienten durchgeführt werden kann. In der Tiermedizin ist bisher keines der beiden Verfahren etabliert. Ein Einsatz in der klinischen Diagnostik von Myasthenia gravis, auch beim Hund auftretender idiopathischer Fazialisparese sowie generell bei neurologischen Erkrankungen, die sich im Gesichtsbereich klinisch manifestieren, wäre wünschenswert. Auch für die Abklärung einer subklinischen Erkrankung im Bereich des Angesichts bei Vorliegen einer generalisierten neurologischen Erkrankung und zur Evaluierung von Therapieansätzen können diese Verfahren hilfreich sein.

Die Ergebnisse bisheriger Untersuchungen zur Stimulation des N. facialis legen nahe, dass die gemessenen Parameter intra- und interindividuellen Schwankungen unterliegen (LOBO-ROTH, 2003). Ehe diese Methoden in der klinischen Forschung oder Diagnostik eingesetzt werden können, ist es daher notwendig, die Wiederholbarkeit (repeatability) zu evaluieren.

Ziel dieser Untersuchung ist es, die transkranielle magnetische Stimulation theoretisch vorzustellen und die Wiederholbarkeit von Latenz, Dauer, Amplitude und Fläche des Muskelsummenpotenzials des M. orbicularis oris und M. orbicularis oculi nach elektrischer Stimulation des N. facialis bei gesunden Beagle zu evaluieren. Die Kombination von elektrischer Stimulation zur Beurteilung der peripheren Anteile des N. facialis und magnetischer Stimulation der intrakraniellen Anteile des N. facialis ermöglicht die funktionelle Beurteilung des gesamten N. facialis und wird daher nachfolgend betrachtet. (GUNTINAS-LICHIUS und STENNERT, 1996; NOWAK et al., 2005).

B. Literaturübersicht

1. Grundlagen

1.1. Motorische Kontrolle der mimischen Muskulatur im zentralen Nervensystem

Die Großhirnrinde des Hundes besitzt eine somatotopische Organisation. Die Area motorica contralateralis kontrolliert die dazu kontralaterale mimische Muskulatur. (NICKEL et al., 1991, S. 155 und S. 170f). Die Lage der Area motorica beim Hund wurde bereits frühzeitig erforscht. Entsprechende Abbildungen finden sich bei NICKEL et al. (1991, S. 170), DELAHUNTA und GLASS (2009, S. 193) sowie HAGHIGHI und ESTREM (1990, S. 84). Die mimische Muskulatur wird im Gyrus suprasylvius rostralis verzeichnet, obwohl seit der Erstbeschreibung durch FRITSCH und HITZIG (1870) keine Einigung über die Angabe der Foci erzielt werden konnte (BREAZILE und THOMPSON, 1967).

Auf zellulärer Ebene besitzen die Pyramidenzellen (Riesenpyramidenzellen, Betz Zellen) in der Lamina V des Motorkortex besondere Bedeutung. Sie beeinflussen unter anderem auch das untere motorische Neuronensystem der Gehirnnerven, indem die Axone dieser Zellen auf Höhe des Hirnstamms die Pyramidenbahn (weiße Substanz des Gehirns: Corona radiata, Capsula interna des Di- und Telencephalon, Crus cerebri des Mesencephalon, longitudinale Fasern der Pons, Pyramide der Medulla) verlassen und als kortikonukleäre (kortikobulbäre) Fasern neuronale Synapsen mit den allgemeinen somatischen und speziellen viszeralen efferenten unteren motorischen Neuronen bilden. Sie stellen so die Verbindung zum motorischen Kern des Fazialisnervs her (DELAHUNTA und GLASS, 2009, S. 193f).

1.2. Neuro-neuronale Synapsen

Synapsen sind die Schnittstellen der Reizübertragung zwischen Neuronen oder zwischen einem Neuron und einer variablen Anzahl von Muskelfasern. Demnach werden neuromuskuläre und neuro-neuronale Synapsen unterschieden. An

Synapsen zwischen zwei Neuronen kann Reizübertragung elektrisch oder durch Neurotransmitter erfolgen. Während die elektrische Reizübertragung immer exzitatorisch ist, kann die Übertragung durch Neurotransmitter je nach Art des Transmitters exzitatorisch oder inhibitorisch sein. Wichtigste exzitatorische Transmitter des zentralen Nervensystems sind Glutamat und Glycin, wichtigster inhibitorischer Transmitter ist GABA. Die Reizübertragung an der neuro-neuronalen Synapse dauert bis zu 0,5 ms (GUYTON und HALL, 2006).

1.3. Der motorische Anteil des N. facialis

Der motorische Kern des N. facialis befindet sich im ventralen Teil der rostralen Medulla oblongata, ventral und kaudal des parasympathischen Kerns. Vom motorischen Kern verlaufen die Nervenfasern zunächst dorsal und umschlingen den Kern des N. abducens um sich danach ventrolateral zu orientieren und die Medulla am hinteren Rand der Pons zu verlassen. Er wird von einem größeren, motorischen und einem kleineren, sensiblen, parasympathischen Anteil (N. intermedius) gebildet. Der N. facialis verlässt die Schädelhöhle gemeinsam mit dem N. vestibulocochlearis durch den Porus acusticus in den Meatus acusticus. Dort wird zuerst der N. petrosus major abgegeben, der die Tränendrüse und Drüsen der Nasenschleimhaut innerviert. Distal der ersten Abzweigstelle befindet sich das Ganglion geniculatum. Im weiteren Verlauf passiert der N. facialis das Mittelohr und befindet sich im direkten Kontakt zur Mittelohrhöhle. Der N. facialis verlässt den Schädel durch das Foramen stylomastoideum, verläuft entlang der Ohrmuschel und innerviert über die Rami digastricus, cervicalis, buccalis und auriculopalpebralis die mimische Muskulatur motorisch, sowie die Innenseite der Ohrmuscheln und den knorpeligen Anteil des äußeren Gehörganges sensorisch (NICKEL et al., 1991, S. 323, LORENZ und KORNEGAY, 2004, S. 247).

1.4. Funktionale Aspekte des Aufbaus des N. facialis

Der Fazialisnerv ist ein gemischter Nerv und setzt sich als solcher aus Axonen unterschiedlichen Durchmessers und verschiedener Myelinisierung zusammen. Diese sind, zusammen mit der Orientierung der Erregungsausbreitung (orthograd

schneller als retrograd) die wichtigsten Faktoren für die Leitungsgeschwindigkeit von Nerven.

Die efferenten Axone des Fazialisnervs sind A α -Axone, die einen Durchmesser von 11-16 μ m besitzen. Im zentralen Anteil des N. facialis bilden Oligodendrozyten, im peripheren Anteil bilden Schwann'sche Zellen eine Myelinschicht, wobei jeweils eine Schwann'sche Zelle ein Segment eines einzelnen Axons umwindet. Sowohl im zentralen wie auch im peripheren Nervensystem ist die Myelinisierung unvollständig, da weder Oligodendrozyten noch Schwann'sche Zellen überlappen und an den äußeren Grenzen zwischen zwei aufeinanderfolgenden Zellen dadurch ein kleiner Axonabschnitt entsteht, der kein Myelin besitzt. Diese Abschnitte werden als Ranviersche Schnürring bezeichnet. A α -Axone besitzen mit 60-80 m/sec die schnellste Leitgeschwindigkeit (SILBERNAGEL und DESPOPOULOS, S. 49, 2001). Der Durchmesser der Axone ist positiv mit der Leitungsgeschwindigkeit korreliert, da ein größerer Durchmesser einen geringeren Widerstand für die Erregungsweiterleitung darstellt (RUSHTON, 1951). Dadurch ist ein größerer Stromfluss möglich, und die Depolarisierung nachfolgender Membranabschnitte erfolgt schneller (ALACRON et al., 2004). Der Durchmesser der Axone ist ebenfalls mit dem Grad der Myelinausbildung korreliert, wobei Axone mit größerem Durchmesser von einer dickeren Myelinschicht umgeben sind als Axone mit einem kleineren Durchmesser (JACOBS und LOVE, 1985).

Die einzelnen Axone werden vom Endoneurium umgeben, das eine Stützfunktion hat und das Grundgerüst einzelner Nervenbündeln bildet. Das Perineurium besteht aus Kollagen, das zum einen einzelne Axone und Endoneurium zu Nervenbündel zusammenfasst und hauptsächlich als Diffusionsbarriere dient sowie den intrafaszikulären Flüssigkeitshaushalt reguliert. Das Epineurium umschließt die Nervenbündel, grenzt den Nerven ab und geht im Bereich der Nervenwurzel in die Dura mater über (THOMAS und OLSSON, 2005).

1.5. Neuromuskuläre Synapse des Fazialisnervs

Neuromuskuläre Synapsen zwischen Axon und Muskelfasern nutzen Acetylcholin als Transmitter, das vom Axon an der präsynaptischen Membran in den

synaptischen Spalt entlassen wird und an der postsynaptischen Membran der Muskelfaser durch nikotinerge Acetylcholinrezeptoren gebunden wird, wodurch bei ausreichender Bindung ein Aktionspotenzial und Kontraktion der Muskelzelle ausgelöst wird. (GUYTON und HALL, 2006). Die transsynaptische Stimulusübertragung dauert 1 ms (CUDDON, 2002).

SHERRINGTON (1929) etablierte das Prinzip der motorischen Einheit. Die motorische Einheit besteht aus einem Motorneuron, seinem Axon, einer neuromuskulären Synapse und allen Muskelfasern, die von diesem spezifischen Neuron innerviert werden. Die Größe der Motoreinheit ist variable. In Bereichen, in denen feinere Bewegungen erzielt werden sollen, sind kleine Motoreinheiten zu finden. So innerviert jedes Neuron nur 3-4 Muskelfasern der Muskelgruppen, die die Augen bewegen, während bis zu 150 Muskelfasern der proximalen Extremitätenmuskeln von einem Neuron innerviert werden. Die Bewegungen der Augen können daher viel feiner abgestuft werden als die Bewegungen der Beine (DELAHUNTA und GLASS, 2009, S. 78). Die Kontrolle der Motorneurone erfolgt durch Interneurone, γ -efferente Neurone und höher geordneten Kontrollzentren. (DELAHUNTA und GLASS, 2009).

2. Magnetstimulation

Grundlage der Magnetstimulation ist die von Faraday entdeckte elektromagnetische Induktion. Dabei wird in einem Leiter durch ein bewegtes Magnetfeld ein Stromfluss induziert. Aufgrund desselben Prinzips induziert dieser Stromfluss seinerseits ein magnetisches Feld. D'ARSONVAL (1896) veröffentlichte als erster seine Beobachtung, dass das Gehirn durch eine Spule unter Hochspannung angeregt werden kann. Die dadurch neben Vertigo bei dem Probanden hervorgerufenen Lichtwahrnehmungen wurden als Magnetphosphene bezeichnet (NOLLET et al., 2003). BARKER et al. (1985) berichteten als erste von der erfolgreichen Stimulation des menschlichen Motorkortex und peripherer Nerven mittels eines starken extrakorporal erzeugten Magnetfeldes.

2.1. Physikalisch - technische und physiologisch - anatomische Grundlagen der Magnetstimulation

2.1.1. Physikalisch-technische Grundlagen

Die Magnetstimulation beruht auf dem Prinzip der elektromagnetischen Induktion. Ein starker Strompuls fließt durch eine Spule und induziert dabei ein transientes Magnetfeld. Dieses Magnetfeld, das auch schlecht leitende Strukturen wie Knochen ohne Wirkungsverlust durchdringt, induziert seinerseits in leitenden Medien ein elektrisches Feld, dessen Stärke entsprechend dem Quadrat der Entfernung vom Entstehungsort abfällt (KAMMER und THIELSCHER, 2003). In diesem Feld fließt der induzierte elektrische Strom parallel zur Spule, in zum magnetischen Feld entgegengesetzter Richtung und proportionaler Stärke (NOLLET et al., 2003). In unmittelbarer Nähe der Spule, wo das magnetische Feld maximale Stärke erreicht, ist der Stromfluss ebenfalls maximal, aber zu den Feldlinien des Magnetfeldes entgegengesetzt orientiert. Die Stärke des Magnetfeldes wird in Tesla angegeben.

Die wesentlichen Komponenten eines Magnetstimulators sind der Thyristor, der Kondensator, und die Stimulationsspule. Der Thyristor, ein elektronischer Schalter, der den Stromkreis zwischen der Stimulationsspule und dem Kondensator schließt, schaltet den Schwingkreis ein und der Kondensator entlädt die, über ein Netzteil zuvor aufgeladene Ladung von bis zu 5000 Volt (V), die als Strom von bis zu 10000 Ampere (A) durch die Stimulationsspule fließt. Dort wird nach dem Gesetz von Faraday ein Magnetfeld induziert, bis der Stromfluss am Ende der ersten Hälfte des Schwingkreises versiegt und der Kondensator mit einer Ladung entgegengesetzter Polarität wieder aufgeladen ist. Je nach Bauart des Stimulators wird nach Ablauf einer Viertel Schwingung der Strom über eine Diode und einen Lastwiderstand abgeleitet und damit das Zurückfließen der Ladung und damit ein Wiedereintritt in den beschriebenen Ablauf verhindert (monophasische Pulsgeneration). Es besteht bei geschlossenem Stromkreis die Möglichkeit, dass die erneut im Kondensator aufgebaute Ladung als Spannung zurückfließt und erneut ein magnetisches Feld aufgebaut wird. In diesem Fall einer polyphasischen Pulsgeneration entsteht eine sinusförmige Schwingung, die durch Verluste im Schwingkreis gedämpft ist und langsam abklingt (KAMMER und THIELSCHER, 2003; NOLLET et al. 2003; TERAO et al., 2002).

Hauptbestandteile der Spule sind ein oder mehrere dicht aneinander gewundenen Kupferkabel, die in eine Plastikschaale eingebettet sind (NOLLET et al., 2003). Die üblichen Spulenformen sind Rundspulen und Achterspulen (BARKER, 2002), die jeweils in unterschiedlichen Durchmessern erhältlich sind. Grundsätzlich ist dabei zu berücksichtigen, dass Rundspulen mit großen Durchmessern eine größere Eindringtiefe bei geringerer Fokalität des induzierten Stromfeldes produzieren als ansonsten gleiche Spulen kleineren Durchmessers. Achterspulen sind aus zwei Rundspulen aufgebaut, die so nebeneinander angeordnet und verbunden sind, dass der Strom in beiden Spulen in zueinander entgegengesetzten Richtungen fließt (BARKER, 2002, WEBER und EISEN, 2002). Sie produzieren in ihrem Zentrum ein elektrisches Feld maximaler Intensität, das etwa doppelt so groß ist wie das von Rundspulen vergleichbarer Größe induzierte Feld (ROTHWELL, 1997). Zur Beurteilung der Fokalität dieser Spulen ist zu berücksichtigen, dass einerseits auch eine Stimulation durch elektrische Felder, die in der Peripherie dieser Spulen erzeugt werden, hervorgerufen werden kann (NOLLET et al., 2003) und andererseits, dass die Fokalität des zentralen elektrischen Feldes mit zunehmender Eindringtiefe abnimmt. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Stärke des elektrischen Feldes mit zunehmender Eindringtiefe exponentiell abnimmt. Das bedeutet, dass die Bereiche mit sehr starken Feldern mit zunehmender Eindringtiefe einen größeren Prozentsatz (und absolut betrachtet, mehr Energie) verlieren als Bereiche schwächerer Stromstärke bei identischer Eindringtiefe. Im Ergebnis wird der Bereich, in dem ein maximales elektrisches Feld (bei gegebener Eindringtiefe) erzeugt wird, größer. Ausgehend von der Hypothese, dass eine Stimulation eine bestimmte Mindeststärke des erzeugten elektrischen Feldes benötigt (RUOHONEN, 2003), nimmt die Fokalität der Achterspulen bei zunehmender Eindringtiefe ab (BARKER, 2002; KAMMER und THIELSCHER, 2003).

2.1.2. Physiologisch-anatomische Grundlagen

Auf zellulärer Ebene entspricht die magnetische Stimulation der elektrischen Stimulation: in beiden Fällen fließt Ladung in eine erregbare Zellmembran, wodurch eine Änderung im Membranpotenzial hervorgerufen wird (BARKER, 2002). Das Ruhepotenzial einer Nervenzelle beträgt -50 mV bis -70 mV; zur Auslösung eines Aktionspotenzials ist eine Depolarisierung auf -30 mV bis -40 mV

erforderlich (SILBERNAGEL und DESPOPOULOS, 2002, S. 47). Welche Veränderungen an spannungsabhängigen Ionenkanälen bei einer Stimulation auftreten und welche Bedeutung diese Veränderungen haben ist bislang ungeklärt. Die exakten Abläufe nach transkranieller Magnetstimulation oder der Magnetstimulation peripherer Nerven werden in der Literatur zur Reduktion der Komplexität anhand von Modellen beschrieben. Hierbei wird das Gehirn mit einem einheitlichen Leiter, zum Beispiel einer mit Kochsalzlösung gefüllten Halbkugel (WEISSMAN et al., 1992), und der Nerv mit einem Elektrokabel verglichen. Obwohl mit diesen stark vereinfachten Modellen vieles erklärt werden kann (LEMON, 2002), machen es der komplexe Aufbau der Neurone (RUOHONEN, 2003) und die Anisotropie des zentralen Nervensystems (MILLS et al., 1987) schwierig, die Folgen exakt vorhersagen zu können.

2.2. Transkranielle Magnetstimulation

Wie bereits für direkte elektrische Stimulation von PATTON (1954) und AMASSIAN und CRACCO (1987) beobachtet wurde, beruht auch die Wirkung der transkraniellen Magnetstimulation auf zwei unterschiedlichen Effekten: primär werden Axone, Dendrite und Zellkörper der Neurone durch die Magnetstimulation erregt. Sekundär wird diese Erregung über Synapsen auch auf andere, bis dahin nicht stimulierte Strukturen, übertragen (LEMON, 2002).

Die Erregung nach direkter Stimulation der Neurone kann in Form von direkten Wellen (D-Wellen) abgeleitet werden, die sich von indirekten Wellen (I-Wellen) unterscheiden, welche aus einer transsynaptischen Erregungsübertragung resultieren, und zwar dadurch, dass sie elektromyographisch mit einer zeitlichen Verzögerung von circa 1-2ms auftreten (ROTHWELL et al., 1991). Die Weiterleitung der Erregung zu den Effektororganen erfolgt über das pyramidale und extrapyramidale System (DELAHUNTA und GLASS, 2009; FUJIKI et al., 1990; LEVY et al., 1984; YORK, 1987; KAWAI und NAGAO; 1992; HAGHIGHI et al.; 1995, RYDER et al. 1991), wobei die schnell leitenden Pyramidenbahnen in besonderem Maße daran beteiligt sind (CORTHOOUT et al., 2001; YORK, 1987). Ausgangspunkt der D-Wellen ist die Stimulation eines Neurons nahe dem Ursprung seines Axons am Zellkörper (AMASSIAN und CRACCO, 1987). Dieser Bereich

ist reich an schnell leitenden, spannungsabhängigen Natriumkanälen, die einen schnellen Stromfluss in die Zelle erlauben (LEMON, 2002).

Die transsynaptische Weiterleitung der Erregung über Interneurone oder Kollaterale der Axone (AMASSIAN und CRACCO, 1987; AMASSIAN und DELETIS, 1999) resultiert in indirekten Wellen (I-Wellen).

Dabei sind Unterschiede zwischen den verschiedenen Bereichen des Motorkortex zu beobachten. Die transkranielle magnetische Stimulation des Hand-Motorkortex löst bei niedriger Reizintensität, im Bereich des Schwellenwertes, I-Wellen aus, bei höheren Stimulusintensitäten können sowohl I- wie auch D-Wellen aufgezeichnet werden (DAY et al. 1989; KANEKO et al., 1997). Bei transkranieller magnetischer Stimulation des humanen Motorkortex der distalen Gliedmaßenmuskulatur entspricht die Latenz der nach elektrischer Stimulation. Daraus wird geschlossen, dass in beiden Fällen dieselben Strukturen erregt werden, nämlich die ersten Segmente oder nahen Nodien der pyramidalen Axone beim Austritt aus dem Kortex. Die beobachtete Erregung resultiert aus einer direkten Erregungsleitung (ROTHWELL, 1997).

Untersuchungen an Modellen und experimentelle Ergebnisse begründen die Vermutung, dass die transkranielle Magnetstimulation hauptsächlich gebogene Bereiche kortikokortikaler oder kortikospinaler Fasern oder Nervenenden an der Oberfläche des Kortex erregt (BASSER und ROTH, 1991; NAGARAJAN et al. 1993; ABDEEN und STUCHLY, 1994; MACCABEE et al., 1993; NAGARAJAN et al., 1997). Fließt der Strom in der (Rund-) Spule, von oben betrachtet, im Uhrzeigersinn, wird vorzugsweise die linke Hemisphäre erregt, fließt er dagegen in der Spule entgegen dem Uhrzeigersinn, wird vorzugsweise die rechte Hemisphäre erregt (MILLS et al., 1987). Die Untersuchungen von NAKATOH et al. (1998) haben ergeben, dass bei einer Achter-Spule eine mediolaterale Orientierung des Stromflusses in der Stimulationsspule maximale Amplituden hervorruft.

Zwei Untersuchungen kamen zu unterschiedlichen Ergebnissen bezüglich der transkraniellen magnetischen Stimulation von Dobermann Pinschern mit kaudaler zervikaler Spondylomyelopathie. DA COSTA et al. (2006) fand in 16 neurologisch normalen und 16 neurologisch auffälligen Dobermann Pinschern einen

signifikanten Unterschied bezüglich Latenz und Muskelsummenpotenzials des M. tibialis cranialis nach transkranieller Magnetstimulation. Diese abnormalen Ergebnisse korrelieren mit den Befunden der bildgebenden Verfahren (Magnetresonanztomographie) und dem neurologischen Status der Patienten. DE DECKER et al. (2011) unterteilten die von ihm untersuchten Hunde in drei Gruppen: neurologisch normale Dobermann Pinscher ohne Rückenmarkskompression, neurologisch normale Dobermann Pinscher mit Rückenmarkskompression und neurologisch abnormale Dobermann Pinscher mit Rückenmarkskompression. Die Ergebnisse der Latenz und Amplitude nach transkranieller Magnetstimulation für neurologisch abnormale Hunde waren signifikant schlechter als für neurologisch normale Hunde. Er folgerte, dass die Ergebnisse der transkraniellen Magnetstimulation in der Interpretation der bildgebenden Verfahren hilfreich sein können.

2.3. Magnetstimulation peripherer Nerven

Die Probleme im Bereich der magnetischen Stimulation der peripheren Nerven sind zum einen die Bestimmung des Stimulationspunktes des Nerven in Abhängigkeit der Geometrie, Ausrichtung und Positionierung der Spule und zum anderen die Dauer und Form des induzierten elektrischen Feldes (MACCABEE, 2002).

Bei einer nicht gebogenen Nervenfasern in einem homogenen Medium entsteht die Erregung in dem Bereich des induzierten elektrischen Feldes, bei dem die erste negativ orientierte Abweichung auftritt, die parallel zur Längsachse des Nerven orientiert ist (BASSER und ROTH, 2000; MACCABEE et al., 1993, ROTH und BASSER, 1990, TERAOKA und UGAWA, 2002). Gebogene Nervenfasern oder Nervenenden werden optimal an der Spitze des induzierten elektrischen Feldes erregt (MACCABEE et al., 1993).

Die Bestimmung des Stimulationspunktes wird vor allem dadurch kompliziert, dass das Gewebe inhomogen ist und somit das induzierte elektrische Feld beeinflusst. Von besonderer Bedeutung ist die Rolle von Knochen als Isolator, der die Stimulation von Geweben innerhalb enger knöcherner Begrenzungen, wie sie beispielsweise im Rückenmark und Spinalganglien vorliegt, erschwert

(MACHIDA et al., 1992; COHEN und CUFFIN, 1991). Um die Entwicklung neuer Geräte und den klinischen Einsatz zu ermöglichen, werden Modelle zur Prognose der Morphologie und Stärke induzierter elektrischer Felder erstellt, wie zum Beispiel von KRASTEVA et al. (2003).

Für die Fragestellung bezüglich der optimalen Pulsform und –dauer sind zunächst mono- von polyphasischen Pulsformen zu unterscheiden. Polyphasische Pulse, die im Gegensatz zu monophasischen Pulsen mindestens über zwei Extrema verfügen, rufen bei der Stimulation von Nerven der Gliedmaßen bei gesunden Menschen größere Antworten hervor als monophasische Pulse (MCROBBIE und FOSTER, 1984, CLAUS et al. 1990). Die Betrachtungen im Modell sprechen auch dafür, dass bei polyphasischen Pulsformen die Orientierung des elektrischen Feldes unkritisch ist. Die optimale Impulsdauer für die Stimulation peripherer Nerven ist unbekannt (MACCABEE, 2002). Es gibt jedoch Hinweise, dass die Membranzeitkonstante der Axone von 150 ms (BARKER et al., 1991) die Pulsdauer nach oben begrenzt (KAMMER und THIELSCHER, 2003).

VAN SOENS et al. (2008) untersuchten in einem Pilotprojekt die Magnetstimulation des N. radialis und des N. ischiadicus beim Hund und verglich die Latenz und maximale Amplitude mit den Ergebnissen der elektrischen Stimulation und fand keinen Unterschied zwischen beiden Techniken. Obwohl sich die schmerzlose und unter Sedierung durchzuführende magnetische Stimulation schwer zugänglicher Nerven wie dem Fazialisnerv als Vorteil darstellt, wurde keine Stimulation dieses Nervs durchgeführt.

VAN SOENS et al. (2009) führten an 36 Hunden und 17 Katzen mit Avulsion des Plexus brachialis und unterschiedlichem neurologischen Status Magnetstimulationen am beschädigten und normalen N. radialis durch und fanden heraus, dass beim Hund neben dem Fehlen des tiefen Schmerzempfindens (Reaktion des Probanden auf eine Noxe die dem Periost einer Phalanx zugeführt wird, DELAHUNTA und GLASS 2009) und Cutaneus trunci Reflexes auch das Fehlen eines Muskelsummenpotenzials nach magnetischer Stimulation mit einem nicht zufriedenstellenden klinischen Ergebnis einhergingen.

Ebenfalls VAN SOENS et al. (2012) etablierten Referenzwerte für die magnetische Stimulation des N. radialis und N. ischiadicus durch Messungen an 40 gesunden Katzen nach magnetischer Stimulation, die mit Ergebnissen nach elektrischer Stimulation an 10 ebenfalls gesunden Katzen verglichen wurden. Der Vergleich der Ergebnisse nach magnetischer und elektrischer Stimulation zeigte signifikante Unterschiede in der Latenz, während die maximale Amplitude vergleichbar war. Die Untersuchung an neurologisch abnormalen Katzen mit klinischer Diagnose einer Polyneuropathie ergab signifikante Unterschiede zu denen der neurologisch normalen Katzen.

2.4. Magnetstimulation des N. facialis beim Hund

Die magnetische Stimulation des N. facialis wurde bisher beim Hund lediglich zu experimentellen Zwecken durchgeführt. Die nachfolgende Tabelle 1 gibt eine Übersicht über die Einzelheiten der bisher veröffentlichten Untersuchungen.

Tabelle 1: Übersicht über bisherige Untersuchungen zur Stimulation des N. facialis

Quelle	Hunde	Stimulator/Spule	Stimulationspunkte	Ableitpunkte
Haghighi, Estrem (1990)	6 Mischlinge	9,5 cm Rundspule Hersteller: Cadwell Instruments(2,2T)	Motorkortex (prae und post Kraniotomie), retromandibulär	M. orbicularis oris, M. orbicularis oculi
Estrem et al. (1988)	5 Mischlinge	Keine Angabe zur Spule; Hersteller: Novamatrix	Motorkortex	M. orbicularis oris, M. orbicularis oculi
Estrem et al. (1990b)	6 Mischlinge	9,5 cm Rundspule, Hersteller: Cadwell MES-10	Cerebello-pontiner Winkel (prae und post Subkraniotomie)	M. orbicularis oris, M. levator nasolabialis
Estrem et al. (1990a)	34 Mischlinge	9,5cm Rundspule Hersteller: Cadwell MES-10	Motorkortex (24 Hunde) Cerebello-pontiner Winkel (7 Hunde)	M. orbicularis oculi; später auch M. levator nasolabialis

Bei allen oben genannten Veröffentlichungen (ESTREM et al., 1988; ESTREM et al., 1990 a, b; HAGHIGHI, 1990) fand ein Vergleich der elektrischen und der magnetischen Stimulation statt. Aus dem Vergleich der Latenzen der evozierten Potenziale wurde der Schluss gezogen, dass zumindest bei höheren.

Stimulationsintensitäten, eine Erregung des N. facialis an seinem Austritt aus dem Hirnstamm stattfand und nicht aus Erregung der entsprechenden Areale des Motorkortex herrührte, unabhängig von dem gewählten Stimulationspunkt. Die Ursache hierfür ist nicht geklärt, kann aber nach Einschätzung von ESTREM et al. (1990a) mit einer, im Vergleich zu der der kortikalen Pyramidenzellen, niedrigeren Reizschwelle der Nervenfasern zusammenhängen.

ESTREM et al. (1988) beschrieben zuerst die erfolgreiche transkranielle Stimulation des N. facialis.

Um die Reproduzierbarkeit der ermittelten Latenzen sicherzustellen, wurden nacheinander einige Antworten aufgezeichnet und eine repräsentative Messung zur Auswertung ausgewählt. Die Ergebnisse für Stimulation prae und post Kraniotomie wiesen keine signifikanten Unterschiede auf (HAGHIGHI et al., 1990; ESTREM et al., 1990)

HAGHIGHI et al. (1990) verglichen zusätzlich unterschiedliche Spulenpositionen und stellten fest, dass bei einer Positionierung der Spule tangential auf der okzipitalen Mittellinie parallel zur atlanto-okzipitalen Achse höhere Amplituden evoziert werden konnten. Eine orthogonale Positionierung mit einem Winkel von 45° führte zu niedrigeren Amplituden des Muskelsummenpotenzials und eine perpendikuläre Positionierung führte zu einem vollständigen Ausbleiben der Amplitude.

3. Elektrische Stimulation

3.1. Grundlagen der elektrischen Stimulation peripherer efferenter Nerven

Die physikalisch-technischen Voraussetzungen der elektrischen Stimulation peripherer Nerven sind durch zwei Komponenten determiniert: den Stimulator und die Elektroden, die den vom Stimulator erzeugten elektrischen Reiz in die Nähe des Nerven bringen.

Ein Stimulator erzeugt einen Stimulus in definierter Stromstärke von 50 ms bis 1000 ms Dauer, die vom Untersucher an die jeweiligen Gegebenheiten angepasst werden kann. Dieser Stimulus wird entweder über selbstklebende Oberflächenelektroden oder mithilfe von Nadelelektroden transportiert und erzeugt in der Flüssigkeit, die das Nervengewebe umgibt einen Stromfluss der das Nervengewebe unter der Anode hyperpolarisiert und unter der Kathode depolarisiert. Bei ausreichender Reizintensität wird ein Aktionspotenzial ausgelöst, das sich entlang des Nervs ausbreitet und schließlich zu einem Muskelsummenpotenzial führt. (KIMURA 2001, S. 52). Der Zeitpunkt, zu dem der initiale Stimulus erzeugt wird, wird von dem Stimulator gespeichert.

3.2. Ableitung evozierter Muskelsummenpotenziale

Muskelsummenpotenziale werden von Elektroden abgeleitet und an einen Myografen zur Verarbeitung und Speicherung weitergeleitet.

Monopolare und konzentrische Nadelelektroden sollen hier eingehender betrachtet werden, weil diese in der Tiermedizin üblicherweise eingesetzt (BOWEN, 1987) und auch für die vorgelegte Untersuchung genutzt wurden. BOWEN (1987) gibt eine Übersicht über die Eigenschaften dieser Elektroden. Monopolare Elektroden sind Edelnadeln unterschiedlicher Länge, die bis auf die Spitze mit Teflon zur Isolierung umhüllt sind. Diese Elektrode wird auch als aktive oder Aufnahmeelektrode bezeichnet und empfängt evozierte Potenziale in einem Radius von 2 cm gemessen von der Nadelspitze. Eine zweite handelsübliche EEG-Elektrode wird als Referenzelektrode zu der monopolen Elektrode distal platziert.

Die konzentrische Elektrode vereinigt die Komponenten der aktiven und Referenzelektrode in einer Nadel: die aktive Elektrode ist ein teilweise isolierter Draht, der von einem an der Spitze geöffneten Stahlgehäuse umgeben ist. Nach Platzierung der Nadel im Muskel sind sowohl das äußere Stahlgehäuse wie auch der im Inneren positionierte Draht in Kontakt mit Muskelgewebe. Der Freiraum zwischen beiden Komponenten erlaubt es, Muskelgewebe zu umschließen, dessen elektrische Aktivität untersucht wird. Der evaluierte Bereich beträgt 0,7 mm.

Während die beschriebenen Elektroden die elektrische Aktivität der Muskeln lediglich aufnehmen, werden diese Signale vom Elektromyografen verstärkt und durch Filter bereinigt, in akustische (diese werden nicht für die Fazialisstimulation genutzt) und optische Signale umgewandelt und gespeichert.

3.3. Visuelle Darstellung evozierter Aktionspotenziale

Nachfolgend soll beschrieben werden, wie die Aktionspotenziale grafisch umgesetzt werden. Grundsätzlich können stationäre und bewegliche Quellen für bioelektrischen Strom unterschieden werden. Muskelpotenziale nach Stimulation des N. facialis gehören zu Letzteren, da sich die Potenziale entlang der Muskelfasern ausbreiten (HOLLIDAY 2003). HOLLIDAY (2003) beschreibt die Entstehung der zweiphasigen Potenziale beweglicher Stromquellen anhand der Stromkabel-Metapher: die Muskelfaser ist ein Stromkabel, das Aktionspotential ein Dipol, der sich von der motorischen Endplatte ausgehend entlang der Muskelfaser bewegt. An dem Bereich der Muskelfaser, an dem ein Aktionspotential ausgelöst wird, findet eine Hyperpolarisierung statt, während die Bereiche der Muskelfaser unmittelbar vor und nach dem hyperpolarisierten Bereich hypopolarisiert sind. Die Aufnahmeelektrode greift diese Ladungsunterschiede in ihrem Aufnahmebereich ab. Je nachdem ob im Aufzeichnungsbereich der Elektrode positive oder negative Ladung überwiegt, ist die Orientierung der grafischen Darstellung des Aktionspotenzials positiv oder negativ. Da sich die elektrische Quelle entlang der Muskelfaser bewegt, die Elektrode aber statisch ist, verändert sich das Verhältnis aus positiver und negativer Ladung, die von der Elektrode registriert wird. Dies wird deutlich in dem Anstieg oder Fall der aufgezeichneten Kurve. Nachfolgende Abbildungen 1 und 2 sollen diesen Sachverhalt verdeutlichen. Zur Vereinfachung wird in diesem Modell lediglich eine Muskelfaser betrachtet, tatsächlich spiegeln die ermittelten Werte der Muskelsummenpotenziale das Geschehen an einer Vielzahl von Muskelfasern wieder.

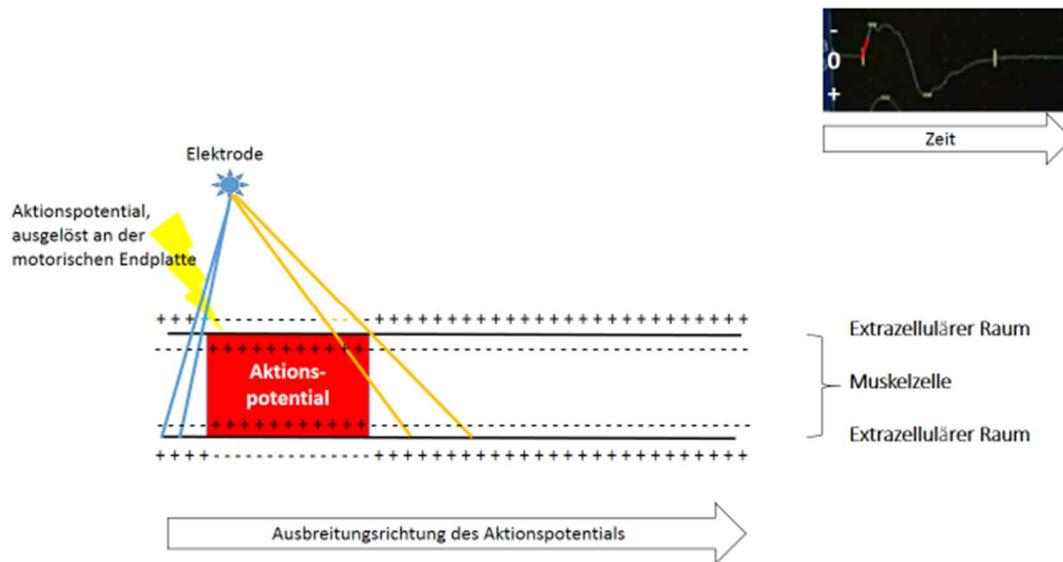


Abbildung 1: Aufnahme durch eine Elektrode in der Nähe zur motorischen Endplatte. Die orange markierten Abschnitte stellen den Teil extrazellulären Ladung dar, die im vorderen Aufnahmebereich der Elektrode liegen (leading edge), die blau markierten Abschnitte stellen den Teil der extrazellulären Ladung dar, die vom hinteren Bereich der Elektrode aufgenommen werden, beides gesehen in Relation zum Aktionspotential. Die Gegenüberstellung von positiver Ladung (+) und negativer Ladung (-) zeigt ein Überwiegen der negativen Ladung. Das Bild in der oberen rechten Ecke der Abbildung zeigt ein biphasisches Aktionspotential. Die rote Markierung stellt den negativen Wert des Aktionspotenzials dar. (modifiziert nach Holliday, 2003)

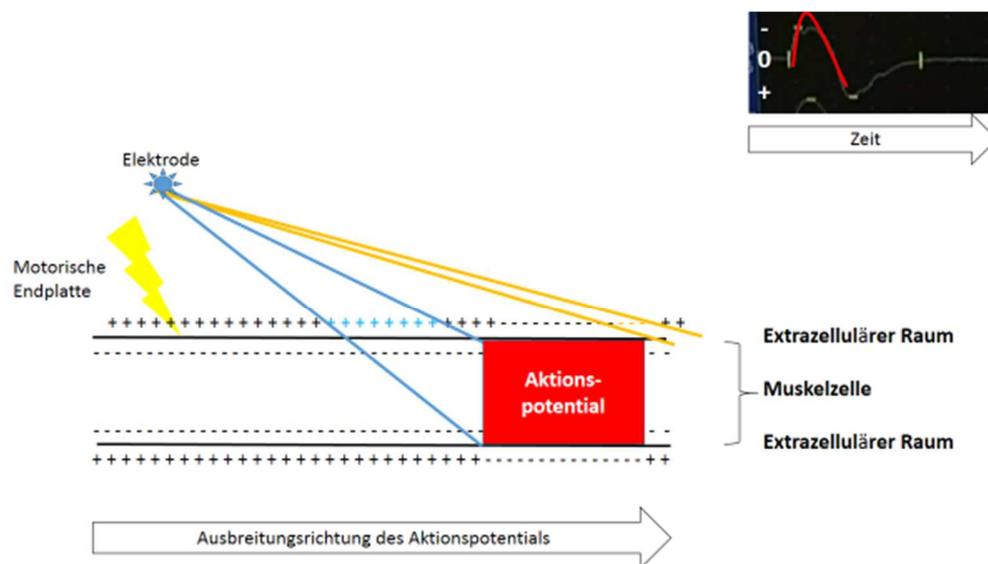


Abbildung 2: Aufnahme durch eine Elektrode in Abstand von der motorischen Endplatte. Die orange markierten Abschnitte stellen den Teil extrazellulären Ladung dar, die im vorderen Aufnahmebereich der Elektrode liegen (leading edge), die blau markierten Abschnitte stellen den Teil der extrazellulären Ladung dar, die vom hinteren Bereich der Elektrode aufgenommen werden, beides gesehen in Relation zum Aktionspotential. Im Vergleich zu Abbildung 1 ist Zeit vergangen, dies wird gezeigt indem der Bereich, der rot als Aktionspotential gekennzeichnet ist, nach rechts verschoben ist. Die Gegenüberstellung von positiver Ladung (+) und negativer Ladung (-) zeigt ein Überwiegen der positiven Ladung. Das bild in der oberen rechten Ecke der Abbildung zeigt ein biphasisches Aktionspotential. Die rote Markierung stellt den positiven Wert des Aktionspotenzials dar. Die zeitliche Verzögerung zwischen Abbildung 1 und Abbildung 2 wird hier durch die Verschiebung der roten Linie nach rechts gekennzeichnet. (modifiziert nach Holliday, 2003)

3.4. Parameter elektrisch evozierter Muskelsummenpotenziale

Die evozierten Muskelsummenpotenziale werden mit Hilfe ihrer Latenz, Amplitude, Dauer sowie der Fläche unter der Kurve beschrieben. In der Regel werden Muskelsummenpotenziale, das heißt die Summe der elektrischen Aktivität aller erregten Muskelfasern, betrachtet (BISCHOFF, 2003a).

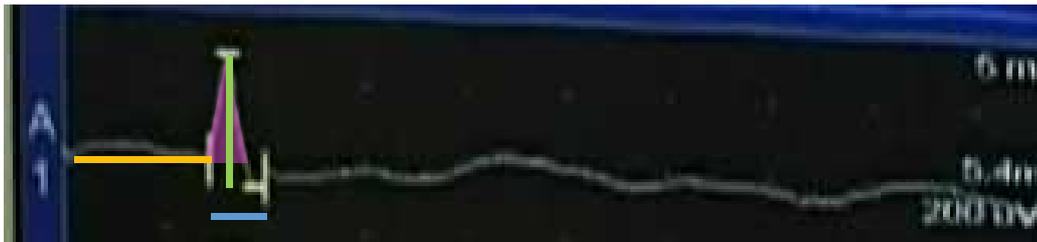


Abbildung 3: Latenz, Dauer, Amplitude und Fläche am Beispiel für die Aufnahme eines Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis. Gelb: Marker, automatisch gesetzt; von der Autorin zur Kennzeichnung ergänzt: orange: Latenz, blau: Dauer, grün: Amplitude, rosa: Fläche. (Bild aus einer Filmaufnahme des Myografen, der ein evoziertes Muskelsummenpotenzial der elektrischen Stimulation des N. facialis darstellt; aufgenommen und bearbeitet von der Autorin).

3.4.1. Latenz

Die Latenz bezeichnet den Zeitabstand zwischen der Stimulation und dem Beginn des Muskelpotenzials. Sie wird in Millisekunden (ms) angegeben. In Abbildung 3 ist sie orange dargestellt. Sie misst die zeitliche Verzögerung zwischen dem Stimulationsartefakt und der Stelle, an der die Kurve erstmals von der Grundlinie abweicht. Die Latenz spiegelt die Nervenleitgeschwindigkeit der am schnellsten leitenden Fasern wieder (DAUBE, 1980; KIMURA, 1984).

3.4.2. Dauer

Die Dauer (Duration) ist die Zeitdauer, ausgedrückt in Millisekunden, zwischen dem ersten Grundlinienabgang nach Stimulation und dem Ende des Muskelsummenpotenzials (RÖDER, 1996). Die Dauer gibt die Zeitspanne zwischen dem Beginn (ausgelöst durch die Axone mit der höchsten Leitgeschwindigkeit) und dem Ende des Muskelsummenpotenzials (gekennzeichnet durch die Repolarisierung der Muskelfasern) wieder. Bei Verlust

von Nervenfasern wird auch das Spektrum der Nervenleitgeschwindigkeiten reduziert, wodurch die Dauer des Muskelpotenzials abnimmt. Sind dagegen vor allem die langsam leitenden Fasern betroffen, sodass deren Leitgeschwindigkeit weiter abnimmt, nimmt die Dauer des Muskelpotenzials zu. Ähnliches ist auch bei zunehmenden Abstand zwischen Stimulations- und Ableitpunkten zu beobachten, da bei einer längeren Strecke die Unterschiede in der Nervenleitgeschwindigkeit unterschiedlicher Nervenfasern stärker zum Tragen kommen und die zeitliche Streuung des Muskelpotenzials zunimmt (KIMURA et al. 1986; KIMURA 1998; LAMBERT, 1962). Die Dauer wird durch die Kombination von Axonen mit unterschiedlicher Nervenleitgeschwindigkeit bestimmt und ist in Abbildung 3 durch die blaue horizontale Linie repräsentiert.

3.4.3. Amplitude

Die Amplitude bezeichnet die aufgezeichnete Spannung, gemessen als maximaler Abstand der Kurve des Muskelsummenpotenzials von der Basislinie oder als Abstand der Extremwerte eines polyphasischen Muskelsummenpotenzials voneinander. Letzteres ist in Abbildung 3 als grün vertikale Linie gekennzeichnet. Die Maßeinheit der Amplitude ist Millivolt (mV). (NOLLET et al., 2003). Die Amplitude des Muskelsummenpotenzials ist ein Indikator für die Anzahl der bei Stimulation aktivierten Motorneurone (YAMOUT et al., 1997) und schwankt mit der Stimulationsintensität.

3.4.4. Fläche unter der Kurve

Die Fläche unter der Kurve des Muskelsummenpotenzials, ausgedrückt in Millivolt Millisekunden (mVms), ist direkt proportional zur Anzahl der erregten Muskelfasern und wird insbesondere dann zur Beurteilung herangezogen, wenn aufgrund einer verlängerten Dauer oder Abweichungen der Kurvenmorphologie eine Beurteilung ausschließlich anhand der Amplitude nicht möglich ist (RÖDER, 1996). Da die Dauer des Muskelsummenpotenzials in ihre Berechnung miteingeht, berücksichtigt sie auch den Beitrag langsamer leitender Axone (MALIK und HO, 1989). Die Fläche unter der Kurve ist in Abbildung 3 rosa hinterlegt.

3.5. Einflussgrößen der Parameter

Die verschiedenen Einflussgrößen auf die Messergebnisse können bestimmt werden.

- 1) Die Parameter Amplitude, Latenz, Dauer und Fläche können neben Faktoren, die im Probanden begründet sind wie Alter, Geschlecht, Größe auch durch den
- 2) Untersucher und die
- 3) eingesetzten Instrumente beeinflusst werden.

So sind Schwankungen der Temperatur negativ mit Amplitude, Dauer und Latenz korreliert (BOLTON et al., 1981; STETSON et al., 1992). LEE und BOWEN (1975) wiesen beim Hund eine Abnahme der Nervenleitgeschwindigkeit bei sinkender Körpertemperatur nach. Auch Unterschiede im Hautwiderstand zwischen rechter und linker Gesichtshälfte oder bei wiederholten Untersuchungen können zu einer schlechten Reproduzierbarkeit beitragen. Als Richtwert für die Humanmedizin gilt, dass der Hautwiderstand nicht mehr als 10000Ω und der Unterschied des Hautwiderstandes bei verschiedenen Messungen nicht mehr als 2000Ω betragen soll (HUGHES und GLASCOCK, 1981). Der Einfluss des Hautwiderstandes auf die Reproduzierbarkeit ist beim Mensch jedoch nicht signifikant, für den Hund liegen keine Untersuchungen vor (HUGHES et al., 1983). Des Weiteren beeinflusst nicht nur beim Hund (STETSON et al., 1992) das Alter die Ergebnisse nach Nervenstimulation. Beim Hund ist während der Reifungsphase in der Jugend (im Alter von weniger als einem Jahr) und der Degeneration im höheren Alter (sieben Jahre oder älter) (CUDDON, 2002) die Nervenleitgeschwindigkeit im Vergleich zum Adulten niedriger. Gleiches gilt für die Körpergröße: größere Hund besitzen tendenziell niedrigere Nervenleitgeschwindigkeiten als kleinere Hunde, da sich die Nerven an identischen anatomischen Punkten, die von der Gesamtlänge des Nervs nicht beeinflusst werden, verjüngen. Die Effekte dieser Verjüngung kommen beim größeren Tier mehr zum Tragen als bei einem kleineren Tier, da die Nervenlänge größer ist und die Effekte unterschiedlicher Nervenleitgeschwindigkeiten mehr zum Tragen kommen.

Bei der Untersuchung sowohl gesunder (CHAUDRY et al., 1991) wie auch kranker (CHAUDRY et al., 1994) Probanden war die Reproduzierbarkeit größer, wenn sie

von demselben Untersucher durchgeführt wurde als bei einem Vergleich der Ergebnisse unterschiedlicher Untersucher. Wenn der Untersucher unbemerkt Anteile des N. trigeminus mitstimuliert, können durch Fernpotenziale des M. masseter oder M. pterygoideus die Ergebnisse der Fazialisstimulation verändert werden (BISCHOFF, 2003c).

Wesentliche Faktoren für die Variabilität der Nervenleitgeschwindigkeit können Fehler bei der Messung der Latenzzeit und des Abstandes zwischen Stimulations- und Ableitestelle sein. Letzteres ist einerseits damit zu erklären, dass der Verlauf der Nerven nicht geradlinig wie der Verlauf der Messeinheit ist und dadurch die Nervenlänge unterschätzt wird. Der Punkt der Stimulation kann nicht exakt bestimmt werden, weil der intramuskuläre Verlauf der Stimulationselektroden nicht visualisiert werden kann. Es kann weder die exakte Stimulations- noch die Ableitestelle bestimmt werden (BLEASEL und TUCK, 1991). Dies kommt insbesondere auch bei sehr hohen Stimulationsintensitäten zum Tragen, wenn der Impuls von der Kathode weg nach distal springt und so die Gesamtstrecke zwischen Stimulations- und Ableitestelle unterschätzt wird (PINELLI, 1964). Dies kann erklären, warum Oberflächenelektroden als Aufnahme-Elektroden an anatomisch gut definierten Ableitestellen zu einer signifikanten Verbesserung der Reproduzierbarkeit führen (TJON-A-TSIEN et al., 1996; VAN DIJK et al., 1999). Bei submaximalen Stimulationsintensitäten, die definitionsgemäß keine maximale Antwort in Form eines Muskelsummenpotenzials produzieren (ADOUR et al., 1977), werden möglicherweise nicht alle grundsätzlich erregbaren Nervenfasern erregt. Da die Anzahl der durch submaximale Reize erregbaren Nervenfasern schwankt, kann dadurch die Variabilität bei wiederholten Untersuchungen zunehmen (HUGHES et al., 1983).

3.6. Grundlagen der Befundinterpretation

CUDDON (2002) hat auf Grundlage der Untersuchungen von BROWN und ZAKI (1979), FARNBACH (1980) sowie VAN NES (1985) typische Abweichungen in den Parametern von Muskelsummenpotenzialen in Symptomkomplexen zusammengefasst. Obwohl diese Beobachtungen auf der Stimulation von Nerven des Plexus brachialis und Plexus lumbalis beruhen, scheint es aufgrund ihrer

physiologischen Grundlagen legitim, sie auch auf Stimulation der Gehirnnerven anzuwenden.

Zeitliche Streuung ist definiert als Verminderung der Amplitude des Muskelsummenpotenzials nach proximaler Stimulation im Vergleich zur Amplitude nach distaler Stimulation, bei der die Dauer des proximalen Muskelsummenpotenzials um mindestens 20% zunimmt. Beträgt der Amplitudenunterschied mindestens 20% (normalerweise über 50%), ist die Dauer aber um weniger als 20% verlängert, bezeichnet man diesen Befund als Leitungsblock (MALLIK und WEIR, 2005).

Eine Abnahme der Amplitude des Muskelpotenzials ohne zeitliche Streuung weist entweder auf eine generalisierte Axonopathie, eine schwere Myopathie oder eine Störung in der neuromuskulären Übertragung hin. Eine Verminderung der Nervenleitgeschwindigkeit ohne Abnahme der Amplitude ist hauptsächlich bei Demyelinisierungen zu beobachten; sind Axone unterschiedlichen Durchmessers und unterschiedlicher Myelinisierung betroffen, treten polyphasische Muskelsummenpotenziale und zeitliche Streuung auf, sind dagegen hauptsächlich schnell leitende Axone betroffen, ist die Amplitude um mindestens 40 bis 50 % vermindert. Diese Unterscheidung zwischen zeitlicher Streuung und Leitungsblock wird in der Humanmedizin (BISCHOFF, 2003b) und Tiermedizin ähnlich interpretiert. Sie ist insbesondere für die Befundinterpretation wichtig, weil Ersteres für eine Axonopathie spricht, bei der die Leitungsgeschwindigkeit des Nerven auf weiten Strecken seines Verlaufs vermindert ist, während Letzteres typischerweise bei einer lokalen Demyelinisierung von mindestens zwei Nodien auftritt, dies- und jenseits der Läsion die Leitungsgeschwindigkeit aber unbeeinflusst bleibt.

3.7. Bisherige Forschung zur Stimulation des N. facialis beim Hund

Die elektrodiagnostische Untersuchung des N. facialis wurde bisher in acht Veröffentlichungen beschrieben, von denen fünf ausschließlich tierexperimentellen Charakter haben.

BRAUND et al. (1979) setzten in ihrer Arbeit die elektrodiagnostische Untersuchung zur Klassifizierung der klinischen Fazialispareesen an vier Hunden ein. Bei drei untersuchten Hunden wurden Fibrillationspotenziale bei fehlender elektrischer Evozierbarkeit von Muskelsummenpotenzialen als Hinweis auf axonale Degeneration des N. facialis interpretiert.

ESTREM et al. (1988) stimulierten den Motorkortex nach Kraniotomie bei 24 Hunden mithilfe einer Silber-Kugelelektrode direkt und zeichneten die evozierten Potenziale an den Mm. orbicularis oris und orbicularis oculi auf. Diese Untersuchung diente dem Vergleich der Ergebnisse mit denen, die bei der ebenfalls durchgeführten transkraniellen Magnetstimulation gewonnen wurden.

HAGHIGHI und ESTREM (1990) führten eine elektrische Stimulation des Motorkortex der rechten Hemisphäre nach Kraniotomie sowie eine Stimulation des N. facialis nach subokzipitaler Kraniotomie am cerebello-pontinen Übergang durch und bestimmten somit dessen zentrale Leitungszeit mit Zeiten von 0,5 ms bis 1,5 ms für Ableitung von dem M. orbicularis oculi und 0,91 ms bis 1,84 ms für den M. orbicularis oris. Vor und nach der Kraniotomie wurde ebenfalls eine magnetische Stimulation des Motorkortex durchgeführt.

ESTREM et al. (1990 a) haben an insgesamt 43 Mischlingshunden elektrische kortikale und transkranielle magnetische Stimulationen des Motorkortex vorgenommen. Die evozierten Potenziale wurden zunächst am M. orbicularis oculi, später auch am M. levator nosolabialis vorgenommen. Im Vergleich der Latenzen, die nach elektrischer Stimulation erhalten wurden, mit denen, die nach transkranieller magnetischer Stimulation auftraten, kamen sie zu dem Ergebnis, dass die magnetische Stimulation zu einer Aktivierung des N. facialis im Bereich des Austritts aus dem Hirnstamm führte. Dies wurde auch bei elektrischer Stimulation bei hoher Stimulationsintensität beobachtet. Bei höherer Stimulationsintensität der magnetischen Stimulation entsprachen die gewonnenen Ergebnisse denen der elektrischen Stimulation.

ESTREM et al. (1990 b) haben in einem weiteren Versuch, ebenfalls im Vergleich zur magnetischen Stimulation, eine elektrische Stimulation des N. facialis nach

subokzipitaler einseitiger Kraniotomie am cerebello-pontinen Übergang durchgeführt.

ANOR et al. (2000) beurteilten den Blinkreflex und die Muskelsummenpotenziale, die durch elektrische Stimulation des N. facialis bei 15 gesunden Hunden vor sowie nach Leitungsblock des N. supraorbitalis (N. trigeminus) und des N. facialis mit Lidocaininjektionen abgeleitet wurden. Beurteilt wurden Amplituden und Latenzen. Die elektrische Stimulation des N. facialis führte zu einer direkten sowie zu einer fazio-fazialen Antwort des zur Stimulationsstelle ipsilateralen M. orbicularis oculi. Ein Leitungsblock des rechten N. facialis führte zu einem Erlöschen der Antwort des rechten M. orbicularis oculi, sowohl nach Stimulation des rechten als auch des linken N. supraorbitalis.

KELLY und LEONETTI (2003) stimulierten bei 10 gesunden Mischlingshunden unilateral den N. facialis nach Darstellung über einen Zugang zur Fossa caudalis in seinem Verlauf zwischen dem Austritt aus dem Hirnstamm und dem Eintritt in den Meatus acusticus mit dem Ziel, die Zuverlässigkeit des Tiermodells für experimentelle Untersuchungen des N. facialis zu beurteilen. Ein weiteres Ziel der Untersuchung war es festzustellen, ob durch die elektrische Stimulation eine Schädigung des Nervengewebes hervorgerufen wurde. Eine Aufzeichnung der evozierten Potenziale erfolgte nicht. Für letztere Fragestellung wurde neben der klinischen Untersuchung der mimischen Muskulatur eine histologische Untersuchung des N. facialis 2 Wochen nach dessen Stimulation durchgeführt. Im Ergebnis wurde der Hund als zuverlässiges Tiermodell für die Stimulation des N. facialis im untersuchten Bereich beurteilt. Die 50-fache Wiederholung der Stimulation bei einer gewählten Reizintensität von 1 mA führte nicht zu einem Funktionsverlust des N. facialis, die histopathologische Untersuchung zeigte keine Unterschiede in der Axonendichte im Vergleich zu den Befunden des nicht stimulierten N. facialis.

LOBO-ROTH (2003) führte nicht nur die Stimulation des N. facialis bei gesunden Hunden und an Hunden mit Fazialisparese, sondern auch Stimulationen an fünf Katzen und einer Maus durch. Neben elf Beagle, wurden auch sechs neurologisch gesunde Hunde, neun neurologisch kranke Hunde ohne Beteiligung des N. facialis und fünf Hunde mit Fazialisparese in die Untersuchung eingeschlossen. Neben den

üblicherweise erhobenen Werten Amplitude und Latenz, wurden auch die Dauer und die Fläche ausgewertet. Zusätzlich wurden repetitive Stimulationen bei den oben genannten Beagle durchgeführt. Die Reproduzierbarkeit der erhobenen Daten wurde durch repetitive Stimulation und Ableitung von Muskelsummenpotenzialen simuliert, wobei bei jeder erneuten Messung die ableitenden Nadelelektroden neu positioniert wurden. Insgesamt wurden 11 Messungen durchgeführt. Die Variationskoeffizienten für Latenz (5,2%), Dauer (17,4%), Amplitude (54,6%) und Fläche (31,2%) wurden von der Autorin für die Latenz als sehr gut, die Dauer als gut und die Amplitude sowie die Fläche als schlecht bezeichnet.

C. Eigene Untersuchungen

1. Tiere, Material und Methoden

1.1. Versuchsaufbau

Die elektrische Stimulation des N. facialis wurde in zwei aufeinanderfolgenden Messzyklen durchgeführt. Der zeitliche Abstand zwischen beiden Messzyklen betrug für den individuellen Hund 14-21 Tage. In jedem Messzyklus wurden für jeden Probanden Stimulationen in acht verschiedenen Versuchsanordnungen durchgeführt, die sich durch 1) Stimulation des rechten oder linken N. facialis, 2) Ableitung am M. orbicularis oris oder M. orbicularis oculi und 3) Ableitung mit monopolarer oder konzentrischer Nadelelektrode unterschieden. Für jede Versuchsanordnung wurden die Parameter Latenz, Dauer, Amplitude und Fläche unter der Kurve aufgenommen und ausgewertet. Daraus ergibt sich, dass für jeden der 13 untersuchten Hunde im ersten und zweiten Messzyklus 32 Variablen ermittelt wurden. Insgesamt wurden 832 Messergebnisse für die beschriebenen Variablen aufgenommen. Am Morgen der geplanten Messungen wurden die Hunde, die an diesem Tag evaluiert wurden, einer Allgemeinuntersuchung und einer neurologischen Untersuchung unterzogen. Der individuelle Hund wurde sediert (siehe C.1.2.2.), nach 20-30 Minuten wurde ein venöser Zugang gelegt. Danach wurde dem Hund zur Vorbereitung der Anästhesie für 5 Minuten 100% Sauerstoff über eine Atemmaske zugeführt, die Narkose wurde eingeleitet (siehe C.1.2.3.), ein endotrachealer Tubus wurde gelegt, durch Aufblasen des Cuffs blockiert, mit dem Narkosegerät verbunden, eine Biss-Sperre und ein Thermometer angebracht, der Tubus mithilfe einer Mullbinde am Kopf fixiert und ein handelsübliches Pulsoximeter an der Zunge platziert. Zwei Stimulationselektroden (siehe C.1.3.1.) wurden im Bereich des rechten Foramen stylomastoideum unterhalb des Ohransatzes subkutan zur Stimulation des rechten N. facialis angebracht, die Erdungselektrode (siehe C.1.3.2.1) wurde auf der rechten Seite des Nasenrückens subkutan angebracht, monopolare Nadelelektrode (siehe C.1.3.2.2.) und EEG-Elektroden im Bereich des rechten M. orbicularis oris und M. orbicularis oculi platziert. Es folgte die elektrische Stimulation des Fazialisnervs und die Aufzeichnung der Ergebnisse. Danach wurden die ableitenden Elektroden durch

konzentrische Nadelelektroden (siehe C.1.3.2.3) ersetzt und die Messungen wurden wiederholt.

Die Elektroden wurden entfernt und die Messungen für den linken N. facialis entsprechend der für den rechten N. facialis beschriebenen Prozedur wiederholt. Anschließend wurde die Anästhesie beendet und der Hund kehrte nach vollständigem Erlangen des Bewusstseins in seinen jeweiligen Zwinger zurück.

Nach einem Zeitraum von 14 bis 21 Tagen wurde der jeweilige Hund erneut einer allgemeinen und neurologischen Untersuchung unterzogen und der verantwortliche Tierpfleger befragt, ob im Zeitraum von der ersten Untersuchung bis zur Wiedervorstellung eine Erkrankung oder Trauma vorlag. Der Hund wurde sediert. Nach 40-45 Minuten wurde ein venöser Zugang gelegt, die Narkose eingeleitet und – wie für den ersten Messzyklus beschrieben – für die Messungen vorbereitet. Es folgte die elektrische Stimulation des rechten und linken Fazialisnervs nach dem gleichen Protokoll wie oben, bei der ersten Messung beschrieben. Danach wurde die Narkose beendet und der Hund bis zum vollständigen Wiedererlangen des Bewusstseins überwacht

1.2. Material

1.2.1. Hunde

Die Helmholtzgesellschaft München stellte 18 Beagle für die vorgestellte Untersuchung zur Verfügung. An vier Hunden wurden Voruntersuchungen zur Einübung der Methode durchgeführt, die Daten der Voruntersuchungen wurden nicht in die vorgelegte Untersuchung eingeschlossen. Ein Hund wurde von der Untersuchung ausgeschlossen (siehe C.2.1.). Von den insgesamt 13 untersuchten Beagle, waren 4/13 (30%) Hunde weiblich kastriert, 9/13 (70%) kastrierte Rüden. Das Alter eines Hundes (1/13) war unbekannt. Alle Hunde waren adult. 12/13 Hunden waren älter 21 Monate und jünger als 75 Monate (Mean 42 Monate, Standardabweichung 1,19) alt. Das Gewicht wurde für alle (13/13 Hunden) ermittelt und betrug 13,1 kg bis 19,8 kg (Mean 16,3 kg, Standardabweichung 1,75).

Alle Untersuchungen wurden unter Berücksichtigung der Tierschutzgesetzgebung und –richtlinien und mit der Genehmigung der Regierung von Oberbayern (Aktenzeichen 55.2-1-54-2531-155-07) durchgeführt. Einschlusskriterien waren ein Alter von 12 bis 84 Monaten und unauffällige Befunde bei der Allgemeinuntersuchung und neurologischen Untersuchung (beurteilt wurde Bewusstseinslage, Gang und Haltung, Gehirnnerven, propriozeptive Korrekturreaktion, segmentale Reflexe, scheinbarer Schmerz bei Palpation der Wirbelsäule und des Schädels und Ausprägung der Muskulatur). Ausschlusskriterien waren eine schwere Allgemeinerkrankung, Symptome einer neurologischen Erkrankung oder epileptischer Anfall und ein vorberichtetes Trauma im Bereich des Kopfes.

1.2.2. Sedierung

Die Sedierung wurde mit intramuskulärer Injektion von 0,05 mg/kg Acepromazin (Vetranquil 1%, A. Albrecht GmbH & Co KG, Aulendorf, Deutschland) und 0,2mg/kg Butorphanol (Torbugesic, Fort Dodge Veterinär GmbH, Würselen, Deutschland) durchgeführt und ein venöser Katheter (Vasofix Braunüle 20G, B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland) platziert.

1.2.3. Narkose

Die Narkose wurde mit intravenöser Gabe von 3-5 mg/kg Propofol (Narcofol, CP Pharma GmbH, Burgdorf, Deutschland) eingeleitet; die weitere Dosierung erfolgte nach Wirkung. Sobald das Narkosestadium III erreicht war, wurde der Hund mit einem endotrachealen Tubus intubiert und die Narkose durch Zuführung von Isofluran (Isofluran CP, CP Pharma GmbH, Burgdorf, Deutschland) in einer Konzentration von 2-2,5% in Sauerstoff (2 l/Stunde) aufrecht erhalten. Augengel (Vidisic; Dr. Mann Pharma und Bausch & Lomb GmbH, Berlin, Deutschland) wurde in beide Konjunktivalsäcke eingebracht. Isotone Vollelektrolytlösung (Sterofundin, 10 ml/kg/Stunde) wurde intravenös vom Zeitpunkt der Intubation bis zu dem Zeitpunkt verabreicht, zu dem der Hund den Kopf heben konnte.

Die Kerntemperatur wurde mit einem handelsüblichen rektalen Fieberthermometer rektal zu Beginn und am Ende der Narkose gemessen. Pulsfrequenz und Sauerstoffsättigung wurde mit einem Pulsoximeter kontinuierlich gemessen und zusammen mit der Atemfrequenz und kapillaren Füllungszeit alle 10 Minuten ermittelt und im Narkoseprotokoll vermerkt.

1.3. Methoden

1.3.1. Stimulation

Die elektrische Stimulation wurde an den narkotisierten Hunden durchgeführt. Der elektrische Stimulus wurde von einem Neurostimulator (Nicolet One, Viasys Healthcare, Madison, USA) erzeugt. Für die elektrische Stimulation wurden einzelne rechtwinklige Stimulationsimpulse von 0,1 ms Dauer mit einer Frequenz von 1 Hz zugeführt. Die Stimulusintensität wurde individuell festgelegt, indem die Intensität, die eine maximale Amplitude des Muskelpotenzials erzielte, mit dem Faktor 1,5 multipliziert wurde. Alle Messungen wurden mit so festgelegter supramaximaler Stimulationsintensität ermittelt.

Zwei monopolare Einweg-Elektroden (TECA Needle, Viasys Healthcare, Madison, USA; Länge 47 mm, Durchmesser 0,46 mm) wurden ipsilateral zum zu untersuchenden Fazialisnerv subkutan platziert (siehe Abbildung 4). Die Kathode wurde tief im Bereich des Foramen stylomastoideum platziert. Der Übergang vom vertikalen zum horizontalen Abschnitt des äußeren Gehörgangs des Hundes wurde zur Orientierung genutzt. Die Anode wurde subkutan und 5 mm kaudal zur Kathode platziert.



Abbildung 4: Position der konzentrischen Nadelelektroden (rot umrandet) im Bereich des Augenlides und der Lefze

1.3.2. Ableitung

Die Amplitude (mV), Latenz (ms), Dauer (ms) und Fläche (mVms) des Muskelpotenzials wurde nach der elektrischen Stimulation mit einem handelsüblichen Elektromyografen (Nicolet One, Viasys Healthcare, Madison, USA) aufgezeichnet. Die Marker zur Bestimmung von Latenz (siehe B.3.4.1.), Dauer (siehe B.3.4.2.), Amplitude (siehe B.3.4.3.) und Fläche (siehe B.3.4.4.) des Muskelsummenpotenzials wurden von dem Aufnahmegerät automatisch gesetzt (siehe Abbildung 3), für jede Messung von der Autorin kontrolliert und, falls notwendig, manuell korrigiert.

1.3.2.1. Erdung

Eine handelsübliche Edelstahl EEG-Elektrode (Nicolet Biomedical Inc., Länge 12 mm, Durchmesser 0,4 mm, Madison, Wisconsin, USA) diente als Erdelektrode und wurde im Bereich des Nasenrückens ipsilateral zum stimulierten Fazialisnerv subkutan platziert.

1.3.2.2. Ableitung mit monopolarer Elektrode

Zur Ableitung von der Lefze (*M. orbicularis oris*) wurde eine handelsübliche, mit Ausnahme der Spitze teflonbeschichtete monopolare Nadelelektrode (Nicolet

Biomedical Inc., Länge 25 mm, Durchmesser 0,36 mm, Madison, Wisconsin, USA) intramuskulär im M. orbicularis oris im Bereich der kaudalen Vibrissae platziert. Diese wurde mit dem negativen Verstärkereingang verbunden. Als Referenzelektrode diente eine nicht beschichtete handelsübliche Edelstahl EEG-Elektrode (Nicolet Biomedical Inc., Länge 12 mm, Durchmesser 0,4 mm, Madison, Wisconsin, USA), die paramedian zum Philtrum subkutan platziert wurde und mit dem positiven Verstärkereingang verbunden wurde.

Zur Ableitung vom M. orbicularis oculi wurde eine monopolare, mit Ausnahme der Spitze teflonisolierte Nadelelektrode intramuskulär (Nicolet Biomedical Inc., Länge 25 mm, Durchmesser 0,36 mm, Madison, Wisconsin, USA) im nasalen Bereich des unteren Augenlides und eine handelsübliche Edelstahl EEG-Elektrode (Nicolet Biomedical Inc., Länge 12 mm, Durchmesser 0,4 mm, Madison, Wisconsin, USA), circa 0,5 cm dorsal und medial zur monopolaren Elektrode gesetzt.

1.3.2.3. Ableitung mit konzentrische Elektrode

Eine konzentrische Nadelelektrode (Medelec ELITE konzentrische Einwegnadel, Länge 37 mm, Durchmesser 0,46 mm, Viasys Healthcare, Madison, USA) wurde im M. orbicularis oris intramuskulär im Oberkiefer auf Höhe der der kaudalen Vibrissae platziert. Zur Ableitung vom M. orbicularis oculi wurde eine identische Nadel intramuskulär im Bereich des nasalen unteren Augenlides platziert.

1.4. Auswertung

Relative Veränderungen für die betrachteten Parameter (Latenz, Dauer, Amplitude und Fläche) wurden gemäß folgender Formel berechnet:

$$\text{Relative Veränderung} = R (M2, M1) = |(M2-M1)| / M1$$

M1 = Ergebnis des betrachteten Parameters in der ersten Messung für Hund X

M_2 = Ergebnis des betrachteten Parameters in der zweiten Messung für Hund X
 $X = 1, 2, 3, \dots, 13$

Die prozentuale Veränderung wurde folgendermaßen berechnet:

Prozentuale Veränderung = relative Veränderung x 100

Wiederholbarkeit wurde für die Ergebnisse des individuellen Probanden angenommen, wenn der relative Unterschied zwischen erster und zweiter Messung kleiner oder gleich 0,5 oder der prozentuale Unterschied kleiner oder gleich 50 % ist.

Eine weitere Klassifizierung wurde vorgenommen:

Unterschied zwischen den Messwerten ist kleiner oder gleich 0,1 (10%): sehr gute Wiederholbarkeit.

Unterschied zwischen den Messwerten ist größer als 0,1 (10%) und kleiner oder gleich 0,3 (30%): gute Wiederholbarkeit.

Unterschied zwischen den Messwerten ist größer als 0,3 (30%) und kleiner oder gleich 0,5 (50%): mäßige Wiederholbarkeit.

Unterschied zwischen den Messwerten ist größer als 0,5 (50%): keine Wiederholbarkeit.

MedCalc Software (MedCalc Statistical Software version 12.7.7 (MedCalc Software bvba, Ostend, Belgium; <http://www.medcalc.org>; 2013), Stand 12.12.2013) wurde genutzt zur Bestimmung von Mittelwerten, Median, Standardabweichung, der Extremwertanalyse nach TUKEY (1977), der einseitigen Varianzanalyse (ANOVA), der Berechnung von s_w^2 (intraindividuelle residuale Quadratsumme der Varianzanalyse) und des 95-prozentige Konfidenzintervalls (CI_{95}) für den Mittelwert des untersuchten Parameters (Latenz, Dauer, Amplitude, Fläche), der Passing-Bablok Regression einschließlich der grafischen und mathematischen Darstellung der Regressionsgeraden und der 95-prozentigen

Konfidenzintervalle für die Steigung der Regressionsgeraden und dem Achsenabschnitt der Regressionsgeraden, sowie für die Erstellung von Bland-Altman Plots. Für die Ermittlung der Passing-Bablok Regressionen und der Bland-Altman Diagramme wurden die Messergebnisse nach Stimulation des linken Fazialisnervs in der Wiederholungsuntersuchung herangezogen.

Der intraindividuelle Variationskoeffizient (WSCV) wurde gemäß Bland (2000, Seite 270) zur Beurteilung der Wiederholbarkeit bezüglich der Ergebnisse von 1. und 2. Messung ($WSCV_{12}$) und rechter und linker Messung ($WSCV_{rl}$) berechnet.

$$WSCV (\%) = \frac{sw}{Mean} \times 100$$

sw : intraindividuelle Standardabweichung

Zur Beurteilung von Ausreißern wurde die Extremwertanalyse nach TUKEY (1977) gewählt, die Werte als „out“ und „far-out“ klassifiziert. „Out“-Werte sind definiert als Werte, die das untere bzw. obere Quartil um das eineinhalbfache des jeweiligen Zwischenquartilwertes überschreiten. „Far out“-Werte sind entsprechend definiert, wobei der untere und obere Quartilwert um das dreifache des Zwischenquartilwertes überschritten wurde.

Es werden die Extremwerte für alle Parameter angegeben, sowie ein bereinigter Ergebnisbereich, bei dem die ermittelten Ausreißer ausgeschlossen wurden.

Zum Vergleich der Ergebnisse, die mit konzentrischer und monopolarer Elektrode erzielt wurden, wurden diese in Passing-Bablok Regressionen und Bland-Altman Plots dargestellt.

2. Ergebnisse

2.1. Hunde

An vier Hunden wurde zunächst in einem ersten Versuchsdurchlauf die Messungen zur Übung des Untersuchers und Etablierung der Methode durchgeführt. Ein Hund entwickelte während des ersten Untersuchungszyklus unter Narkose Bradykardie, die nicht auf die Gabe von Atropin zu Normalwerten zurückkehrte. Die Narkose wurde daher zum Schutz der Gesundheit des Probanden abgebrochen, die geplanten Messungen wurden nicht durchgeführt und er wurde nicht zum zweiten Untersuchungszyklus wiedervorgestellt. Insgesamt wurden an 13 Beagle alle geplanten Messungen in zwei Untersuchungszyklen, im Abstand von mindestens 14 bis 21 Tagen, durchgeführt.

Bei allen (13/13) Hunden konnte nach elektrischer Stimulation des linken wie des rechten N. facialis unabhängig von den verwendeten ableitenden Elektroden ein Muskelsummpotenzial aufgezeichnet werden.

2.2. Kurvenmorphologie

Die aufgezeichneten Muskelpotenziale zeigten eine initial negative Abweichung von der Grundlinie und einen biphasischen Kurvenverlauf.

2.3. Latenz

Die Latenz nach Stimulation des rechten und linken N. facialis konnte bei allen Hunden (13/13) im ersten und zweiten Versuchszyklus an der Lefze (*M. orbicularis oris*) und am Auge (*M. orbicularis oculi*) sowohl mit der konzentrischen wie auch mit der monopolaren Elektrode aufgezeichnet werden.

2.3.1. Latenz nach Fazialisstimulation und Ableitung vom M. orbicularis oris

2.3.1.1. Latenz bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Monopolare Elektrode

Nachfolgende Abbildung 5 gibt die Latenzzeit nach Stimulation des linken oder rechten N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris mit monopolarer Nadelelektrode im ersten und zweiten Untersuchungsgang wieder.

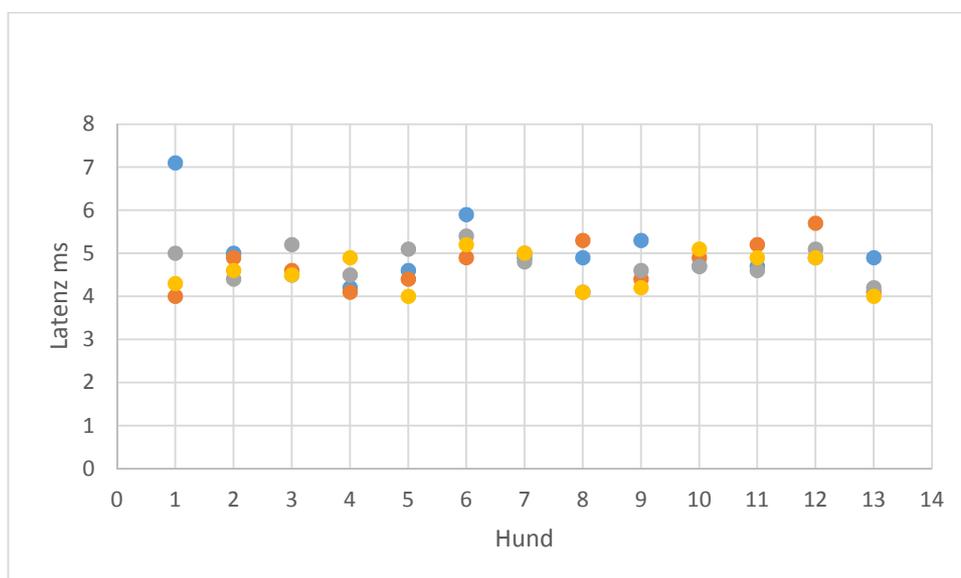


Abbildung 5: Latenz des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit monopolarer Nadelelektrode. X-Achse: Hund; y-Achse: Latenz in Millisekunden. Blau: erste Messung rechts; rot: erste Messung links; grau: zweite Messung rechts; orange: zweite Messung links. Ms: Millisekunden

Die kürzeste gemessene Latenz betrug 4 ms, die längste 7,1 ms. Die Untersuchung auf Ausreißer identifizierte 7,1 ms als „far-out“-Wert und 5,9 ms als „out“-Wert, damit ergab sich ein Referenzbereich von 4 ms bis 5,7 ms. Das CI₉₅ für den Mittelwert aller aufgezeichneten Latenzzeiten ist 4,6 ms bis 4,9 ms. Tabelle 2 gibt einen detaillierten Überblick über die einzelnen Untersuchungsgruppen.

Tabelle 2: Latenz des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit monopolarer Nadelelektrode. M1: erste Messung; M2: zweite Messung; Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

Messung	Aufnahmestelle	Mean (ms)	SD	Median (ms)	Min. (ms)	Max. (ms)
M1	M. orbicularis oris dexter	5,1	0,74	4,9	4,2	7,1
	M. orbicularis oris sinister	4,7	0,52	4,9	4	5,7
M2	M. orbicularis oris dexter	4,8	0,40	4,7	4,1	5,4
	M. orbicularis oris sinister	4,6	0,43	4,6	4	5,2

Die Unterschiede zwischen der ersten und zweiten Messung für die rechte Seite betragen zwischen 0 ms und 2,1 ms (0% und 30% vom Wert der ersten Messung) und für die linke Seite zwischen 0 ms und 1,2 ms (0% und 23%).

Bei 6/13 Hunden betrug der Unterschied zwischen erster und zweiter Messung weniger als 10% für die rechte Seite, bei 10/13 Hunden traf dies für die linke Seite zu. Bei allen Hunden unterschied sich die Latenz der ersten und zweiten Messung um weniger als 30%. Somit erwies sich die Latenz bei Aufzeichnung mit monopolarer Nadelelektrode bei 38% der untersuchten Hunde als gut wiederholbar und bei 62% der untersuchten Hunde als sehr gut wiederholbar.

Der Mittelwert der relativen Veränderung zwischen erster und zweiter Messung betrug 0,1 ms (Median 0,11 ms) für die rechte und 0,08 ms (Median 0,07 ms) für die linke Seite. Tabelle 3 fasst diese Ergebnisse der Untersuchungsgruppe zusammen.

Tabelle 3: Relative Veränderung der Latenz des Muskelsummenpotenzials bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung bei Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit monopolarer Nadelelektrode. Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; ms: Millisekunden; R(M2,M1): relative Veränderung bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung; SD: Standardabweichung

Parameter	Aufnahmestelle	Mean	SD	Median	Min.	Max.
R(M2,M1)	M. orbicularis oris dexter	0,10	0,08	0,11	0	0,3
	M. orbicularis oris sinister	0,08	0,07	0,07	0	0,23

Der intraindividuelle Variationskoeffizient $WSCV_{12}$ betrug 11,4%, und der $WSCV_{rl}$ betrug 11,3%.

2.3.1.2. Latenz bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Konzentrische Elektrode

Die absoluten Werte für die Latenz nach Stimulation des N. facialis und Aufnahme mit konzentrischer Nadelelektrode am M. orbicularis oris sind in Abbildung 6 wiedergegeben.

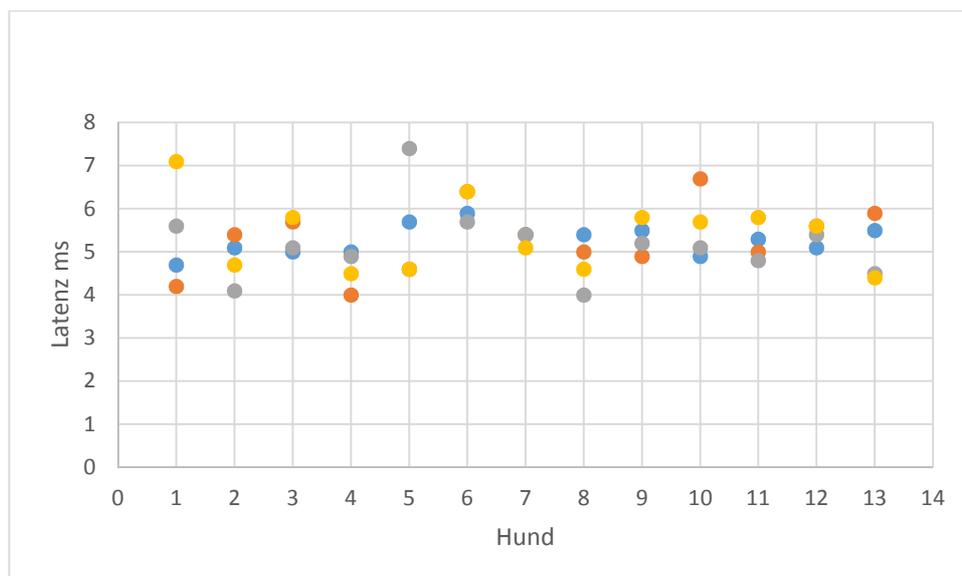


Abbildung 6: Latenz des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit konzentrischer Nadelelektrode. X-Achse: Hund; y-Achse: Latenz in Millisekunden. Blau: erste Messung rechts; rot: erste Messung links; grau: zweite Messung rechts; orange: zweite Messung links. Ms: Millisekunden

Die Latenz bis zur Registrierung des Muskelsummenpotenzials variierte zwischen 4 ms und 7,4 ms. Die Untersuchung auf Ausreißer identifizierte 7,4 ms und 7,1 ms als „out“-Werte, „far-out“-Werte wurden nicht gefunden. Als Referenzbereich wurden daher Werte von 4 ms bis 6,7 ms betrachtet. CI_{95} für den Mittelwert aller gemessenen Latenzzeiten dieser Untersuchungsgruppe liegt bei 5,1 ms bis 5,5 ms. Die Ergebnisse für die einzelnen Messungen nach Stimulation des rechten bzw. linken N. facialis sind in Tabelle 4 zusammengefasst.

Tabelle 4: Latenz des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit konzentrischer Nadelelektrode. M1: erste Messung; M2: zweite Messung; Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

Messung	Aufnahmestelle	Mean (ms)	SD	Median (ms)	Min. (ms)	Max. (ms)
M1	M. orbicularis oris dexter	5,3	0,34	5,3	4,7	5,9
	M. orbicularis oris sinister	5,3	0,79	5,4	4	6,7
M2	M. orbicularis oris dexter	5,2	0,85	5,1	4	7,4
	M. orbicularis oris sinister	5,4	0,83	5,6	4,4	7,1

Die Unterschiede in der Latenz zwischen erster und zweiter Messung betragen 0 ms bis 1,7 ms (0%-30%) nach Stimulation des rechten N. facialis und 0 ms bis 2,9 ms (0% - 69%) nach Stimulation des linken N. facialis.

Nach Stimulation des rechten N. facialis unterschied sich die Latenz dabei bei 8/13 Hunden um weniger als 10% und bei allen Hunden um weniger als 30%. Nach Stimulation des linken N. facialis unterschied sich die Latenz bei 6/13 Hunden um weniger als 10% und bei 11/13 Hunden um weniger als der 30% und 50% (bei keinem Hund war der Unterschied größer als 30% und kleiner oder gleich 50%). Somit erwies sich die Latenz bei Aufzeichnung mit konzentrischer Nadelelektrode am M. orbicularis oris (Lefze) bei 54% als sehr gut wiederholbar und bei 38% als gut wiederholbar. Bei 18% der Hunde wurde mäßige Wiederholbarkeit festgestellt.

Der Mittelwert der relativen Veränderung zwischen erster und zweiter Messung betrug 0,11 ms (Median 0,06 ms) für die rechte und 0,14 ms (Median 0,13 ms) für die linke Seite. Tabelle 5 gibt einen Überblick über die Messergebnisse in den einzelnen Untersuchungsgruppen.

Tabelle 5: Relative Veränderung der Latenz des Muskelsummenpotenzials bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung bei Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit konzentrischer Nadelelektrode. Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; ms: Millisekunden; R(M2,M1): relative Veränderung bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung; SD: Standardabweichung

Parameter	Aufnahmestelle	Mean	SD	Median	Min.	Max.
R(M2,M1)	M. orbicularis oris dexter	0,11	0,10	0,06	0	0,30
	M. orbicularis oris sinister	0,14	0,18	0,13	0	0,69

Der intraindividuelle WSCV₁₂ betrug 13,7%, und der WSCV_{r1} betrug 13,6%.

2.3.1.3. Latenz bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Monopolare und konzentrische Elektrode im Vergleich

Die nachfolgenden Abbildungen 7 und 8 vergleichen die Messwerte, die mit unterschiedlichen Ableitelektroden am jeweils selben Hund ermittelt wurden. Abbildung 7 vergleicht die Rohwerte als Passing-Bablok Regression, Abbildung 8 als Bland-Altman Diagramm.

Die Passing-Bablok Regression fand keine signifikante Abweichung von der Linearität. Die Regressionsgleichung lautet:

$$y = 2 + 0,5x$$

Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Steigung der dargestellten Regressionsgeraden war 0,12 bis 1,4. Das 95-prozentige Konfidenzintervall des Achsenabschnitts der dargestellten Regressionsgeraden war -3 ms bis 4 ms.

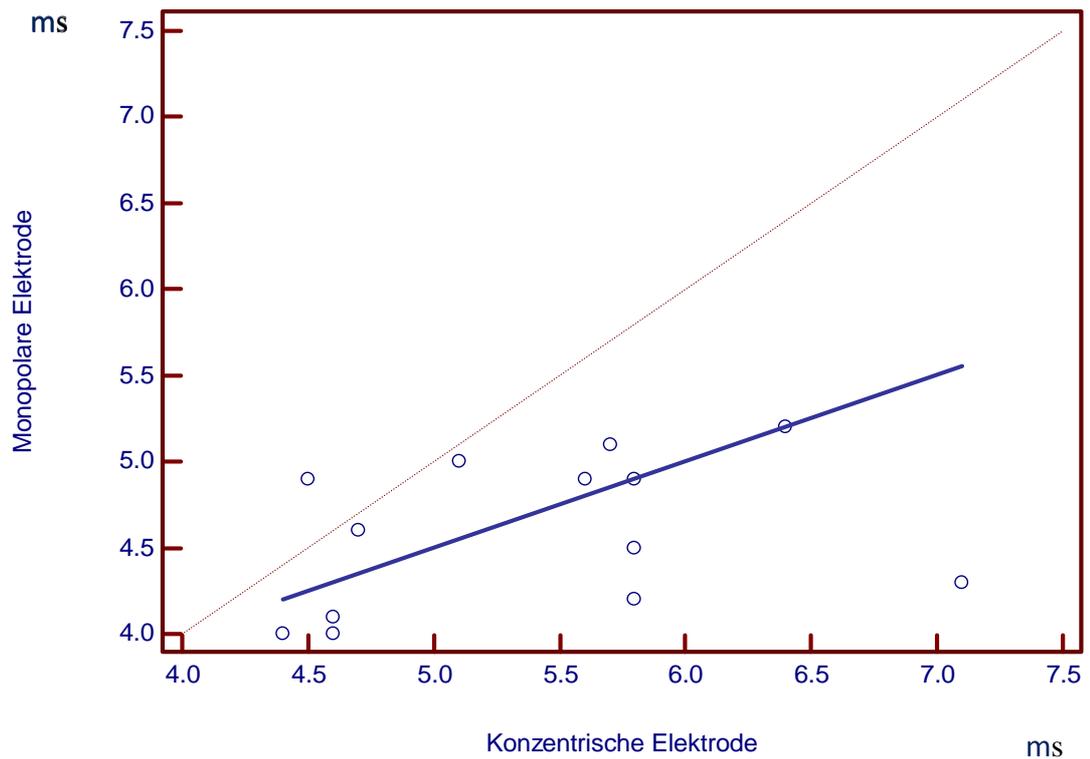


Abbildung 7: Passing-Bablok Regression zum Vergleich von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode zur Messung der Latenz des Muskelsummenpotenzials. Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze). X-Achse: Messwerte für die Latenz in ms ermittelt mit einer konzentrischen Elektrode, y-Achse: Messwerte für die Latenz in ms ermittelt mit einer monopolarer Elektrode. Ms: Millisekunden

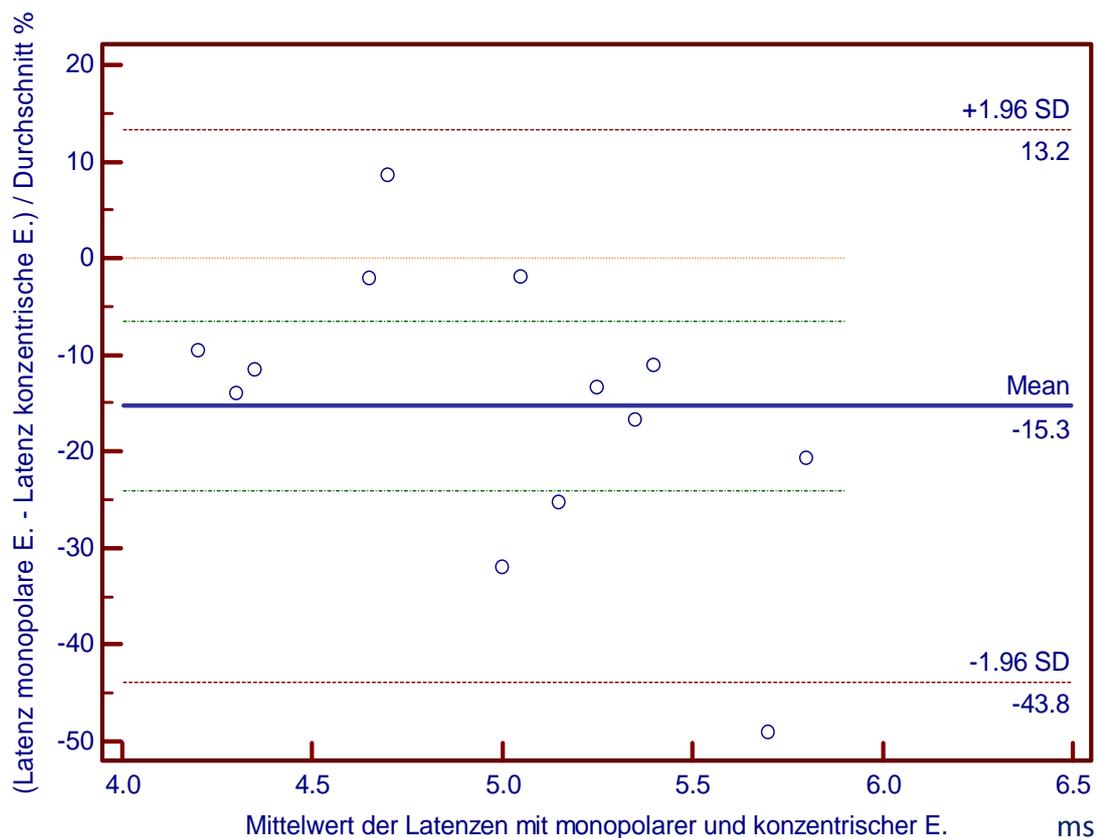


Abbildung 8: Bland-Altman Plot für die Übereinstimmung von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode zur Messung der Latenz des Muskelsummenpotenzials. Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze). X-Achse: Mittelwert aller Latenzzeiten ermittelt mit monopolarer und konzentrischer Elektrode, y-Achse: Unterschiede der Latenzen in ms ermittelt mit monopolarer und konzentrischer Elektrode ausgedrückt als Anteil der Durchschnittswerte in Prozent. Ms: Millisekunden; E.: Elektrode

2.3.2. Latenz nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi

2.3.2.1. Latenz bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Monopolare Elektrode

Abbildung 9 zeigt die Ergebnisse für die Latenz nach Stimulation des N. facialis bis zur Aufnahme eines Muskelsummenpotenzials des M. orbicularis oculi. Das Muskelsummenpotenzial wurde mit monopolarer Elektrode aufgenommen.

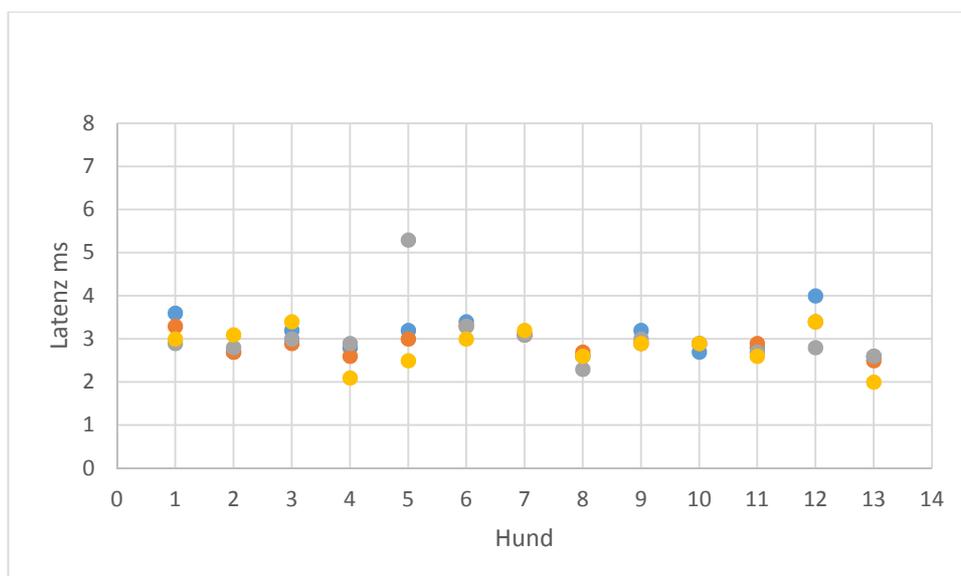


Abbildung 9: Latenz des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit monopolarer Nadelelektrode. X-Achse: Hund; y-Achse: Latenz in Millisekunden. Blau: erste Messung rechts; rot: erste Messung links; grau: zweite Messung rechts; orange: zweite Messung links. Ms: Millisekunden

Für die Latenzen nach Stimulation des Fazialisnervs wurden Werte zwischen 2 ms und 5,3 ms für Aufnahme am M. orbicularis oculi ermittelt. Die Untersuchung auf Ausreißer fand 4 ms als „out“-Wert und 5,3 ms als „far-out“-Wert. Als bereinigter Ergebnisbereich wurde 2 ms bis 3,6 ms betrachtet. CI₉₅ für den Mittelwert aller gemessenen Latenzzeiten dieser Untersuchungsgruppe lag bei 2,8 ms bis 3,1 ms.

Tabelle 6 gibt einen Überblick über die einzelnen Untersuchungsgruppen.

Tabelle 6: Latenz des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit monopolarer Nadelelektrode. M1: erste Messung; M2: zweite Messung; Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

Messung	Aufnahmestelle	Mean (ms)	SD	Median (ms)	Min. (ms)	Max. (ms)
M1	M. orbicularis oculi dexter	3,07	0,43	3,1	2,6	4
	M. orbicularis oculi sinister	2,94	0,28	2,9	2,5	3,4
M2	M. orbicularis oculi dexter	3,1	0,72	2,9	2,3	5,3
	M. orbicularis oculi sinister	2,8	0,44	2,9	2	3,4

Die Differenz zwischen der Latenz nach erster und zweiter Stimulation des Fazialisnervs betrug 0 ms bis 2,1 ms (0% bis 66%) nach Stimulation des rechten und 0 ms bis 0,5 ms (0% bis 20%) nach Stimulation des linken N. facialis.

Bei 9/13 Hunden betrug der Unterschied der Latenz zwischen erster und zweiter Messung weniger als 10% für die rechte Seite, bei 7/13 Hunden traf dies für die linke Seite zu. Nach Stimulation des rechten N. facialis wurde ein Unterschied zwischen erster und zweiter Messung von weniger als 30% bei 12/13 Hunden festgestellt, nach Stimulation des linken N. facialis war dies für alle Hunde der Fall. Nach Stimulation des rechten N. facialis betrug der Unterschied zwischen erster und zweiter Ableitung für 12/13 Hunden weniger als 50%. Somit erwies sich die Latenz bei Aufzeichnung mit konzentrischer Nadelelektrode am M. orbicularis oculi des Auges bei 62% der Hunde als sehr gut und bei 34% der Hunde als gut wiederholbar und bei 4% der Hunde als nicht wiederholbar.

Der Mittelwert der relativen Veränderung zwischen erster und zweiter Messung betrug 0,12 ms (Median 0,06 ms) nach Stimulation des rechten Fazialisnervs und 0,10 ms (Median 0,10 ms) nach Stimulation des linken Fazialisnervs. Tabelle 7 fasst diese Ergebnisse zusammen.

Tabelle 7: Relative Veränderung der Latenz des Muskelsummenpotenzials bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung bei Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit monopolarer Nadelelektrode. Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; ms: Millisekunden; R(M2,M1): relative Veränderung bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung; SD: Standardabweichung

Parameter	Aufnahmestelle	Mean	SD	Median	Min.	Max.
R(M2,M1)	M. orbicularis oculi dexter	0,12	0,18	0,06	0	0,66
	M. orbicularis oculi sinister	0,10	0,08	0,10	0	0,2

Der intraindividuelle Variationskoeffizient $WSCV_{12}$ betrug 16,6%, und der $WSCV_{rl}$ betrug 14,0%.

2.3.2.2. Latenz bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Konzentrische Elektrode

Die Latenzzeiten nach Stimulation des Fazialisnervs und Aufnahme am M. orbicularis oculi lag zwischen 2,1 ms bis 4,2 ms. Die Werte für die einzelnen Hunde und alle Stimulationen sind in Abbildung 10 dargestellt.

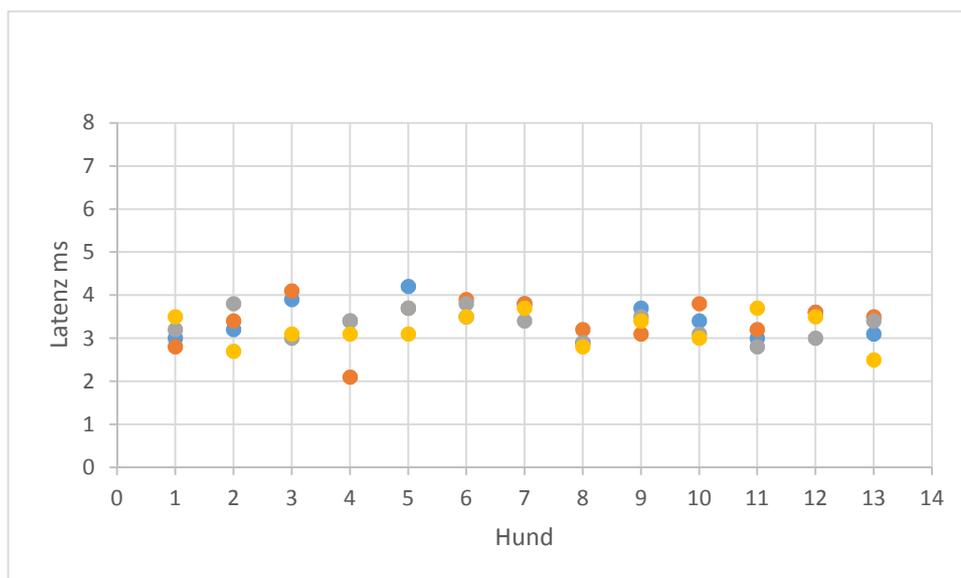


Abbildung 10: Latenz des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit konzentrischer Nadelelektrode. X-Achse: Hund; y-Achse: Latenz in Millisekunden. Blau: erste Messung rechts; rot: erste Messung links; grau: zweite Messung rechts; orange: zweite Messung links. Ms: Millisekunden

Die Untersuchung auf Ausreißer verlief negativ. CI_{95} für den Mittelwert aller gemessenen Latenzzeiten dieser Untersuchungsgruppe lag bei 3,2 ms bis 3,5 ms. Die Messergebnisse für die verschiedenen Untersuchungsgruppen sind in Tabelle 8 zusammengefasst.

Tabelle 8: Latenz des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit konzentrischer Nadelelektrode. M1: erste Messung; M2: zweite Messung; Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

Messung	Aufnahmestelle	Mean (ms)	SD	Median (ms)	Min. (ms)	Max. (ms)
M1	M. orbicularis oculi dexter	3,4	0,39	3,4	2,9	4,2

	M. orbicularis oculi sinister	3,4	0,53	3,5	2,1	4,1
M2	M. orbicularis oculi dexter	3,3	0,34	3,4	2,8	3,8
	M. orbicularis oculi sinister	3,2	0,39	3,1	2,5	3,7

(Fortsetzung Tabelle 8, S. 43)

Die Differenz zwischen der Latenz in erster und zweiter Messung betrug 0 ms bis maximal 0,9 ms (0% bis 23%) nach Stimulation des rechten und 0,1 ms bis 1 ms (3%-48%) nach Stimulation des linken N. facialis.

Bei 8/13 Hunden betrug der Unterschied zwischen erster und zweiter Messung weniger als 10% für die rechte Seite, bei 3/13 Hunden traf dies für die linke Seite zu. Bei allen Hunden außer einem (13/13 nach Stimulation des rechten N. facialis und 12/13 nach Stimulation des linken N. facialis) unterschied sich die Latenz der ersten und zweiten Messung um weniger als 30%. Bei einem Hund unterschied sich die Latenz um weniger als 50%. Somit erwies sich die Latenz bei Aufzeichnung mit konzentrischer Nadelelektrode am M. orbicularis oculi des Auges bei 54% der untersuchten Hunde als gut wiederholbar und bei 42% der untersuchten Hunde als sehr gut wiederholbar und nur bei 4% der Hund als mäßig wiederholbar. Bei 0% der Hunde wurde keine Wiederholbarkeit der Messergebnisse gefunden.

Der Mittelwert der relativen Veränderung zwischen erster und zweiter Messung betrug 0,10 ms (Median 0,09 ms) für die rechte und 0,18 ms (Median 0,16 ms) für die linke Lefze. Tabelle 9 fasst diese Ergebnisse zusammen.

Tabelle 9: Relative Veränderung der Latenz des Muskelsummenpotenzials bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung bei Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit konzentrischer Nadelelektrode. Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; ms: Millisekunden; R(M2,M1): relative Veränderung bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung; SD: Standardabweichung

Parameter	Aufnahmestelle	Mean	SD	Median	Min.	Max.
R(M2, M1)	M. orbicularis oculi dexter	0,10	0,07	0,09	0	0,23
	M. orbicularis oculi sinister	0,18	0,12	0,16	0,03	0,48

Der intraindividuelle Variationskoeffizient $WSCV_{12}$ betrug 12,5% und der $WSCV_{rl}$ betrug 12,6%.

2.3.2.3. Latenz bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Monopolare und konzentrische Elektrode im Vergleich

Abbildungen 11 und 12 vergleichen die Messwerte, die mit unterschiedlichen Ableitelektroden am jeweils selben Hund ermittelt wurden. Abbildung 11 vergleicht die Rohwerte als Passing-Bablok Regression, Abbildung 12 gibt ein Band-Altman Plot wieder.

Die Passing-Bablok Regression fand keine signifikante Abweichung von der Linearität. Die Regressionsgleichung lautet:

$$y = -0,5 + x$$

Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Steigung der dargestellten Regressionsgeraden war 0,5 bis 3,3. Das 95-prozentige Konfidenzintervall des Achsenabschnitts der dargestellten Regressionsgeraden war -8 ms bis 1,3 ms.

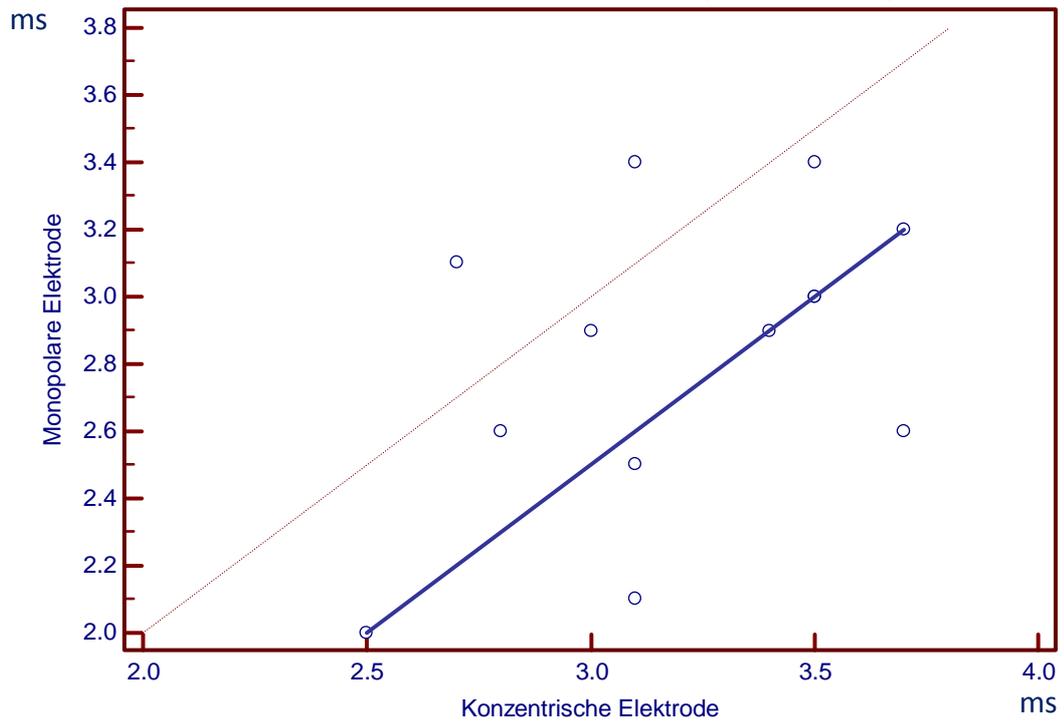


Abbildung 11: Passing-Bablok Regression zum Vergleich von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode zur Messung der Latenz des Muskelsummenpotenzials. Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid). X-Achse: Messwerte für die Latenz in ms ermittelt mit einer konzentrischen Elektrode, y-Achse: Messwerte für die Latenz in ms ermittelt mit einer monopolaren Elektrode. Ms: Millisekunden

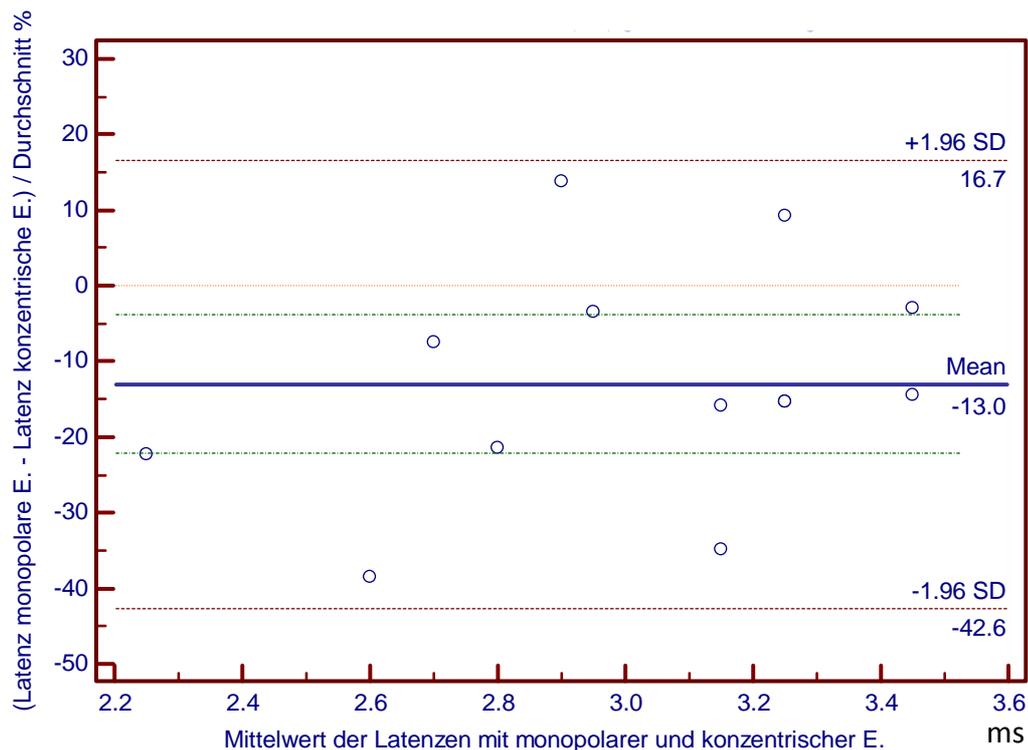


Abbildung 12: Bland-Altman Plot für die Übereinstimmung von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode zur Messung der Latenz des Muskelsummenpotenzials. Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid). X-Achse: Mittelwert aller Latenzzeiten ermittelt mit monopolarer und konzentrischer Elektrode, y-Achse: Unterschiede der Latenzen in ms ermittelt mit monopolarer und konzentrischer Elektrode ausgedrückt als Anteil der Durchschnittswerte in Prozent. Ms: Millisekunden; E.: Elektrode

2.4. Dauer

Die Dauer des Muskelsummenpotenzials konnte für alle Hunde nach Stimulation des N. facialis bestimmt werden. Nachfolgend sind die Ergebnisse für die Dauer des Muskelsummenpotenzials für beide Messzyklen und Messung am M. orbicularis oris und M. orbicularis oculi mit monopolarer Elektrode und konzentrischer Elektrode zusammengefasst.

2.4.1. Dauer nach Fazialisstimulation und Ableitung vom
M. orbicularis oris

2.4.1.1. Dauer bei Ableitung vom M. orbicularis oris:
Monopolare Elektrode

Nachfolgende Abbildung 13 zeigt die Dauer für die einzelnen untersuchten Hunde für die jeweilige Gesichtshälfte und jeweils ersten und zweiten Untersuchungsgang.

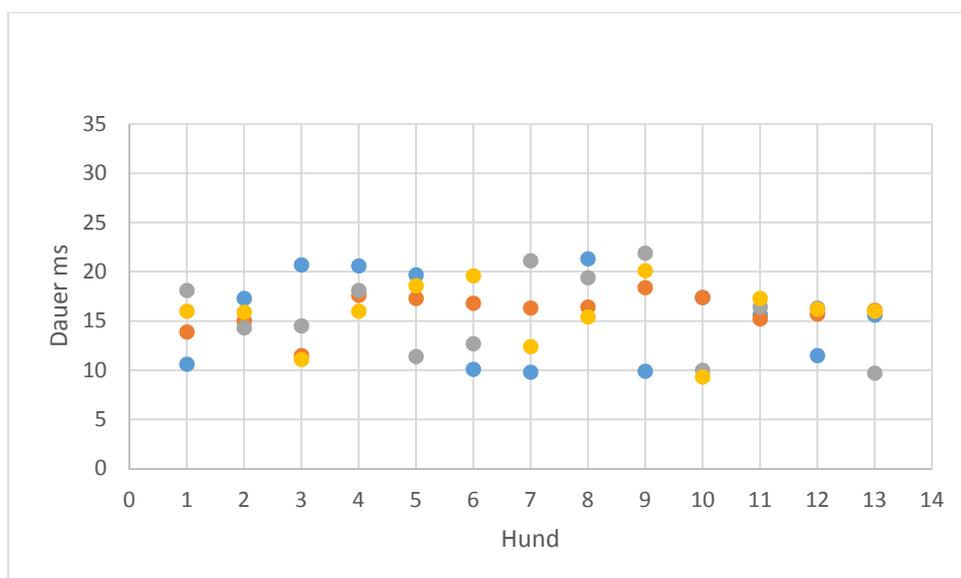


Abbildung 13: Dauer des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit monopolarer Nadelelektrode. X-Achse: Hund; y-Achse: Dauer in Millisekunden. Blau: erste Messung rechts; rot: erste Messung links; grau: zweite Messung rechts; orange: zweite Messung links. Ms: Millisekunden

Die ermittelte Dauer lag zwischen 3,9 ms und 21,9 ms. Die Untersuchung auf Ausreißer war negativ. CI_{95} für den Mittelwert gemessenen Dauer alle Muskelsummenpotenziale nach Stimulation des N. facialis dieser Untersuchungsgruppe lag bei 14,7 ms bis 16,6 ms. Tabelle 10 gibt die Werte der Untersuchungsgruppe aufgegliedert nach Aufnahmeort und Messzyklus wieder.

Tabelle 10: Dauer des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit monopolarer Nadelelektrode. M1: erste Messung; M2: zweite Messung; Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

Messung	Aufnahmestelle	Mean (ms)	SD	Median (ms)	Min. (ms)	Max. (ms)
M1	M. orbicularis oris dexter	15,4	4,51	15,6	9,8	21,3
	M. orbicularis oris sinister	17	1,81	16,3	11,5	18,4
M2	M. orbicularis oris dexter	15,7	4,01	16,3	9,7	21,9
	M. orbicularis oris sinister	15,7	3,15	16	3,9	20,1

Der minimale Unterschied zwischen erster und zweiter Messung betrug 0,8 ms für die rechte und 0,1 ms für die linke Seite; maximale Werte wurden mit 12 ms und 8,1 ms für rechte und linke Seite ermittelt. Prozentuale Veränderungen beliefen sich auf 5% bis 121% für die rechte und 1% bis 47% für die linke Seite.

Bei 2/13 Hunden betrug der prozentuale Unterschied zwischen erster und zweiter Messung nach Stimulation des rechten Fazialisnervs weniger als 10%, dies war auch bei 8/13 Hunden für die linke Seite so. Der Unterschied zwischen den Messungen betrug weniger als 30% für 6/13 Hunden auf der rechten Seite und 12/13 Hunden auf der linken Seite. Bei 10/13 Hunden betrug der Unterschied zwischen erster und zweiter Messung weniger als 50% auf der rechten Seite und bei allen untersuchten Hunden weniger als 50% auf der linken Seite. Somit erwies sich die Dauer des Muskelpotenzials bei Aufnahme am M. orbicularis oris (Lefze) mit monopolarer Nadelelektrode bei 38% der Hunde als sehr gut wiederholbar, bei 31% der Hunde als gut wiederholbar und bei 19% der Hunde als mäßig wiederholbar. Bei 12% der Hunde wurde keine Wiederholbarkeit der Messergebnisse gefunden.

Der Mittelwert der relativen Veränderung zwischen erster und zweiter Messung betrug 0,44 ms (Median 0,38 ms) für die rechte und 0,12 ms (Median 0,09 ms) für die linke Seite. Tabelle 11 gibt Mittelwert, Median, Standardabweichung sowie

Minima und Maxima der relativen Veränderung der Dauer zwischen erster und zweiter Messung wieder.

Tabelle 11: Relative Veränderung der Dauer des Muskelsummenpotenzials bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung bei Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit monopolarer Nadelelektrode. Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; ms: Millisekunden; R(M2,M1): relative Veränderung bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung; SD: Standardabweichung

Parameter	Aufnahmestelle	Mean	SD	Median	Min.	Max.
R(M2,M1)	M. orbicularis oris dexter	0,44	0,37	0,38	0,05	1,21
	M. orbicularis oris sinister	0,12	0,12	0,09	0,01	0,47

Der $WSCV_{12}$ und der $WSCV_{fl}$ betragen jeweils 22%.

2.4.1.2. Dauer bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Konzentrische Elektrode

Abbildung 14 stellt die Ergebnisse für die Dauer nach Stimulation des N. facialis und Aufnahme des Muskelsummenpotenzials am M. orbicularis oris mit konzentrischer Nadelelektrode dar.

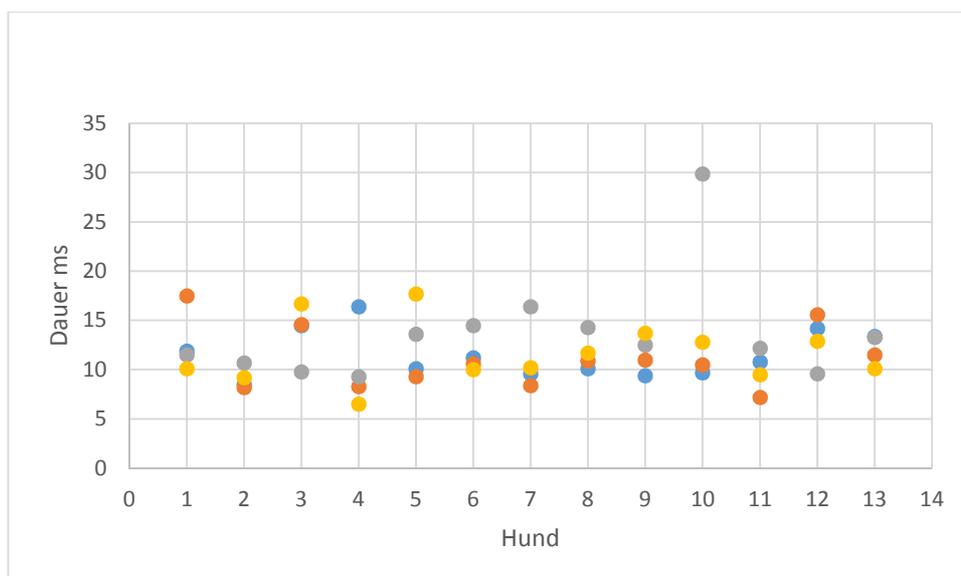


Abbildung 14: Dauer des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit konzentrischer Nadelelektrode. X-Achse: Hund; y-Achse: Dauer in Millisekunden. Blau: erste Messung rechts; rot: erste Messung links; grau: zweite Messung rechts; orange: zweite Messung links. Ms: Millisekunden

Minimalwerte für die Dauer des Potenzials betragen 6,5 ms bis 9,3 ms, Maximalwerte lagen zwischen 16,4 ms und 29,9 ms. Die Extremwertuntersuchung fand 29,9 ms als „far-out“-Wert, der bereinigte Ergebnisbereich betrug 6,5 ms bis 17,7 ms. CI₉₅ für den Mittelwert der Dauer aller Muskelpotenziale nach Stimulation des N. facialis dieser Untersuchungsgruppe lag bei 11 ms bis 13 ms. Tabelle 12 gibt eine detaillierte Übersicht über die ermittelten Werte.

Tabelle 12: Dauer des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit konzentrischer Nadelelektrode. M1: erste Messung; M2: zweite Messung; Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

Messung	Aufnahmestelle	Mean (ms)	SD	Median (ms)	Min. (ms)	Max. (ms)
M1	M. orbicularis oris dexter	11,5	2,39	10,8	8,5	16,4
	M. orbicularis oris sinister	11,1	3,11	10,6	7,2	17,5
M2	M. orbicularis oris dexter	13,7	5,32	12,5	9,3	29,9
	M. orbicularis oris sinister	11,6	3,11	10,2	6,5	17,7

Unterschiede der Dauer zwischen erster und zweiter Messung betragen 0,1 ms bis 20,2 ms (1%–208%) für die rechte Seite und 2,5 ms bis 13,1 ms (6%-90%) für die linke Seite.

Bei 2/13 Hunden betrug der Unterschied zwischen erster und zweiter Messung weniger als 10%, bei 5/13 Hunden weniger als 30% und bei 11/13 Hunden weniger als 50% für die rechte Seite. Für die linke Seite zeigten 2/13, 10/13 und 12/13 Hunden einen Unterschied von weniger als 10%, 30% und 50%. Somit erwies sich die Dauer des Muskelpotenzials bei Aufnahme am M. orbicularis oris mit konzentrischer Nadelelektrode bei 15% als sehr gut, bei 43% als gut wiederholbar und bei 30% als mäßig wiederholbar. Bei 12% der Hunde wurden keine Wiederholbarkeit der Messergebnisse gefunden.

Der Mittelwert der relativen Veränderung zwischen erster und zweiter Messung betrug 0,44 ms (Median 0,32 ms) für die rechte und 0,25 ms (Median 0,21 ms) für die linke Seite. Tabelle 13 gibt zusätzlich die Werte der Standardabweichungen an.

Tabelle 13: Relative Veränderung der Dauer des Muskelsummenpotenzials bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung bei Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit konzentrischer Nadelelektrode. Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; ms: Millisekunden; R(M2,M1): relative Veränderung bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung; SD: Standardabweichung

Parameter	Aufnahmestelle	Mittelwert	SD	Median	Min.	Max.
R(M2,M1)	M. orbicularis oris dexter	0,44	0,53	0,32	0,01	2,08
	M. orbicularis oris sinister	0,25	0,22	0,21	0,06	0,90

Der $WSCV_{12}$ wurde mit 30,5%, der $WSCV_{rl}$ wurde mit 30,7% berechnet.

2.4.1.3. Dauer bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Monopolare und konzentrische Elektrode im Vergleich

Die nachfolgenden Abbildungen 15 und 16 vergleichen die Messwerte, die mit konzentrischer und monopolarer Ableitelektroden am jeweils selben Hund ermittelt

wurden. Abbildung 15 vergleicht die Rohwerte als Passing-Bablok Regression, Abbildung 16 gibt ein Band-Altman Diagramm wieder.

Die Passing-Bablok Regression fand keine signifikante Abweichung von der Linearität. Die Regressionsgleichung lautet:

$$y = 7,65 + 0,83x$$

Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Steigung und des Achsenabschnitts der dargestellten Regressionsgeraden wurde nicht berechnet.

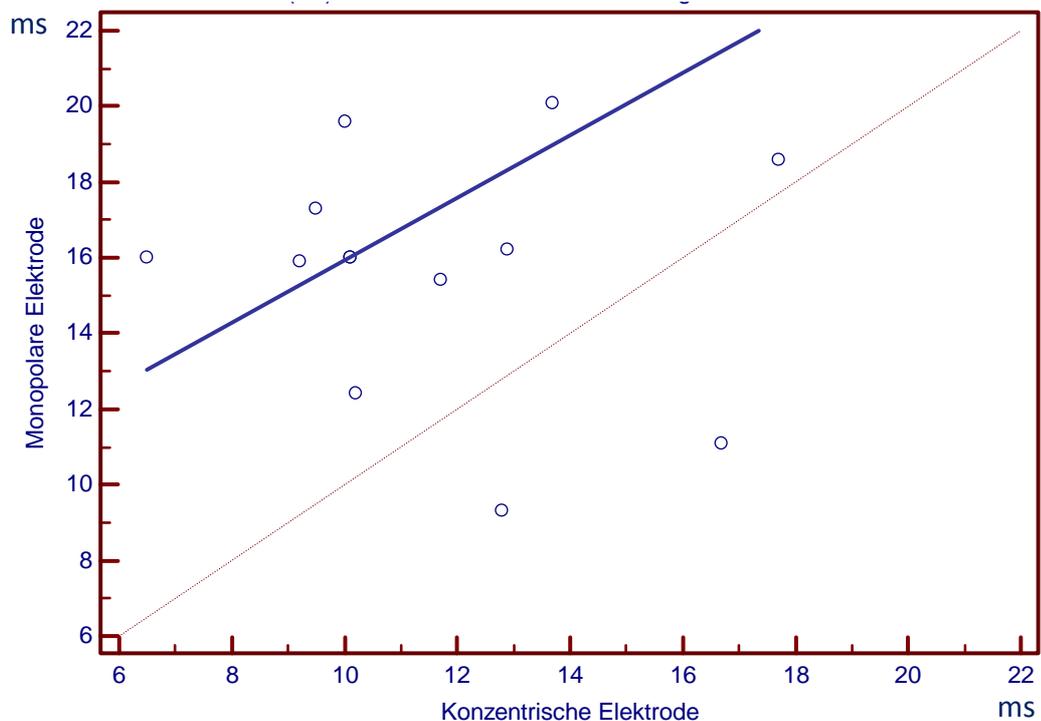


Abbildung 15: Passing-Bablok Regression zum Vergleich von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode zur Messung der Dauer des Muskelsummenpotenzials. Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze). X-Achse: Messwerte für die Dauer in ms ermittelt mit einer konzentrischen Elektrode, y-Achse: Messwerte für die Dauer in ms ermittelt mit einer monopolarer Elektrode. Ms: Millisekunden

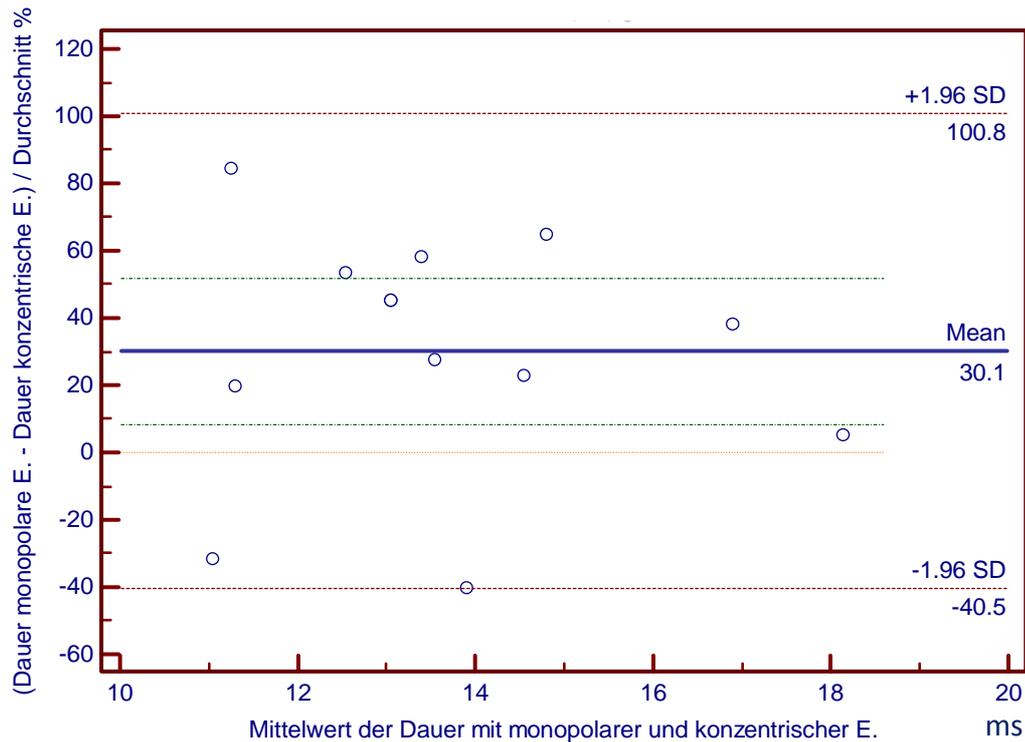


Abbildung 16: Bland-Altman Plot für die Übereinstimmung von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode zur Messung der Dauer des Muskelsummenpotenzials. Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze). X-Achse: Mittelwert der Dauer ermittelt mit monopolarer und konzentrischer Elektrode, y-Achse: Unterschiede der Dauer in ms ermittelt mit monopolarer und konzentrischer Elektrode ausgedrückt als Anteil der Durchschnittswerte in Prozent. Ms: Millisekunden; E.: Elektrode

2.4.2. Dauer nach Fazialisstimulation und Ableitung vom M. orbicularis oculi

2.4.2.1. Dauer bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Monopolare Elektrode

Die Dauer der Muskelsummenpotenziale ermittelt am M. orbicularis oculi mit monopolarer Elektroden ist in Abbildung 17 dargestellt.

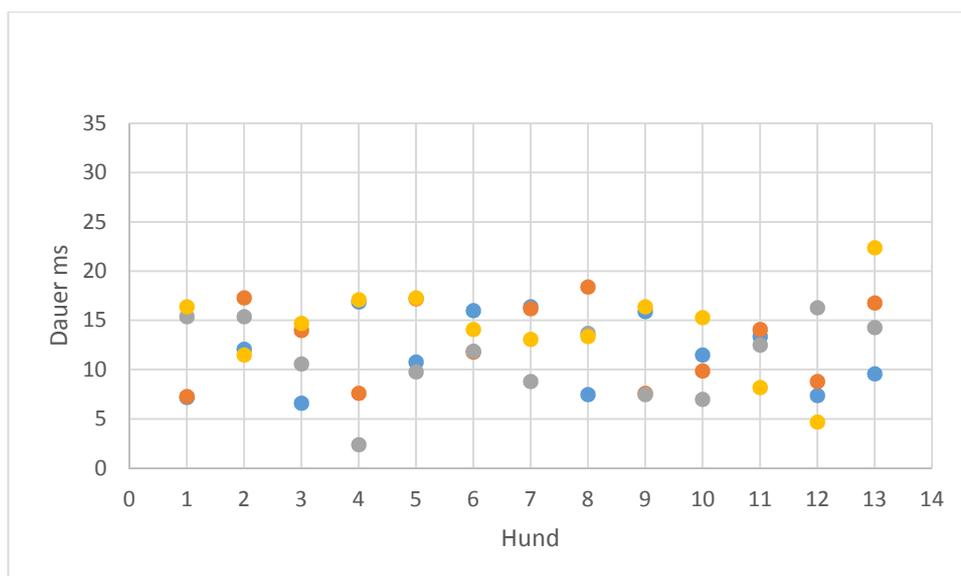


Abbildung 17: Dauer des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit monopolarer Nadelelektrode. X-Achse: Hunde; y-Achse: Dauer in Millisekunden, blau: erste Messung rechts; rot: erste Messung links; grau: zweite Messung rechts; orange: zweite Messung.

Die Dauer betrug mindestens 2,4 ms und wurde mit bis zu 22,4 ms ermittelt. Die Extremwertuntersuchung identifizierte keine Ausreißer. CI₉₅ für den Mittelwert der Dauer aller Muskelsummenpotenziale nach Stimulation des N. facialis lag bei 11,3 ms bis 13,6 ms. Tabelle 14 gibt eine Übersicht der einzelnen Werte für verschiedene Messzyklen und Seiten der einzelnen Untersuchungsgruppen.

Tabelle 14: Dauer des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit monopolarer Nadelelektrode. M1: erste Messung; M2: zweite Messung; Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

Messung	Aufnahmestelle	Mean (ms)	SD	Median (ms)	Min. (ms)	Max. (ms)
M1	M. orbicularis oculi dexter	11,64	3,83	11,5	6,6	16,6
	M. orbicularis oculi sinister	12,85	4,20	14	7,3	18,4
M2	M. orbicularis oculi dexter	11,2	4,04	11,9	2,4	16,3
	M. orbicularis oculi sinister	14,2	4,40	14,7	4,7	22,4

Die Dauer unterschied sich zwischen erster und zweiter Messung um mindestens 0,9 ms (7%) bzw. 0,1 ms (9%) nach Stimulation des rechten bzw. linken N. facialis und maximal 14,5 ms (120%) bzw. 9,5 ms (125%) nach Stimulation des rechten bzw. linken N. facialis.

Bei 2/13 Hunden betrug der Unterschied zwischen erster und zweiter Messung weniger als 10%, sowohl für die rechte als auch für die linke Seite. Bei 6/13 und 5/13 Hunden unterschied sich die Dauer nach Stimulation um weniger als 30% zwischen erster und zweiter Messung nach Stimulation des rechten und linken N. facialis. Bei 7/13 und 9/13 Hunden war der Unterschied in der Dauer des Muskelsummenpotenzials zwischen erster und zweiter Messung für die rechte und linke Gesichtshälfte weniger als 50%. Somit wurde die Dauer bei 15% der untersuchten Hunde als sehr gut wiederholbar, bei 27 % als gut wiederholbar eingestuft und war insgesamt bei 20% der Hunde mäßig wiederholbar. Bei 38% der Hunde wurde keine Wiederholbarkeit der Messergebnisse gefunden.

Der Mittelwert der relativen Veränderung zwischen erster und zweiter Messung betrug 0,55 ms (Median 0,49 ms) für die rechte und 0,50 ms (Median 0,34 ms) für die linke Seite. Tabelle 15 gibt die Mittelwerte, Standardabweichungen und Mediane für die relativen Unterschiede wieder.

Tabelle 15: Relative Veränderung der Dauer des Muskelsummenpotenzials bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung bei Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit monopolarer Nadelelektrode. Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; ms: Millisekunden; R(M2,M1): relative Veränderung bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung; SD: Standardabweichung

Parameter	Aufnahmestelle	Mean	SD	Median	Min	Max
R(M2,M1)	M. orbicularis oculi dexter	0,55	0,36	0,49	0,07	1,20
	M. orbicularis oculi sinister	0,50	0,44	0,34	0,01	1,25

Der WSCV₁₂ betrug 34%, der WSCV_{r1} betrug 33%.

2.4.2.2. Dauer bei Ableitung vom M. orbicularis oculi:
konzentrische Elektrode

Abbildung 18 gibt die Dauer der Muskelsummenpotenziale nach Stimulation des Fazialisnervs und Aufnahme am M. orbicularis oculi mit konzentrischer Nadelelektrode wieder.

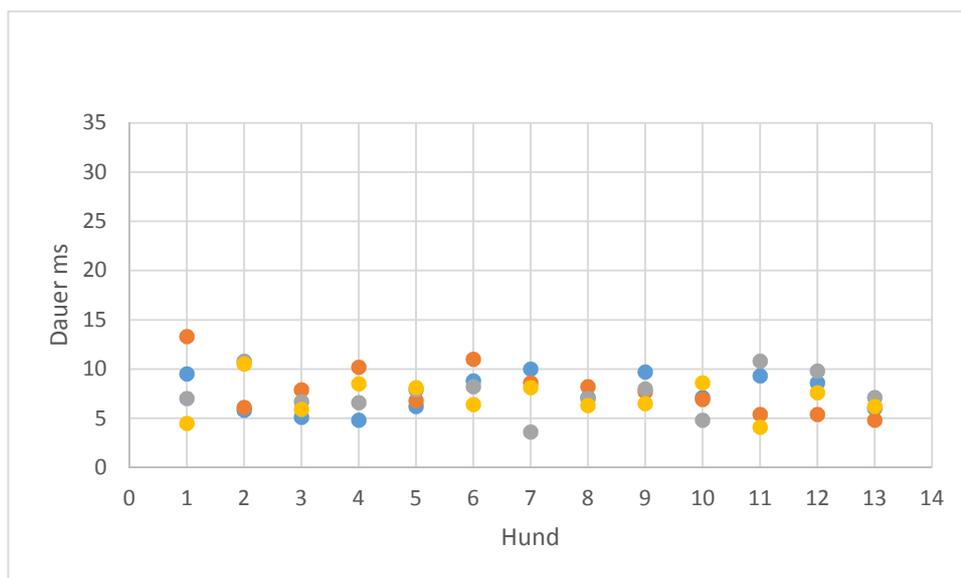


Abbildung 18: Dauer des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit konzentrischer Nadelelektrode. X-Achse: Hund; y-Achse: Dauer in Millisekunden. Blau: erste Messung rechts; rot: erste Messung links; grau: zweite Messung rechts; orange: zweite Messung links. Ms: Millisekunden

Die kürzeste Dauer wurde bei 3,6 ms gemessen, die längste bei 13,3 ms. Die Extremwertuntersuchung fand 13,3 ms als „out“-Wert, der bereinigte Ergebnisbereich wurde als 3,6 ms bis 11 ms angenommen. CI₉₅ für den Mittelwert der Dauer aller Muskelpotenziale nach Stimulation des N. facialis lag bei 7 ms bis 8,1 ms. Tabelle 16 gibt die ermittelten Ergebnisse für diese Untersuchungsgruppe im Einzelnen wieder.

Tabelle 16: Dauer des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit konzentrischer Nadelelektrode. M1: erste Messung; M2: zweite Messung; Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

Messung	Aufnahmestelle	Mean (ms)	SD	Median (ms)	Min. (ms)	Max. (ms)
M1	M. orbicularis oculi dexter	7,54	1,86	7,1	4,8	10
	M. orbicularis oculi sinister	7,87	2,45	7,7	4,8	13,3
M2	M. orbicularis oculi dexter	7,56	2,09	7,1	3,6	10,8
	M. orbicularis oculi sinister	7,02	1,77	6,5	4,1	10,5

Der absolute Unterschied zwischen erster und zweiter Messung betrug 0,1 ms bis 6,4 ms (1%-86%) für die rechte Seite und 0,5 ms bis 8,8 ms (6%-72%) für die linke Seite.

Bei 2/13 und 1/13 Hunden wurde ein Unterschied in der Dauer von weniger als 10% für die rechte und linke Seite gefunden, 8/13 und 9/13 Hunden zeigten einen Unterschied von weniger als 30% für die rechte und linke Seite und jeweils 11/13 Hunden zeigten einen Unterschied von weniger als 50%. Somit wurden 12% der Messungen der Dauer am M. orbicularis oculi (Auge) als sehr gut wiederholbar und 53% als gut wiederholbar eingestuft und bei 20% als mäßig wiederholbar. Bei 15% der Hunde konnten die Ergebnisse nicht wiederholt werden.

Der Mittelwert der relativen Veränderung zwischen erster und zweiter Messung betrug 0,29 ms (Median 0,26 ms) für die rechte und 0,31 ms (Median 0,25 ms) für die linke Seite.

Tabelle 17 gibt die Mittelwerte, Standardabweichungen und Mediane für die relativen Unterschiede wieder.

Tabelle 17: Relative Veränderung der Dauer des Muskelsummenpotenzials bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung bei Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit konzentrischer Nadelelektrode. Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; ms: Millisekunden; R(M2,M1): relative Veränderung bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung; SD: Standardabweichung

Parameter	Aufnahmestelle	Mean	SD	Median	Min.	Max.
R(M2,M1)	M. orbicularis oculi dexter	0,29	0,23	0,26	0,01	0,86
	M. orbicularis oculi dexter	0,31	0,19	0,25	0,06	0,72

Der WSCV₁₂ betrug 27,1%, der WSCV_{rl} betrug 27,2%.

2.4.2.3. Dauer bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Monopolare und konzentrische Elektrode im Vergleich

Die nachfolgenden Abbildungen 19 und 20 vergleichen die Messwerte für die Dauer des Muskelsummenpotenzials, die mit unterschiedlichen Ableitelektroden am jeweils selben Hund ermittelt wurden. Abbildung 19 vergleicht die Rohwerte als Passing-Bablok Regression, Abbildung 20 gibt ein Band-Altman Diagramm wieder.

Die Passing-Bablok Regression fand keine signifikante Abweichung von der Linearität. Die Regressionsgleichung lautet:

$$y = -11,84 + 4x$$

Das 95-prozentige Konfidenzintervall Achsenabschnitts der dargestellten Regressionsgeraden wurde nicht ermittelt.

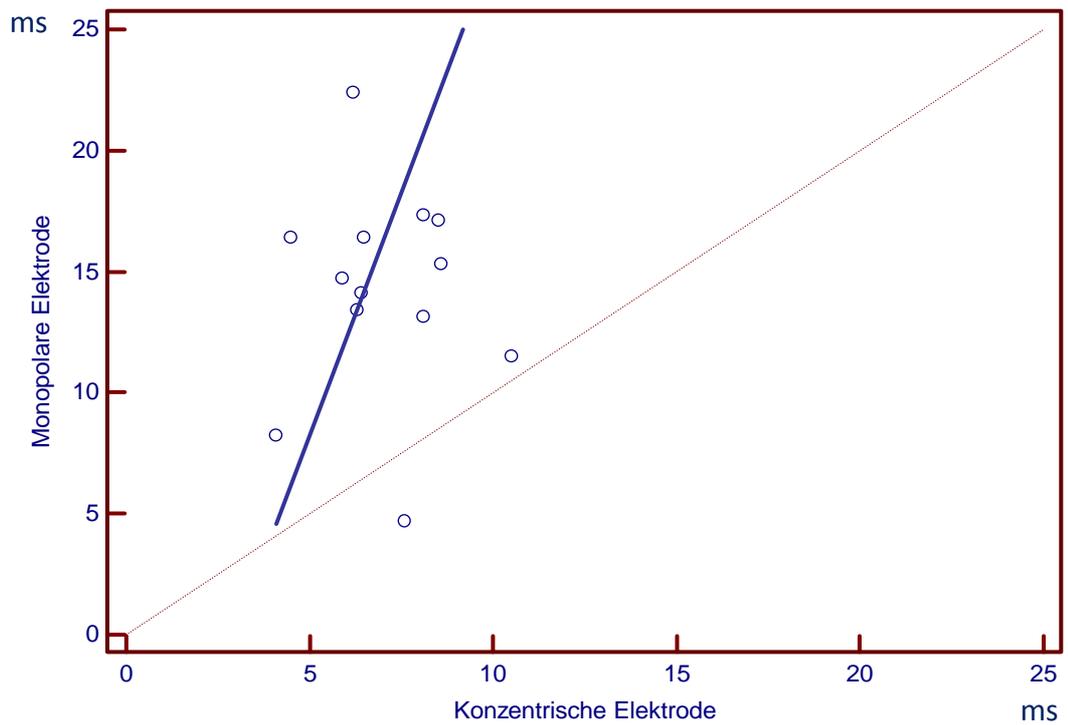


Abbildung 19: Passing-Bablok Regression zum Vergleich von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode zur Messung der Dauer des Muskelsummenpotenzials. Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid). X-Achse: Messwerte für die Dauer in ms ermittelt mit einer konzentrischen Elektrode, y-Achse: Messwerte für die Dauer in ms ermittelt mit einer monopolaren Elektrode. Ms: Millisekunden

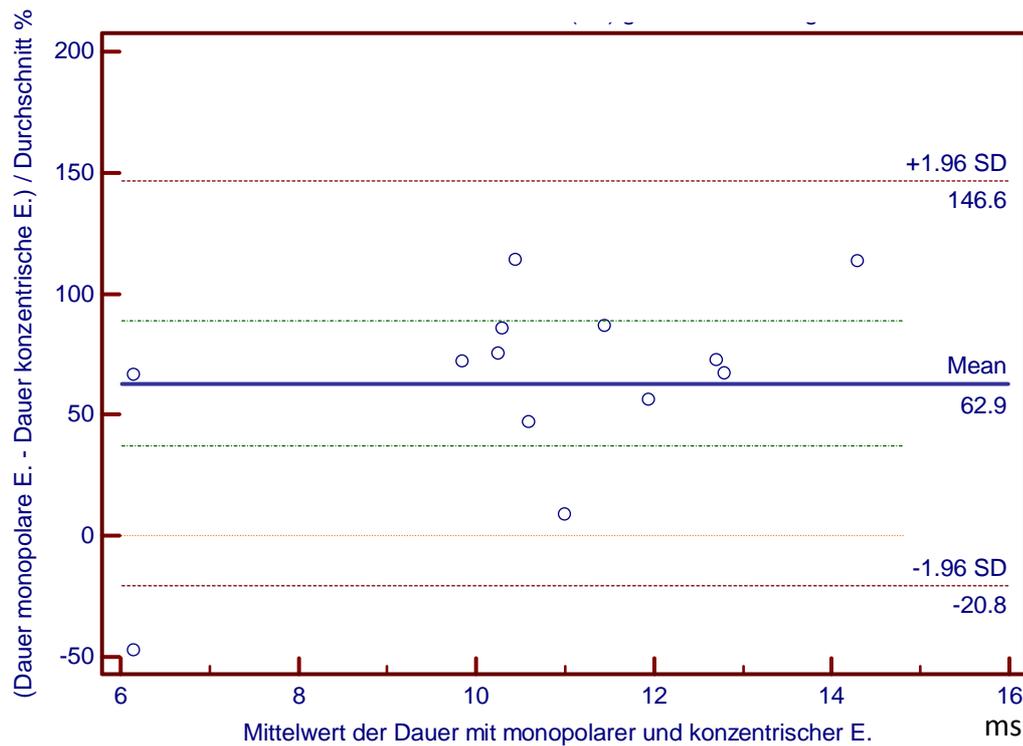


Abbildung 20: Bland-Altman Plot für die Übereinstimmung von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode zur Messung der Dauer des Muskelsummenpotenzials. Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid). X-Achse: Mittelwert der Dauer ermittelt mit monopolarer und konzentrischer Elektrode, y-Achse: Unterschiede der Dauer in ms ermittelt mit monopolarer und konzentrischer Elektrode ausgedrückt als Anteil der Durchschnittswerte in Prozent. Ms: Millisekunde; E.: Elektrode

2.5. Amplitude

Die Amplitude nach Stimulation des N. facialis wurde kann bilateral bei allen untersuchten (13/13) Hunden in den beiden Versuchszyklen sowohl mit monopolarer Elektrode wie auch konzentrischer Nadelelektrode gemessen. Die Ergebnisse werden nachfolgend nach Aufnahmeort am M. orbicularis oris und M. orbicularis oculi getrennt dargestellt.

2.5.1. Amplitude nach Fazialisstimulation bei Ableitung vom
M. orbicularis oris

2.5.1.1. Amplitude bei Ableitung vom M. orbicularis oris:
Monopolare Elektrode

Abbildung 21 fasst die ermittelten Amplituden nach Stimulation des Fazialisnervs in den unterschiedlichen Messzyklen zusammen. Die Amplitude wird mit monopolarer Elektrode am M. orbicularis oris erfasst.

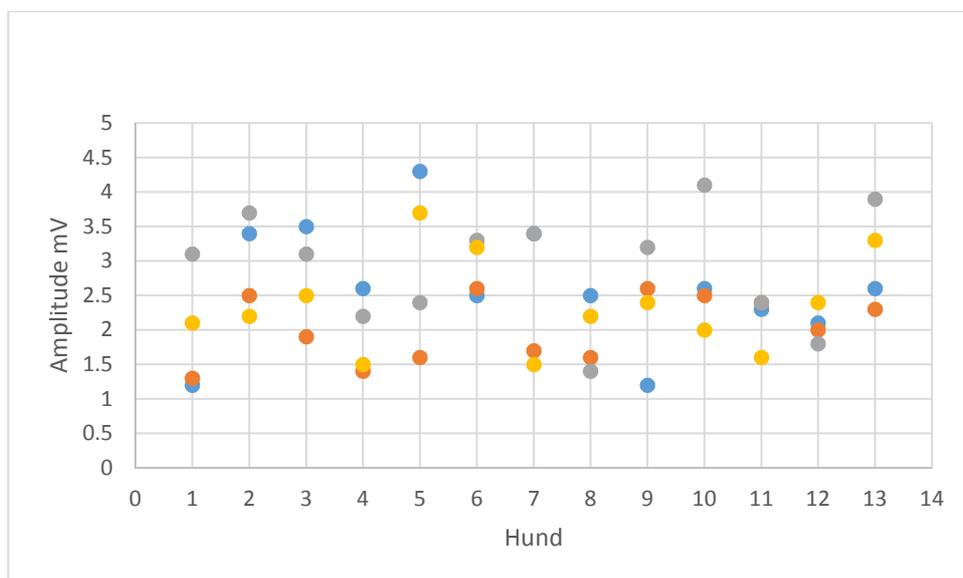


Abbildung 21: Amplitude des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit monopolarer Nadelelektrode. X-Achse: Hund; y-Achse: Amplitude in Millivolt. Blau: erste Messung rechts; rot: erste Messung links; grau: zweite Messung rechts; orange: zweite Messung links. MV: Millivolt

Die Minimalwerte der Amplituden liegen zwischen 1,2 mV und 1,5 mV, Maxima bei 2,6 mV bis 4,3 mV. Die Extremwertuntersuchung findet keine Ausreißer. CI₉₅ für den Mittelwert der Amplitude aller Muskelpotenziale nach Stimulation des N. facialis lag bei 2,3 mV bis 2,7 mV. Tabelle 18 gibt die Ergebnisse im Einzelnen wieder.

Tabelle 18: Amplitude des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit monopolarer Nadelelektrode. M1: erste Messung; M2: zweite Messung; Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; mV: Millivolt; SD: Standardabweichung

Messung	Aufnahmestelle	Mean (mV)	SD	Median (mV)	Min. (mV)	Max. (mV)
M1	M. orbicularis oris dexter	2,6	0,88	2,6	1,2	4,3
	M. orbicularis oris sinister	2	0,48	2	1,3	2,6
M2	M. orbicularis oris dexter	2,9	0,82	3,1	1,4	4,1
	M. orbicularis oris Sinister	2,4	0,69	2,2	1,5	3,7

Der Unterschied der Amplitude zwischen der ersten und zweiten Messung für die rechte Seite betrug 0 mV bis 1,9 mV (0%-167%) für die rechte und 0,1 mV bis 2,1 mV (7%-131%) für die linke Seite.

Auf der rechten Seite unterschieden sich die erste und zweite Messung um weniger als 10% bei 3/13 Hunden, um weniger als 30% bei 6/13 Hunden und weniger als 50% bei 10/13 Hunden. Auf der linken Seite war dies für 2/13 Hunden (weniger als 10% Unterschied zwischen Messungen), bei 7/13 Hunden (weniger als 30% Unterschied zwischen den Messungen) und bei 11/13 (weniger als 50% Messunterschied) der Fall. Somit erwies sich die Amplitude bei Ableitung am M. orbicularis oris (Lefze) und monopolarer Nadelelektrode bei 19% der Hunde als sehr gut, bei 31% als gut oder besser und bei 30% als mäßig reproduzierbar. Bei 20% der Hunde wurde keine Wiederholbarkeit der Messergebnisse gefunden.

Der Mittelwert der relativen Veränderung zwischen erster und zweiter Messung betrug 0,47 mV (Median 0,32 mV) für die rechte und 0,34 mV (Median 0,23 mV) für die linke Seite. Tabelle 19 gibt eine Übersicht für die Untersuchungsgruppen wieder.

Tabelle 19: Relative Veränderung der Amplitude des Muskelsummenpotenzials bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung bei Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit monopolarer Nadelelektrode. Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; mV: Millivolt; R(M2,M1): relative Veränderung bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung; SD: Standardabweichung

Parameter	Aufnahmestelle	Mean	SD	Median	Min.	Max.
R(M2,M1)	M. orbicularis oris dexter	0,47	0,55	0,32	0	1,67
	M. orbicularis oris sinister	0,34	0,33	0,23	0,07	1,31

Der $WSCV_{12}$ betrug 31,3%, der $WSCV_{11}$ war 29,7%.

2.5.1.2. Amplitude bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Konzentrische Elektrode

Die Amplitude nach Stimulation des Fazialisnervs gemessen mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oris ist in Abbildung 22 dargestellt.

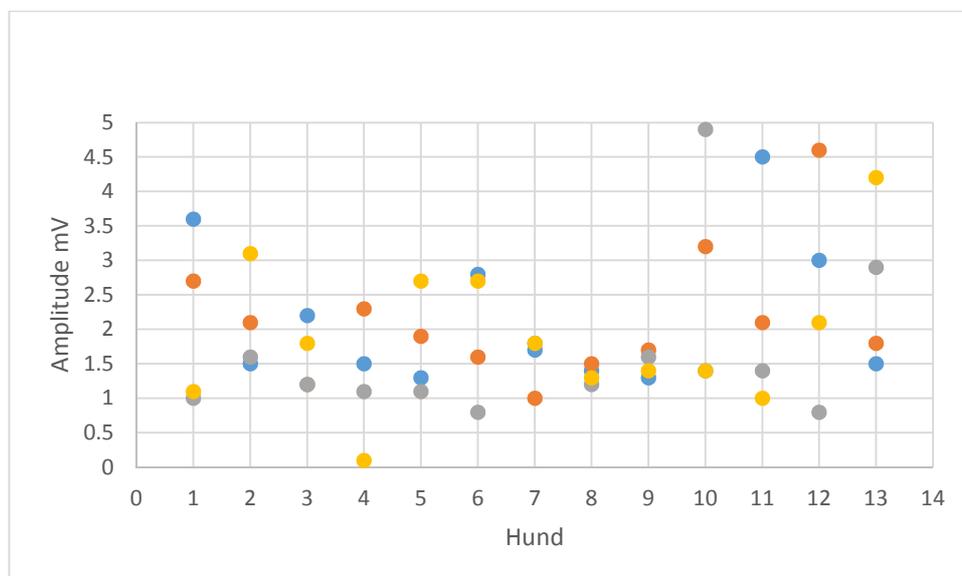


Abbildung 22: Amplitude des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit konzentrischer Nadelelektrode. X-Achse: Hund; y-Achse: Amplitude in Millivolt. Blau: erste Messung rechts; rot: erste Messung links; grau: zweite Messung rechts; orange: zweite Messung links. MV: Millivolt

Minimale Amplituden beliefen sich auf 0,1 mV bis 1,3 mV, Maxima auf 4,2 mV bis 4,9 mV. Die Extremwertuntersuchung fand „out“-Werte bei 4,5 mV, 4,6 mV und 4,9 mV. Als bereinigter Ergebnisbereichbereich wird 0,1mV bis 4,2mV angenommen. CI_{95} für den Mittelwert der Amplitude aller Muskelsummenpotenziale nach Stimulation des N. facialis lag bei 1,7 mV bis 2,2 mV. Tabelle 20 zeigt diese Ergebnisse aufgegliedert nach Messzyklus und Aufnahmestelle.

Tabelle 20: Amplitude des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit konzentrischer Nadelelektrode. M1: erste Messung; M2: zweite Messung; Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; mV: Millivolt; SD: Standardabweichung

Messung	Aufnahmestelle	Mean (mV)	SD	Median (mV)	Min. (mV)	Max. (mV)
M1	M. orbicularis oris dexter	2,1	1,02	1,5	1,3	4,5
	M. orbicularis oris sinister	2,1	0,95	1,9	1	4,6
M2	M. orbicularis oris dexter	1,7	1,12	1,2	0,8	4,9
	M. orbicularis oris sinister	1,9	1,07	1,8	0,1	4,2

Unterschiede zwischen erster und zweiter Messung betragen 0,1 mV bis 3,5 mV (6%-250%) für die rechte und 0,2 mV bis 2,2 mV (13%-133%) für die linke Seite.

Einen Amplitudenunterschied von weniger als 10% zwischen der ersten und zweiten Messung an der rechten Seite zeigten 2/13 Hunden, dies traf für keinen Hund (0/13) für die linke Seite zu; 6/13 Hunden und 2/13 Hunden zeigten einen Amplitudenunterschied von weniger als 30% zwischen erster und zweiter Stimulation des rechten und linken N. facialis. Während 7/13 Hunden einen Unterschied von weniger als 50% beim Vergleich der Amplituden zwischen erster und zweiter Messung für die rechte Seite zeigten, waren es bei Messungen für die linke Seite 5/13. Bei 8% der untersuchten Hunde wurde sehr gute Wiederholbarkeit gefunden, bei 23% wurde gute Wiederholbarkeit festgestellt. Bei weiteren 15% der

Hunde war die Wiederholbarkeit mäßig. Bei 46% der Hunde wurde keine Wiederholbarkeit der Messergebnisse gefunden.

Der Mittelwert der relativen Veränderung zwischen erster und zweiter Messung betrug 0,59 mV (Median 0,45 mV) für die rechte und 0,59 mV (Median 0,54 mV) für die linke Seite. Tabelle 21 stellt die Ergebnisse für Standardabweichungen, Mittelwerte, Mediane und Extremwerte zusammen.

Tabelle 21: Relative Veränderung der Amplitude des Muskelsummenpotenzials bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung bei Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit konzentrischer Nadelelektrode. Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; mV: Millivolt; R(M2,M1): relative Veränderung bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung; SD: Standardabweichung

Parameter	Aufnahmestelle	Mean	SD	Median	Min.	Max.
R(M2,M1)	M. orbicularis oris dexter	0,59	0,65	0,45	0,06	2,5
	M. orbicularis oris sinister	0,59	0,31	0,54	0,13	1,33

Der $WSCV_{12}$ war 52,5%, der $WSCV_{r1}$ war 53,3%.

2.5.1.3. Amplitude bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Monopolare und konzentrische Elektrode im Vergleich

Abbildungen 23 und 24 vergleichen die Messwerte, die mit unterschiedlichen Ableitelektroden am jeweils selben Hund ermittelt wurden. Abbildung 23 vergleicht die Rohwerte als Passing-Bablok Regression, Abbildung 24 gibt ein Band-Altman Plot wieder.

Die Passing-Bablok Regression fand keine signifikante Abweichung von der Linearität. Die Regressionsgleichung lautet:

$$y = 1,36 + 0,63x$$

Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Steigung der dargestellten Regressionsgeraden ist 0,4 bis 1,1. Das 95-prozentige Konfidenzintervall des Achsenabschnitts der dargestellten Regressionsgeraden ist 0,5 mV bis 1,7 mV.

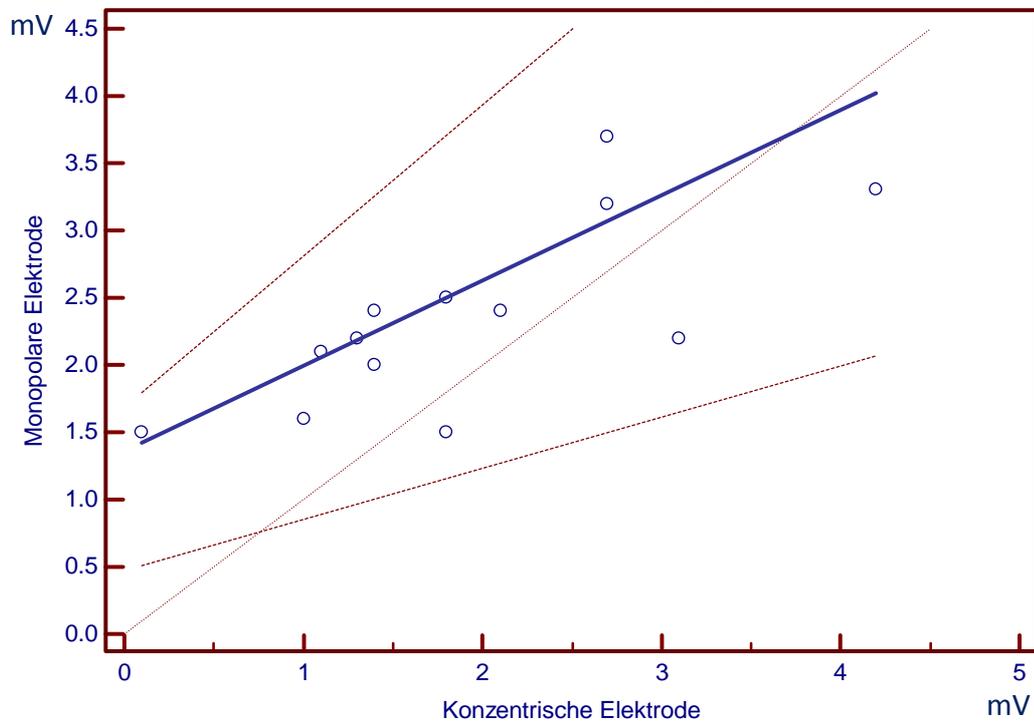


Abbildung 23: Passing-Bablok Regression zum Vergleich von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode zur Messung der Amplitude des Muskelsummenpotenzials. Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze). X-Achse: Messwerte für die Amplitude in mV ermittelt mit einer konzentrischen Elektrode, y-Achse: Messwerte für die Amplitude in mV ermittelt mit einer monopolarer Elektrode. MV: Millivolt

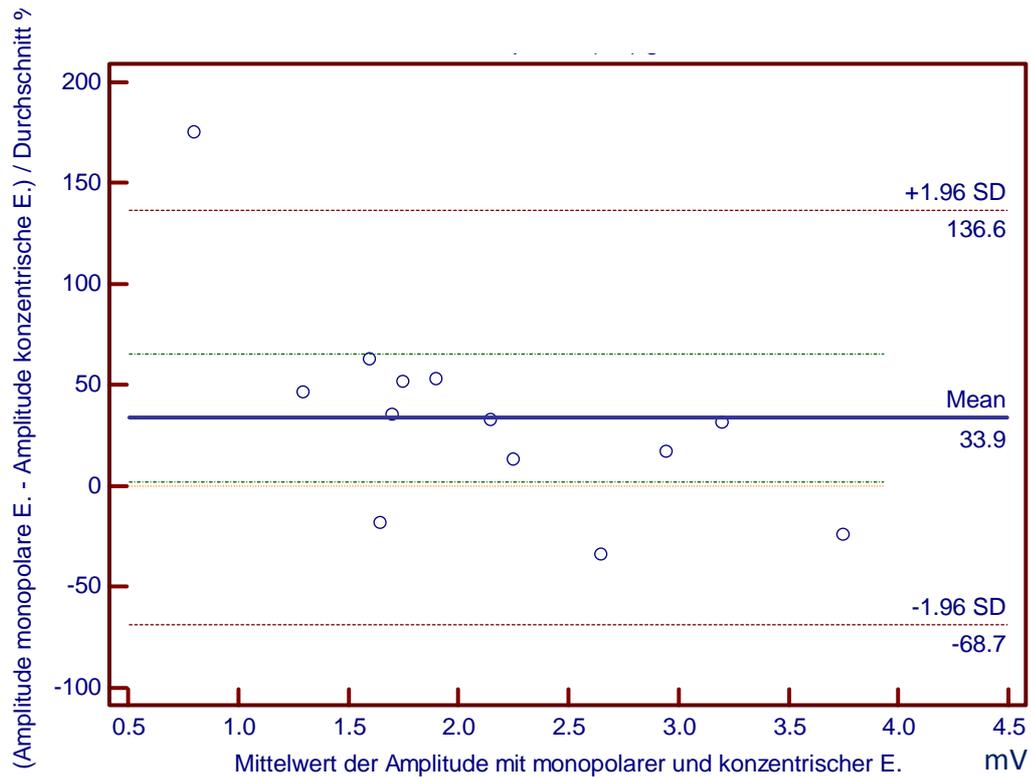


Abbildung 24: Bland-Altman Plot für die Übereinstimmung von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode zur Messung der Amplitude des Muskelsummenpotenzials. Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze). X-Achse: Mittelwert der Amplitude ermittelt mit monopolarer und konzentrischer Elektrode, y-Achse: Unterschiede der Amplitude in mV ermittelt mit monopolarer und konzentrischer Elektrode ausgedrückt als Anteil der Durchschnittswerte in Prozent. MV: Millivolt; E.: Elektrode

2.5.2. Amplitude nach Fazialisstimulation und Ableitung vom M. orbicularis oculi

2.5.2.1. Amplitude bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Monopolare Elektrode

Die Amplitude nach Stimulation des Fazialisnervs gemessen am M. orbicularis oculi mit monopolarer Elektrode ist in Abbildung 25 zusammengefasst.

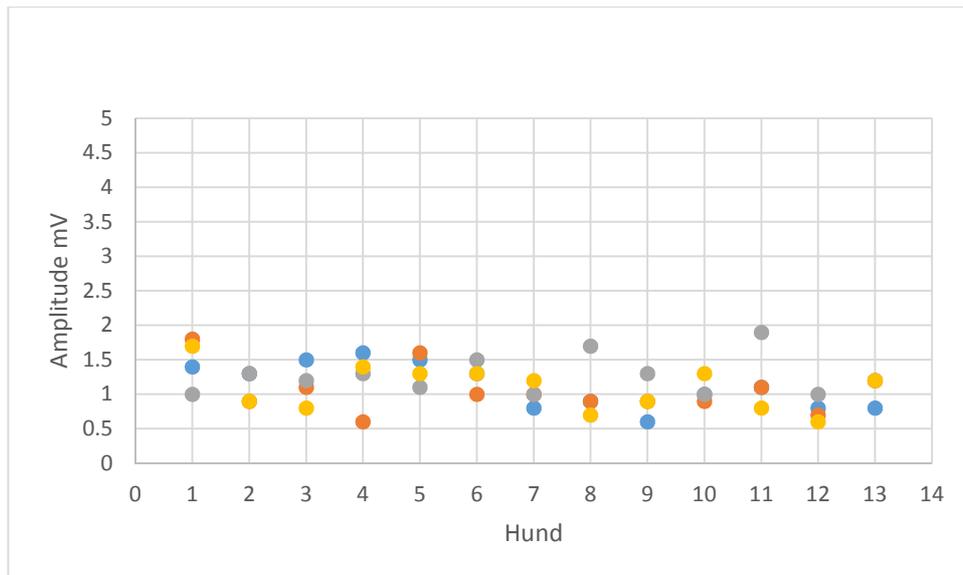


Abbildung 25: Amplitude des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit monopolarer Nadelelektrode. X-Achse: Hund; y-Achse: Amplitude in Millivolt. Blau: erste Messung rechts; rot: erste Messung links; grau: zweite Messung rechts; orange: zweite Messung links. MV: Millivolt

Gemessene Amplituden betragen zwischen 0,6 mV bis 1 mV als Minimalwerten und Maxima von 1,6 mV bis 1,9 mV. Die Extremwertuntersuchung fand keine Ausreißer. CI_{95} für den Mittelwert der Amplitude aller Muskelsummenpotenziale nach Stimulation des N. facialis lag bei 1,1 mV bis 1,2 mV. Tabelle 22 gibt eine Übersicht über die gefundenen Ergebnisse.

Tabelle 22: Amplitude des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit monopolarer Nadelelektrode. M1: erste Messung; M2: zweite Messung; Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; mV: Millivolt; SD: Standardabweichung

Messung	Aufnahmestelle	Mean (mV)	SD	Median (mV)	Min. (mV)	Max. (mV)
M1	M. orbicularis oculi dexter	1,1	0,33	1,1	0,6	1,6
	M. orbicularis oculi sinister	1,1	0,33	1	0,6	1,8
M2	M. orbicularis oculi dexter	1,3	0,28	1,2	1	1,9
	M. orbicularis oculi sinister	1,1	0,32	1,2	0,6	1,7

Die Unterschiede zwischen erster und zweiter Messung betragen 0 mV bis 0,8 mV für beide Seiten. Der prozentuale Unterschied zwischen beiden Messungen betrug für die rechte Seite 0% bis 117 % und für die linke Seite 0-133%.

Bei 2/13 und 4/13 Hunden war der Amplitudenunterschied zwischen beiden Messungen weniger als 10% für die rechte und linke Seite; für 10/13 und 12/13 Hunden war der Amplitudenunterschied zwischen beiden Messungen weniger als 50%, für die rechte und die linke Seite. Ein Unterschied von weniger als 30% wurde bei 9/13 Hunden nach Stimulation der rechten und 11/13 Hunden nach Stimulation der linken Seite gefunden. Somit erwies sich die Messung der Amplitude bei Aufnahme mit monopolarer Nadelelektrode bei 8% der Hunde als mäßig reproduzierbar, bei 54% als gut reproduzierbar und bei 23% als sehr gut reproduzierbar. Bei 15% der Hunde wurde keine Wiederholbarkeit der Messergebnisse gefunden.

Der Mittelwert der relativen Veränderung zwischen erster und zweiter Messung betrug 0,38 mV (Median 0,25 mV) für die rechte und 0,26 mV (Median 0,2 mV) für die linke Seite. Tabelle 23 gibt die Werte für Standardabweichungen und Mediane sowie die Mittelwert und Extremwerte wieder.

Tabelle 23: Relative Veränderung der Amplitude des Muskelsummenpotenzials bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung bei Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit monopolarer Nadelelektrode. Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; mV: Millivolt; R(M2,M1): relative Veränderung bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung; SD: Standardabweichung

Parameter	Aufnahmestelle	Mean	SD	Median	Min.	Max.
R(M2,M1)	M. orbicularis oculi dexter	0,38	0,35	0,25	0	1,17
	M. orbicularis oculi sinister	0,26	0,35	0,20	0	1,33

Der $WSVC_{12}$ wurde zu 28,2% berechnet, der $WSCV_{rl}$ betrug 27,9%.

2.5.2.2. Amplitude bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Konzentrische Elektrode

Die Ergebnisse für Amplituden nach Fazialisstimulation gemessen mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oculi sind nachfolgend zusammengefasst. Abbildung 26 gibt eine Übersicht über die ermittelten Amplituden an beiden Gesichtshälften gemessen mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oculi.

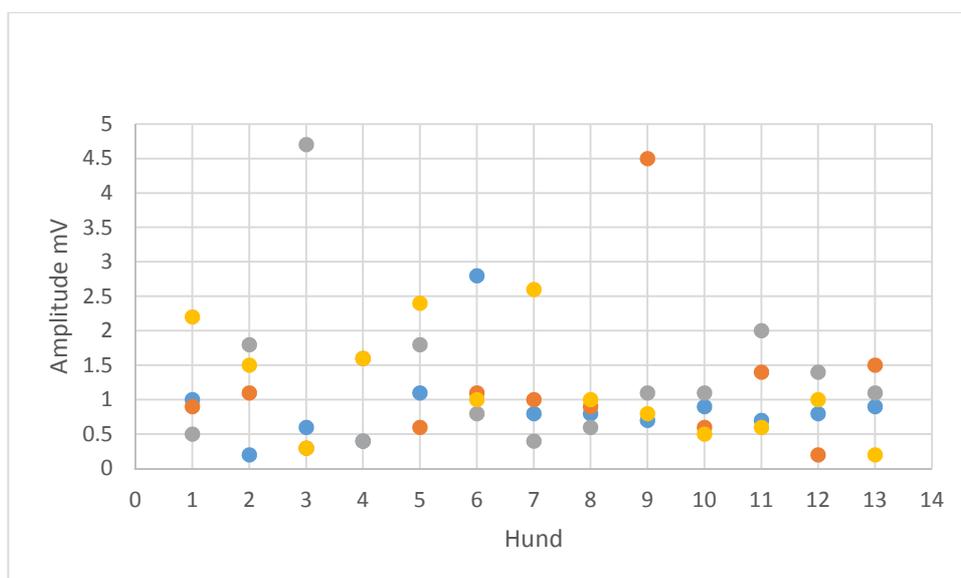


Abbildung 26: Amplitude des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit konzentrischer Nadelelektrode. X-Achse: Hund; y-Achse: Amplitude in Millivolt. Blau: erste Messung rechts; rot: erste Messung links; grau: zweite Messung rechts; orange: zweite Messung links. MV: Millivolt

Amplitudenminima lagen bei 0,2 mV bis 0,4 mV, Amplitudenmaxima lagen zwischen 2,6 mV und 4,7 mV. Die Extremwertuntersuchung ermittelt 2,8mV als „out“-Wert und 4,5 mV und 4,7 mV als „far-out“-Wert. Der bereinigte Ergebnisbereich wurde mit 0,2 mV bis 2,6 mV angenommen. CI₉₅ für den Mittelwert der Amplitude aller Muskelsummenpotenziale nach Stimulation des N. facialis lag bei 0,9 mV bis 1,4 mV. Tabelle 24 fasst diese Ergebnisse zusammen.

Tabelle 24: Amplitude des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit konzentrischer Nadelelektrode. M1: erste Messung; M2: zweite Messung; Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; mV: Millivolt; SD: Standardabweichung

Messung	Aufnahmestelle	Mean (mV)	SD	Median (mV)	Min. (mV)	Max. (mV)
M1	M. orbicularis oculi dexter	0,9	0,62	0,8	0,2	2,8
	M. orbicularis oculi sinister	1,21	1,08	1	0,2	4,5
M2	M. orbicularis oculi dexter	1,36	1,14	1,1	0,4	4,7
	M. orbicularis oculi sinister	1,21	0,80	1	0,2	2,6

Die absoluten Unterschiede der Amplitude zwischen den beiden Messungen betragen 0 mV bis 4,1 mV (0%-680%) für die rechte Seite und 0,1 mV bis 3,7 mV (0%-400%) für die linke Seite.

Nur 1/13 Hunden zeigte einen Unterschied von weniger als 10% zwischen den Ergebnissen der beiden Messungen für die rechte Seite und 3/13 für die linke Seite. Der Unterschied zwischen der Amplitude der ersten Messung und der zweiten Messung betrug bei 4/13 Hunden weniger als 30% bei Betrachtung der rechten Gesichtshälfte und bei 5/13 Hunden bei Betrachtung der linken Gesichtshälfte; bei 6/13 Hunden ergab die wiederholte Ermittlung der Amplitude einen Unterschied von weniger als 50% beim Vergleich der Ergebnisse beider Messungen für beide Seiten. Somit zeigte sich die Amplitude bei Aufnahme vom M. orbicularis oculi (Auge) mit konzentrischer Nadelelektrode bei 15% der Hunde als sehr gut wiederholbar, bei 11% als wiederholbar und bei 20% als gut wiederholbar. Bei 54% der Hunde wurde keine Wiederholbarkeit der Messergebnisse gefunden.

Der Mittelwert der relativen Veränderung zwischen erster und zweiter Messung betrug 1,62 mV (Median 0,57 mV) für die rechte und 1,00 mV (Median 0,57 mV) für die linke Seite. Tabelle 25 zeigt die Details dieser Ergebnisse.

Tabelle 25: Relative Veränderung der Amplitude des Muskelsummenpotenzials bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung bei Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit konzentrischer Nadelelektrode. Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; mV: Millivolt; R(M2,M1): relative Veränderung bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung; SD: Standardabweichung

Parameter	Aufnahmestelle	Mean	SD	Median	Min.	Max.
R(M2,M1)	M. orbicularis oculi dexter	1,62	2,62	0,57	0	6,8
	M. orbicularis oculi sinister	1,00	1,24	0,57	0	4

Der $WSCV_{12}$ war 78,9%, der $WSCV_{rl}$ wurde mit 79,2% berechnet.

2.5.2.3. Amplitude bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Monopolare und konzentrische Elektrode im Vergleich

Die nachfolgenden Abbildungen 27 und 28 vergleichen die Messwerte, die mit unterschiedlichen Ableitelektroden am jeweils selben Hund ermittelt wurden. Abbildung 27 vergleicht die Rohwerte als Passing-Bablok Regression, Abbildung 28 gibt ein Band-Altman Diagramm wieder.

Die Passing-Bablok Regression findet keine signifikante Abweichung von der Linearität. Die Regressionsgleichung lautet:

$$y = 0,66 + 0,3x$$

Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Steigung der dargestellten Regressionsgeraden ist 0 bis 0,6. Das 95-prozentige Konfidenzintervall des Achsenabschnitts der dargestellten Regressionsgeraden ist 0,4 mV bis 1 mV.

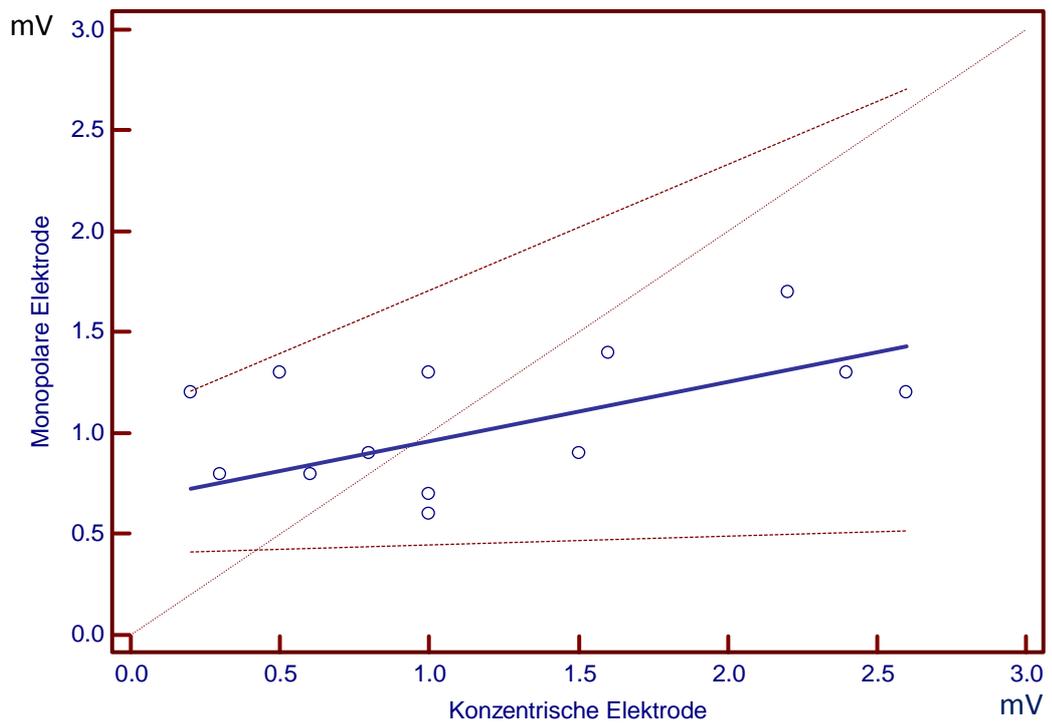


Abbildung 27: Passing-Bablok Regression zum Vergleich von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode zur Messung der Amplitude des Muskelsummenpotenzials. Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid). X-Achse: Messwerte für die Amplitude in mV ermittelt mit einer konzentrischen Elektrode, y-Achse: Messwerte für die Amplitude in mV ermittelt mit einer monopolaren Elektrode. MV: Millivolt

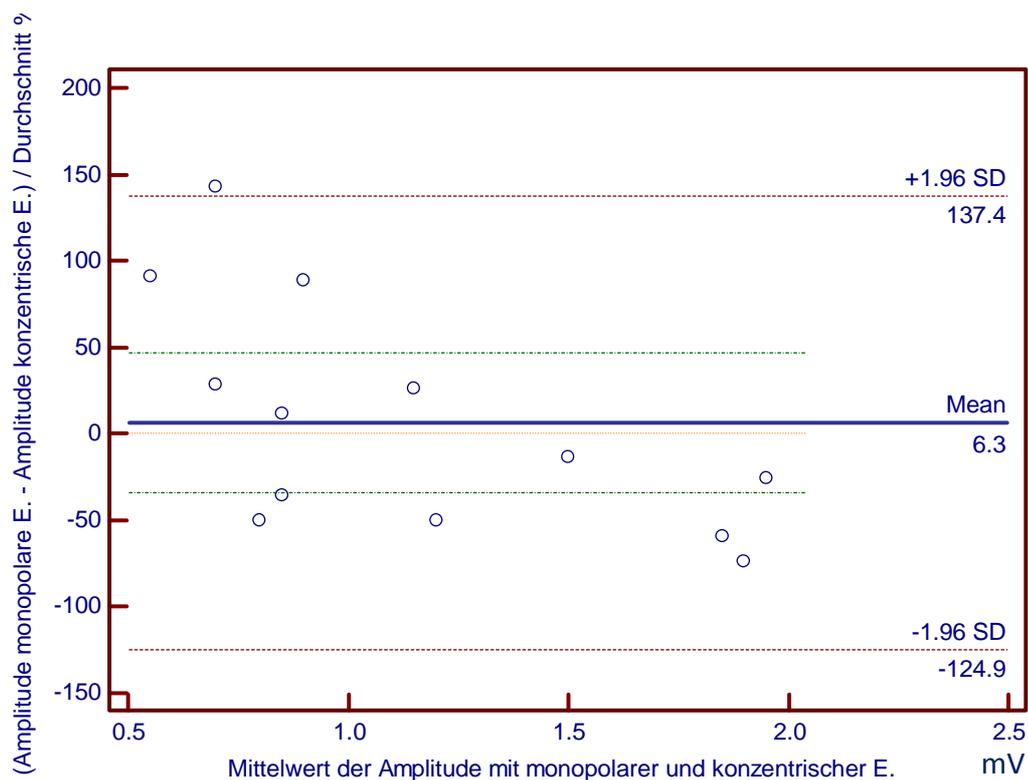


Abbildung 28: Bland-Altman Plot für die Übereinstimmung von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode zur Messung der Amplitude des Muskelsummenpotenzials. Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid). X-Achse: Mittelwert der Amplitude ermittelt mit monopolarer und konzentrischer Elektrode, y-Achse: Unterschiede der Amplitude in mV ermittelt mit monopolarer und konzentrischer Elektrode ausgedrückt als Anteil der Durchschnittswerte in Prozent. MV: Millivolt; E.: Elektrode

2.6. Fläche

Die Fläche nach Stimulation des rechten und linken Fazialisnervs in beiden Messzyklen mit monopolarer und konzentrischer Elektrode vom M. orbicularis oris und M. orbicularis oculi konnte bei 13/13 Hunden bestimmt werden.

2.6.1. Fläche nach Fazialisstimulation und Ableitung vom
M. orbicularis oris

2.6.1.1. Fläche bei Ableitung vom M. orbicularis oris:
Monopolare Elektrode

Die Fläche nach Stimulation des Fazialisnervs wird am M. orbicularis oris mit Hilfe von monopolarer Elektroden aufgenommen. Die nachfolgende Abbildung 29 gibt eine Übersicht über alle ermittelten Ergebnisse in beiden Messzyklen wieder.

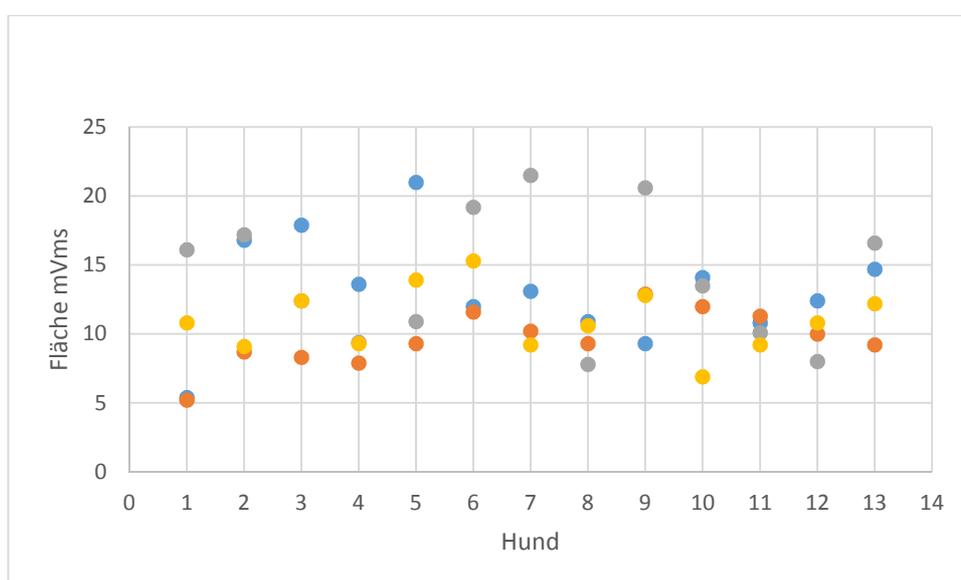


Abbildung 29: Fläche des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit monopolarer Nadelelektrode. X-Achse: Hund; y-Achse: Fläche in Millivolt Millisekunden. Blau: erste Messung rechts; rot: erste Messung links; grau: zweite Messung rechts; orange: zweite Messung links. MVms: Millivolt Millisekunden

Die kleinste berechnete Fläche war 5,2 mVms, die maximale war 21,5 mVms. Die Extremwertuntersuchung definierte 20,6 mVms, 21 mVms und 21,5 mVms als „out“-Werte. Der bereinigte Ergebnisbereich wurde zwischen 5,2 mVms und 19,2 mVms angenommen. CI_{95} für den Mittelwert der Fläche aller Muskelsummenpotenziale nach Stimulation des N. facialis lag bei 11 mVms bis 13 mVms. Die Ergebnisse für die einzelnen Messzyklen und Aufnahmestellen sind in Tabelle 26 dargestellt.

Tabelle 26: Fläche des Muskelpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit monopolarer Nadelelektrode. M1: erste Messung; M2: zweite Messung; Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; mVms: Millivolt Millisekunden; SD: Standardabweichung

Messung	Aufnahmestelle	Mean (mVms)	SD	Median (mVms)	Min. (mVms)	Max. (mVms)
M1	M. orbicularis oris dexter	13,2	3,96	13,1	5,4	21
	M. orbicularis oris sinister	9,7	2,02	9,3	5,2	12,9
M2	M. orbicularis oris dexter	14,1	4,76	13,5	7,8	21,5
	M. orbicularis oris sinister	11	2,30	10,8	6,9	15,3

Die Flächen nach Stimulation des Fazialisnervs unterschieden sich zwischen der ersten und zweiten Messung um Werte zwischen 0,4 mVms bis 11,3 mVms (2%-198%) für die rechte Seite und 0,4 mVms bis 5,1 mVms (1%-108%) für die linke Seite.

Für 3/13 und 4/13 Hunden war der Unterschied zwischen der ersten und zweiten Messung kleiner als 10% für den rechten und linken M. orbicularis oris. Einen Unterschied von weniger als 30% zwischen erster und zweiter Messung wurde bei 5/13 Hunden an der rechten Seite und 7/13 Hunden an der linken Seite festgestellt. Für 9/13 und 12/13 war der Unterschied zwischen den Messzyklen kleiner als 50% für die rechte und linke Gesichtshälfte. Somit erwies sich die Stimulation mit monopolarer Nadelelektrode und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) bei 27% der Hunde als sehr gut wiederholbar, bei 19% als gut reproduzierbar, und bei 35% als mäßig oder besser wiederholbar. Bei 19% der Hunde wurde keine Wiederholbarkeit der Messergebnisse gefunden.

Der Mittelwert der relativen Veränderung zwischen erster und zweiter Messung betrug 0,49 mVms (Median 0,31 mVms) für die rechte und 0,30 mVms (Median 0,19 mVms) für die linke Seite. Tabelle 27 fasst diese Ergebnisse zusammen.

Tabelle 27: Relative Veränderung der Fläche des Muskelsummenpotenzials bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung bei Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit monopolarer Nadelelektrode. Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; mVms: Millivolt Millisekunden; R(M2,M1): relative Veränderung bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung; SD: Standardabweichung

Parameter	Aufnahmestelle	Mean	SD	Median	Min.	Max.
R(M2,M1)	M. orbicularis oris dexter	0,49	0,55	0,31	0,02	1,98
	M. orbicularis oris sinister	0,30	0,29	0,19	0,01	1,08

Der WSCV₁₂ betrug 31,6%, der WSCV_{rl} war 28,5%.

2.6.1.2. Fläche bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Konzentrische Elektrode

Nachfolgende Abbildung 30 zeigt die gemessene Fläche nach Stimulation des Fazialisnervs gemessen an der Lefze mit konzentrischer Elektrode.

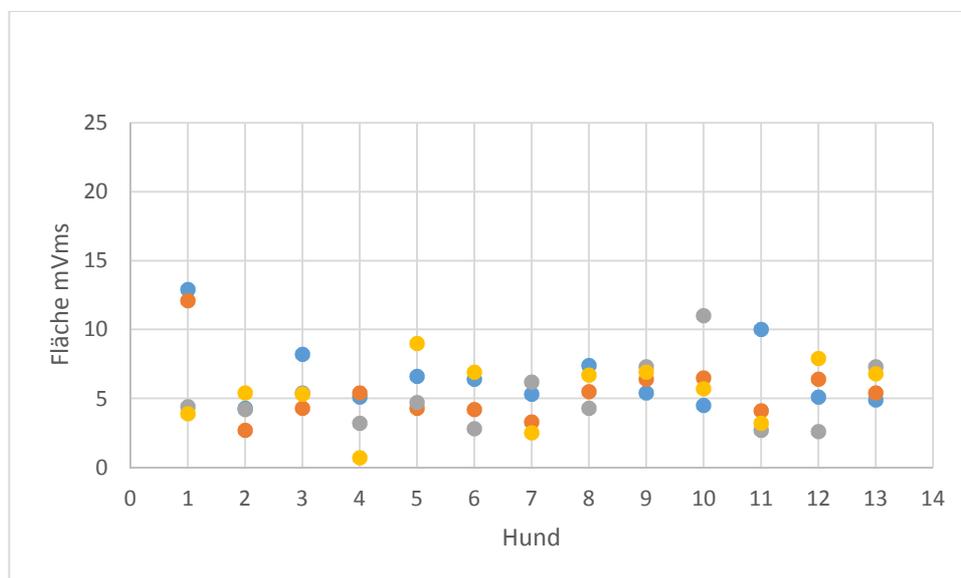


Abbildung 30: Fläche des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit konzentrischer Nadelelektrode. X-Achse: Hund; y-Achse: Fläche in Millivolt Millisekunden. Blau: erste Messung rechts; rot: erste Messung links; grau: zweite Messung rechts; orange: zweite Messung links. MVms: Millivolt Millisekunden

Die Extremwerte der Fläche nach Fazialisstimulation errechneten sich zu 0,7 mVms bis 4,3 mVms als Minima und 9 mVms bis 12,9 mVms als Maxima. Die

Extremwertuntersuchung definierte Werte größer als 11 mVms als „out“-Werte, „far-out“-Werte wurden nicht gefunden. Der bereinigte Ergebnisbereich wurde zwischen 0,7 mVms und 9mVms angenommen. CI₉₅ für den Mittelwert der Fläche aller Muskelsummenpotenziale nach Stimulation des N. facialis lag bei 5 mVms bis 6,3 mVms. Tabelle 28 fasst die Ergebnisse der Untersuchungsgruppe zusammen.

Tabelle 28: Fläche des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit konzentrischer Nadelelektrode. M1: erste Messung; M2: zweite Messung; Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; mVms: Millivolt Millisekunden; SD: Standardabweichung

Messung	Aufnahmestelle	Mean (mVms)	SD	Median (mVms)	Min. (mVms)	Max. (mVms)
M1	M. orbicularis oris dexter	6,6	2,50	5,4	4,3	12,9
	M. orbicularis oris sinister	5,4	2,33	5,4	2,7	12,1
M2	M. orbicularis oris dexter	5,1	2,39	4,4	2,6	11
	M. orbicularis oris sinister	5,4	2,33	5,7	0,7	9

Der Unterschied zwischen erster und zweiter Messung betrug 0,1 mVms bis 8,5 mVms (2%-144%) für die Fläche nach rechter Fazialisstimulation und 0,5 mVms bis 8,2 mVms (8%-109%) nach Stimulation des linken Fazialisnervs.

Je 1/13 Hunden zeigte einen prozentualen Unterschied von weniger als 10% zwischen erster und zweiter Messung, 2/13 Hunden und 8/13 Hunden zeigten einen prozentualen Unterschied von weniger als 30%, 9/13 und 8/13 Hunden zeigten einen Flächenunterschied von weniger als 50% zwischen erster und zweiter Stimulation. Somit zeigte sich die Flächenmessung bei 8% als sehr gut wiederholbar und bei 30% als gut wiederholbar. Bei 27% der Hunde wurde mäßige Wiederholbarkeit gefunden. Bei 35% der Hunde wurde keine Wiederholbarkeit der Messergebnisse festgestellt.

Der Mittelwert der relativen Veränderung zwischen erster und zweiter Messung betrug 0,49 mVms (Median 0,42 mVms) für den rechten und 0,45 mVms (Median

0,24 mVms) für den linken M. orbicularis oris nach Stimulation des jeweils ipsilateralen N. facialis. Tabelle 29 zeigt die relativen Unterschiede zwischen der ersten und zweiten Messung.

Tabelle 29: Relative Veränderung der Fläche des Muskelsummenpotenzials bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung bei Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze) mit konzentrischer Nadelelektrode. Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; mVms: Millivolt Millisekunden; R(M2,M1): relative Veränderung bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung; SD: Standardabweichung

Parameter	Aufnahmestelle	Mean	SD	Median	Min.	Max.
R(M2,M1)	M. orbicularis oris dexter	0,49	0,34	0,42	0,02	1,44
	M. orbicularis oris sinister	0,45	0,35	0,24	0,078	1,09

WSCV₁₂ war 42,2%, der WSCV_{rl} betrug 42,6%.

2.6.1.3. Fläche bei Ableitung vom M. orbicularis oris: Monopolare und konzentrische Elektrode im Vergleich

Die nachfolgenden Abbildungen 31 und 32 vergleichen die Messwerte, die mit unterschiedlichen Ableitelektroden am jeweils selben Hund ermittelt wurden. Abbildung 31 vergleicht die Rohwerte als Passing-Bablok Regression, Abbildung 32 gibt ein Bland-Altman Diagramm wieder.

Die Passing-Bablok Regression fand keine signifikante Abweichung von der Linearität. Die Regressionsgleichung lautet:

$$y = 6,32 + 0,9x$$

Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Steigung der dargestellten Regressionsgeraden ist 0,4 bis 2,3. Das 95-prozentige Konfidenzintervall des Achsenabschnitts der dargestellten Regressionsgeraden ist -3 mVms bis 9 mVms.

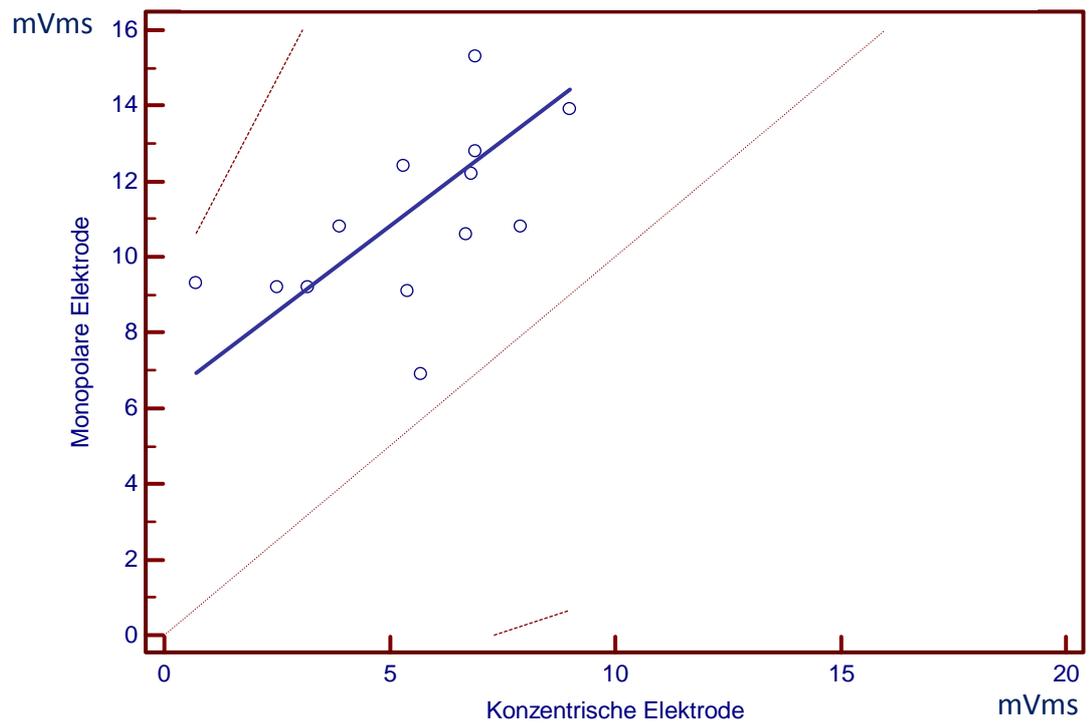


Abbildung 31: Passing-Bablok Regression zum Vergleich von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode zur Messung der Fläche des Muskelsummenpotenzials. Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze). X-Achse: Messwerte für die Fläche in mVms ermittelt mit einer monopolarer Elektrode, y-Achse: Messwerte für die Fläche in mVms ermittelt mit einer konzentrischen Elektrode. MVms: Millivolt Millisekunden

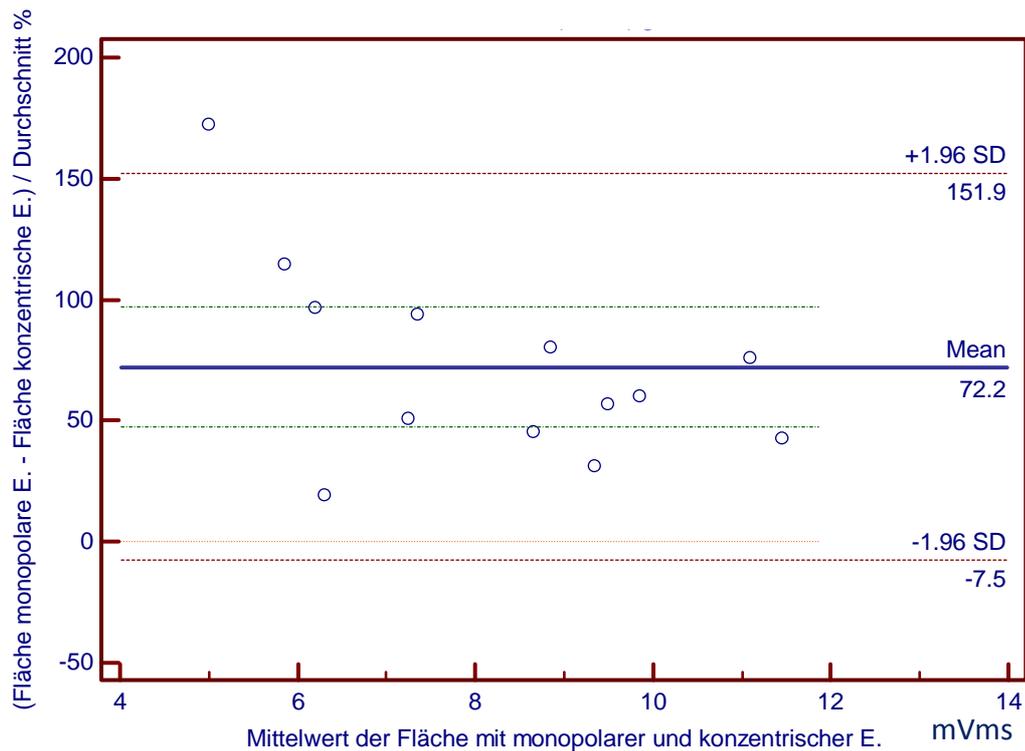


Abbildung 32: Bland-Altman Plot für die Übereinstimmung von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode zur Messung der Fläche des Muskelsummenpotenzials. Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oris (Lefze). X-Achse: Mittelwert der Fläche ermittelt mit monopolarer und konzentrischer Elektrode, y-Achse: Unterschiede der Fläche in mVms ermittelt mit monopolarer und konzentrischer Elektrode ausgedrückt als Anteil der Durchschnittswerte in Prozent. MVms: Millivolt Millisekunden; E.: Elektrode

2.6.2. Fläche nach Fazialisstimulation und Ableitung vom M. orbicularis oculi

2.6.2.1. Fläche bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Monopolare Elektrode

Abbildung 33 stellt die Fläche, errechnet nach Stimulation des rechten und linken Fazialisnervs und abgeleitet am M. orbicularis oculi mit monopolarer Elektrode dar.

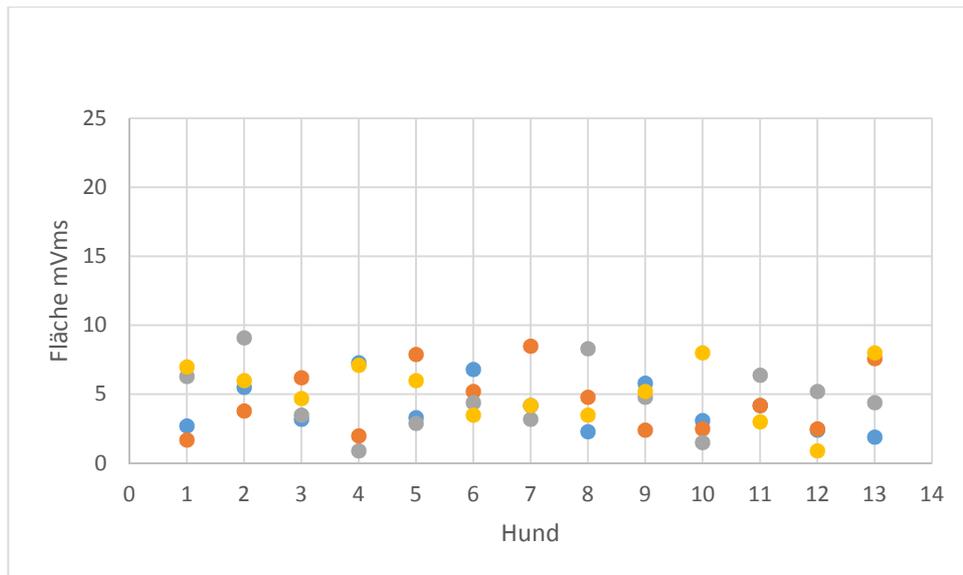


Abbildung 33: Fläche des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit monopolarer Nadelelektrode. X-Achse: Hund; y-Achse: Fläche in Millivolt Millisekunden. Blau: erste Messung rechts; rot: erste Messung links; grau: zweite Messung rechts; orange: zweite Messung links. MVms: Millivolt Millisekunden

Extremwerte für die Fläche nach Fazialisstimulation betragen 0,9 mVms und 1,9 mVms für Minima und 7,3 mVms bis 9,1 mVms für Maxima. Die Extremwertuntersuchung fand keine Ausreißer. CI_{95} für den Mittelwert der Fläche aller Muskelsummenpotenziale nach Stimulation des N. facialis lag bei 4 mVms bis 5,2 mVms. Tabelle 30 zeigt die jeweiligen Werte für die verschiedenen Messungen und rechte bzw. linke Gesichtshälfte.

Tabelle 30: Fläche des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit monopolarer Nadelelektrode. M1: erste Messung; M2: zweite Messung; Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; mVms: Millivolt Millisekunden; SD: Standardabweichung

Messung	Aufnahmestelle	Mean (mVms)	SD	Median (mVms)	Min. (mVms)	Max. (mVms)
M1	M. orbicularis oculi dexter	4,05	1,77	3,3	1,9	7,3
	M. orbicularis oculi sinister	4,56	2,37	4,2	1,7	8,5
M2	M. orbicularis oculi dexter	4,68	2,41	4,4	0,9	9,1
	M. orbicularis oculi sinister	5,16	2,12	5,2	0,9	8

Die Fläche zwischen erster und zweiter Messung unterschied sich von 0,3 mVms bis 6 mVms (9% - 261%) für die rechte Seite und zwischen 0,4 mVms bis 5,3 mVms (5% - 312%) für die linke Seite.

Je 1/13 Hund zeigte einen Flächenunterschied von weniger als 10% für den rechten und linken M. orbicularis oculi, 4/13 und 5/13 Hunden zeigten einen Unterschied von weniger als 30% bei wiederholter Messung für die Messungen nach Stimulation des rechten und linken N. facialis. Für 5/13 und 6/13 Hunden war der Unterschied zwischen den Muskelsummenpotenziale der erster und zweiter Messung weniger als 50% für den rechte (5/13 Hunde) und linken (6/13 Hunden) M. orbicularis oculi. Sehr gute Wiederholbarkeit wurde bei 8%, gute Wiederholbarkeit bei 27% und mäßige Wiederholbarkeit bei 7% der untersuchten Hunde gefunden. Bei 58% der Hunde wurde keine Wiederholbarkeit der Messergebnisse gefunden.

Der Mittelwert der relativen Veränderung zwischen erster und zweiter Stimulation des rechten N. facialis betrug 0,77 mVms (Median 0,52 mVms) und 0,94 mVms (Median 0,51 mVms) für die Stimulation des linken N. facialis. Tabelle 31 fasst die Ergebnisse der Untersuchungsgruppe zusammen.

Tabelle 31: Relative Veränderung der Fläche des Muskelsummenpotenzials bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung bei Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit monopolarer Nadelelektrode. Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; mVms: Millivolt Millisekunden; R(M2,M1): relative Veränderung bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung; SD: Standardabweichung

Parameter	Aufnahmestelle	Mean	SD	Median	Min.	Max.
R(M2,M1)	M. orbicularis oculi dexter	0,77	0,71	0,52	0,09	2,61
	M. orbicularis oculi sinister	0,94	1,02	0,51	0,05	3,12

Der WSCV₁₂ betrug 46,4%, der WSCV_{r1} war 47%.

2.6.2.2. Fläche bei Ableitung vom M. orbicularis oculi:
Konzentrische Elektrode

Abbildung 34 stellt die ermittelten Flächen nach Stimulation des rechten und linken Fazialisnervs gemessen mit einer konzentrischen Nadelelektrode am M. orbicularis oculi dar.

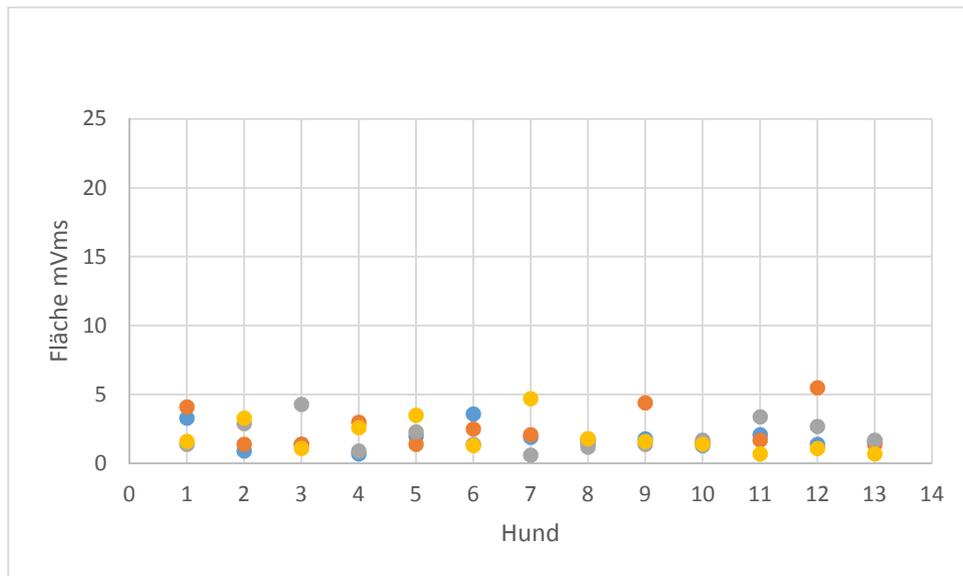


Abbildung 34: Fläche des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit konzentrischer Nadelelektrode. X-Achse: Hund; y-Achse: Fläche in Millivolt Millisekunden. Blau: erste Messung rechts; rot: erste Messung links; grau: zweite Messung rechts; orange: zweite Messung links. MVms: Millivolt Millisekunden

Die kleinste ermittelte Fläche betrug 0,6 mVms bis 1,4 mVms für den rechten M. orbicularis oculi und 3,6 mVms bis 4,7 mVms für den linken M. orbicularis oculi. Die Extremwertuntersuchung fand 4,7 mVms und 5,5 mVms als Ausreißer, der bereinigte Ergebnisbereich wurde mit 0,6 mVms bis 4,4 mVms angenommen. CI_{95} für den Mittelwert der Fläche aller Muskelsummenpotenziale nach Stimulation des N. facialis lag bei 1,7 mVms bis 2,4 mVms. Tabelle 32 zeigt neben den oben dargestellten Extremwerten Mittelwerte, Mediane und Standardabweichungen der Untersuchungsgruppe.

Tabelle 32: Fläche des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit konzentrischer Nadelelektrode. M1: erste Messung; M2: zweite Messung; Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; mVms: Millivolt Millisekunden; SD: Standardabweichung

Messung	Aufnahmestelle	Mean (mVms)	SD	Median (mVms)	Min. (mVms)	Max. (mVms)
M1	M. orbicularis oculi dexter	1,8	0,83	1,6	0,7	3,6
	M. orbicularis oculi sinister	2,5	1,37	1,8	1,4	5,5
M2	M. orbicularis oculi dexter	2	1,07	1,7	0,6	4,3
	M. orbicularis oculi sinister	1,95	1,22	1,6	0,7	4,7

Unterschiede der Fläche zwischen erster und zweiter Messung betragen 0,1 mVms bis 2,2 mVms (6% bis 222%) für die rechte Seite und 0 mVms bis 4,4 mVms (0%-150%).

Nach wiederholter Stimulation zeigte 1/13 Hund einen Flächenunterschied von weniger als 10% für den rechten M. orbicularis oculi, 2/13 zeigten einen Flächenunterschied von weniger als 10% nach Stimulation des linken N. facialis; 5/13 und 4/13 Hunden zeigten einen Unterschied nach erster und zweiter Stimulation von weniger als 30% für die Fläche der Muskelpotenziale nach Stimulation des rechten und linken N. facialis. Einen Flächenunterschied von weniger als 50% zeigten 6/13 und 5/13 nach erster und zweiter Stimulation des rechten bzw. linken Fazialisnervs. Sehr gute Wiederholbarkeit wurde bei 12%, gute Wiederholbarkeit bei 23% und mäßige Wiederholbarkeit bei 19% der untersuchten Hunde gefunden. Bei 46% der Hunde wurde keine Wiederholbarkeit der Messergebnisse gefunden.

Der Mittelwert der relativen Veränderung zwischen erster und zweiter Messung betrug 0,69 mVms (Median 0,58 mVms) für die Messergebnisse nach Stimulation des rechten und 0,62 mVms (Median 0,59 mVms) für die Ergebnisse nach Stimulation des linken N. facialis. Tabelle 33 gibt die Mittelwerte, Mediane und

Standardabweichungen der Unterschiede zwischen erster und zweiter Messung der Untersuchungsgruppe wieder.

Tabelle 33: Relative Veränderung der Fläche des Muskelsummenpotenzials bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung bei Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid) mit konzentrischer Nadelelektrode. Max.: Maximum; Mean: Mittelwert; Min.: Minimum; mVms: Millivolt Millisekunden; R(M2,M1): relative Veränderung bei der zweiten Messung im Vergleich zur ersten Messung; SD: Standardabweichung

Parameter	Aufnahmestelle	Mean	SD	Median	Min.	Max.
R(M2,M1)	M. orbicularis oculi dexter	0,69	0,69	0,58	0,06	2,22
	M. orbicularis oculi sinister	0,62	0,49	0,59	0	1,5

WSCV₁₂ betrug 55,5%, WSCV_{rl} betrug 55,1%.

2.6.2.3. Fläche bei Ableitung vom M. orbicularis oculi: Monopolare und konzentrische Elektrode im Vergleich

Die nachfolgenden Abbildungen 35 und 36 vergleichen die Messwerte, die mit unterschiedlichen Ableitelektroden am jeweils selben Hund ermittelt wurden. Abbildung 35 vergleicht die Rohwerte als Passing-Bablok Regression, Abbildung 36 gibt ein Bland-Altman Diagramm wieder.

Die Passing-Bablok Regression findet keine signifikante Abweichung von der Linearität. Die Regressionsgleichung lautet:

$$y = -0,72 + 3,24$$

Das 95-prozentige Konfidenzintervall der Steigung und des Achsenabschnitts der dargestellten Regressionsgeraden wurden nicht bestimmt.

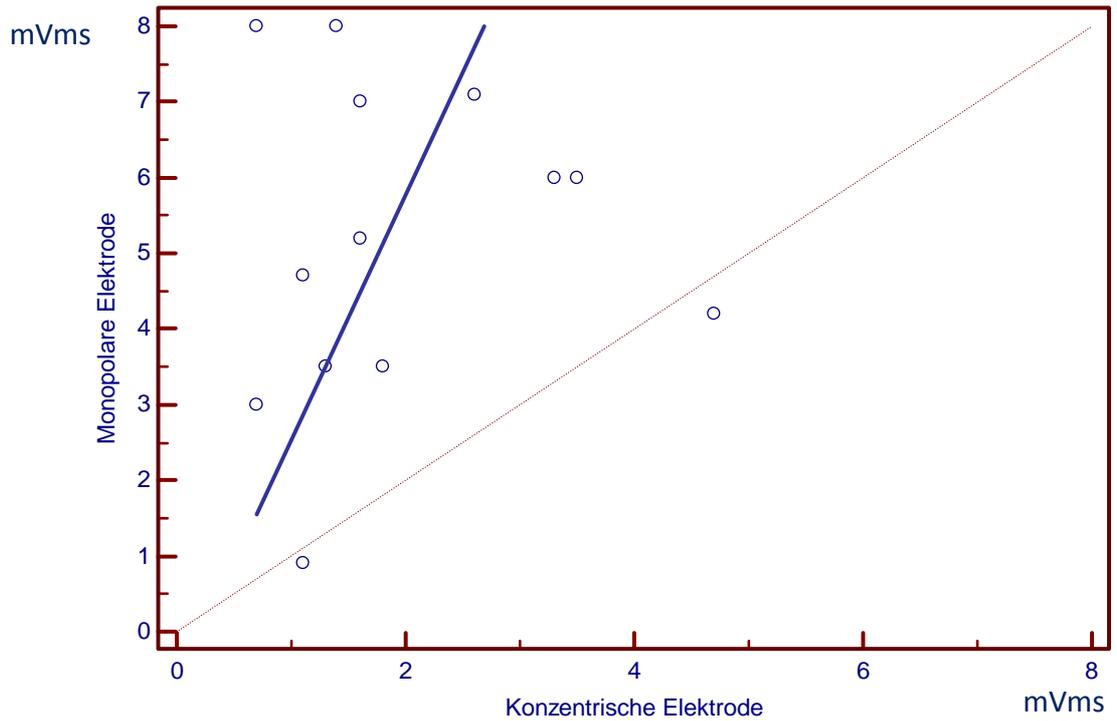


Abbildung 35: Passing-Bablok Regression zum Vergleich von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode zur Messung der Fläche des Muskelsummenpotenzials. Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid). X-Achse: Messwerte für die Fläche in mVms ermittelt mit einer monopolarer Elektrode, y-Achse: Messwerte für die Fläche in mVms ermittelt mit einer monopolarer Elektrode. MVms: Millivolt Millisekunden

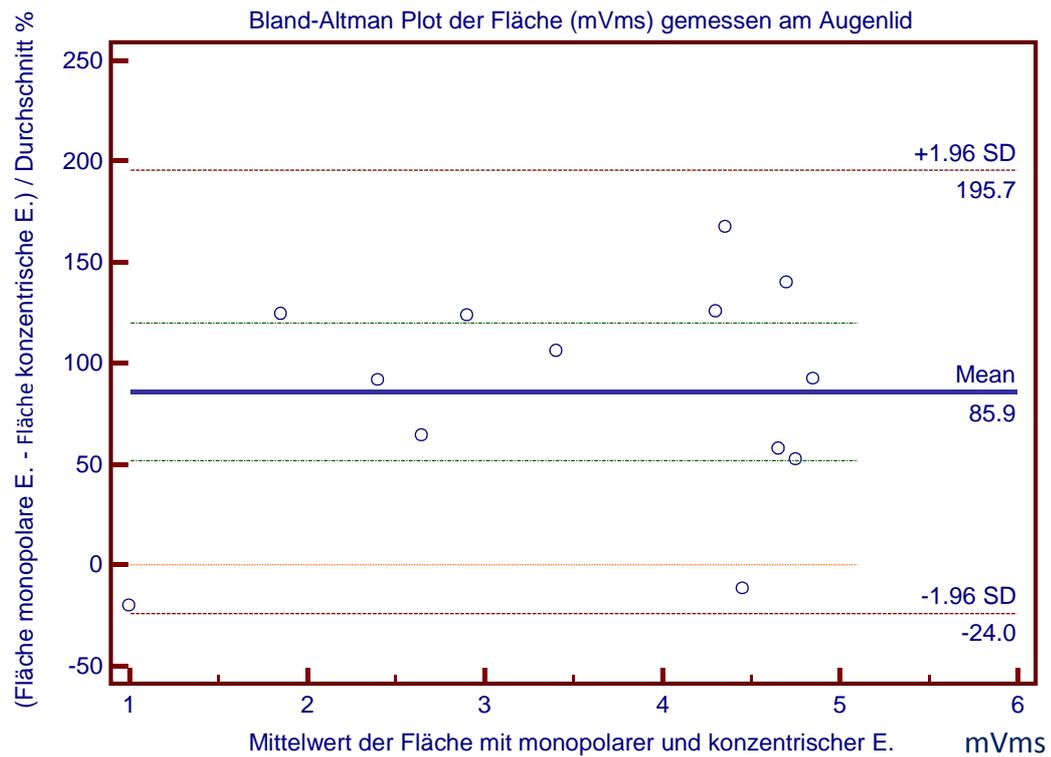


Abbildung 36: Bland-Altman Plot für die Übereinstimmung von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode zur Messung der Fläche des Muskelsummenpotenzials. Stimulation des N. facialis und Ableitung vom M. orbicularis oculi (Augenlid). X-Achse: Mittelwert der Fläche ermittelt mit monopolarer und konzentrischer Elektrode, y-Achse: Unterschiede der Fläche in mVms ermittelt mit monopolarer und konzentrischer Elektrode ausgedrückt als Anteil der Durchschnittswerte in Prozent. MVms: Millivolt Millisekunden; E.: Elektrode

D. Diskussion

1. Magnetstimulation

Die magnetische Stimulation ist in der Humanmedizin etabliert. Ehe diese in der Tiermedizin eingesetzt werden kann, wäre es wünschenswert, Untersuchungen zu optimalen Stimulationsprotokollen durchzuführen.

Dies sind insbesondere Untersuchungen zum Einsatz mit Spulen unterschiedlicher Architektur und Implikationen für Stimulationspunkte und –intensität. Die bisherigen Untersuchungen wurden ausschließlich mit Rundspulen durchgeführt (ESTREM et al., 1998; ESTREM et al., 1990a, b; HAGHIGHI und ESTREM, 1990), es gibt aber noch keine Informationen darüber, wie sich die moderne Spulenarchitektur auf Fokalität des Stimulationspunktes und Eindringtiefe des Magnetfeldes auswirkt. Es wäre von besonderem praktischem Interesse eine Spule für den Einsatz in der Veterinärmedizin zu konstruieren, die ausreichende Stimulation des Nervengewebes bei minimaler Muskelstimulation gewährleistet. Dadurch könnte die magnetische Stimulation von Tieren möglich werden, die nicht chemisch ruhiggestellt wurden. Obwohl die Magnetstimulation nicht schmerzhaft und von menschlichen Probanden lediglich als Muskelzucken wahrgenommen wird (MILLS et al., 1987; ROSSINI et al., 1998; JALINOUS, 1991), wurde – mit Ausnahme der von HECKMANN et al. (1989) speziell trainierten Hunde – die Stimulation in den bisherigen Veröffentlichungen an sedierten oder narkotisierten Hunden durchgeführt.

Trotz der Notwendigkeit zur chemischen Ruhigstellung bei den bisher untersuchten Stimulationsprotokollen liegen noch keine Untersuchungen zum Einfluss unterschiedlicher Narkoseprotokolle auf die periphere magnetische Stimulation des N. facialis beim Hund vor. Eine erfolgreiche magnetische Stimulation beim Hund war unter Vollnarkose mit Methoxyfluran und Sauerstoff nach Narkoseeinleitung über Maske mit Halothan und Sauerstoff möglich. Eine Prämedikation erfolgte mit Atropin und Droperidol. (HAGHIGHI und ESTREM, 1990, ESTREM et al., 1988, ESTREM et al., 1990a, b). Es fanden aber auch Studien zur Wirkung unterschiedlicher Sedativa und Anästhetika auf die transkranielle Magnetstimulation des Motorkortex der Gliedmaßen beim Hund statt. Das

Sedierungsprotokoll, bei dem kürzeste Latenzen und maximale Amplituden der Muskelsummenpotenziale erreicht wurden, war die Kombination aus Droperidol und Fentanyl (VAN HAM et al., 1994). Die Ergebnisse der Magnetstimulation nach Sedierung mit Oxymorphen, Midazolam und Acepromazin unterschieden sich nicht signifikant (SYLVESTRE et al., 1992). Auch in klinischen Studien zur transkraniellen Magnetstimulation beim Hund wurde Oxymorphen alleine (SYLVESTRE et al., 1993) oder in Kombination mit Acepromazin (POMA et al., 2002) eingesetzt und es konnten erfolgreich Muskelsummenpotenziale abgeleitet werden. Als Anästhetikum wurde in den bisher erschienenen Veröffentlichungen vor allem Methohexital (VAN HAM et al., 1995, 1996a, b; YOUNG et al., 1994) empfohlen, während bei der Verwendung von Isofluran und Propofol keine Muskelsummenpotenziale ausgelöst werden konnten. Unter Ketaminwirkung konnten zwar ebenfalls stabile Werte produziert werden (GLASSMAN et al., 1993), ein alleiniger Einsatz erschien aber nicht empfehlenswert und führte bei Verwendung in Kombination mit Diazepam zu einer Unterdrückung der Muskelsummenpotenziale (VAN HAM et al., 1995).

Inwieweit diese Überlegungen zu Sedierung und Anästhesie zum Tragen kommen ist fraglich, da für die transkranielle magnetische Stimulation des N. facialis beim Hund (wie auch in der Humanmedizin) vermutet wird, dass bei hoher Reizintensität eine Stimulation des Nerven im Bereich des Austrittes aus dem Hirnstamm (ESTREM et al., 1988, ESTREM et al., 1990a, b, HAGHIGHI und ESTREM, 1990) erfolgt und nicht durch Fortleitung der Erregung vom Motorkortex entsteht. Es ist keine Veröffentlichung bekannt, bei der der Einfluss verschiedener Sedativa und Anästhetika für die Stimulation des peripheren Nervensystems untersucht wird. Dies ist ein Ansatz für weitergehende Forschung.

Ehe die Magnetstimulation in der Tiermedizin eingesetzt werden kann, muss der Einfluss von Anästhetika auf die Ergebnisse nach Stimulation des N. facialis dokumentiert werden (LINDEN et al., 1990).

2. Begriffsbestimmung Wiederholbarkeit

2.1. Wiederholbarkeit bei Wiederholungsmessungen

Wiederholbarkeit (repeatability, measurement repeatability) ist gemäß der Definition im International Vocabulary of Metrology in der Fassung von 2008, 2.21 (3.6): „ ... measurement precision under a set of repeatability conditions of measurements.” (Übersetzung durch die Autorin: Messpräzision unter Wiederholbarkeitsbedingungen für Messungen). Dieselbe Quelle definiert “repeatability conditions of measurements“(Übersetzung durch die Autorin: Wiederholbarkeitsbedingungen für Messungen) unter 2.20 (Notes 1 and 2) als ” ... conditions of measurement, out of a set of conditions that includes the same measurement procedure, same operators, same measuring system, same operating conditions and same location and replicate measurements on the same or similar objects over a short period of time. ...” (VIM, 2008, S. 23f) (Übersetzung durch die Autorin: ... die Messbedingungen aus einer Kombination von Bedingungen, die identische Durchführung der Messung, identischen Tester, identisches Meßsystem, identische Messbedingungen und identische Messstelle einschließt und Messungen an einem identischen oder ähnlichen Untersuchungsobjekt in einem kurzen Zeitraum repliziert. ...). Diese Definition schließt nicht ein, dass unter identischen Messbedingungen identische Ergebnisse erzielt werden, sondern nur, dass Ergebnisse repliziert werden. Dem liegt die Erkenntnis zugrunde, dass Messungen mit Ungenauigkeiten oder Messfehlern einhergehen. Jeder ermittelte Messwert beinhaltet einen hypothetischen wahren Wert und einen Anteil aus Komponenten der Messungenauigkeit (TAYLOR und KUYTT, 1994). BLAND (2000, Seite 270) nimmt den Mittelwert als wahren Wert an. Wiederholbarkeit von Messergebnissen nehmen WITTE et al. (2010) bei einem Korrelationskoeffizienten von mindestens 0,8 an. In einer anderen Untersuchung zur Wiederholbarkeit elektrodiagnostischer Methoden werden neben dem Bland-Altman Plot und ANOVA auch Cronbach's α (MISHRA et al. 2013) beurteilt. BLAND (2000, Seite 269ff.) berechnet die Standardabweichung, das 95-prozentige Konfidenzintervall zur Bestimmung der Präzision der Methode, sowie den intraindividuellen Variationskoeffizienten zur Darstellung des Messfehlers. Dieser Ansatz wurde zur Beurteilung der Wiederholbarkeit in der vorgelegten Untersuchung gewählt. MedClac (2013) stellt den Wiederholbarkeitskoeffizienten als Kriterium vor. Dieser kann aus den Bland-

Altman Plots abgeleitet werden, indem der numerische Wert der Mittelwerte von dem Wert des oberen Übereinstimmungsbereich (limit of agreement, $+1.96\text{ SD}$) abgezogen wird. Die entsprechenden Bland-Altman Plots für die Wiederholungsmessungen sind im Anhang I dargestellt. TROCHIM und DONNELLY (2006) verwenden den Begriff der Wiederholbarkeit (repeatability or consistency) im Rahmen der Besprechung der Zuverlässigkeit (reliability) und definieren sie als Anteil an Wahrheit an dem Messergebnis im Vergleich zum Anteil an Messfehler („... reliability is the proportion of truth in what you measure as opposed to the proportion of error in measurement. ...“, TROCHIM und DONNELLY, 2006, G-7). Die genannten Autoren erläutern unter dem Begriff der Test-Retest Reliability eine bestimmte Kategorie von Wiederholbarkeit, bei der die Ergebnisse eines Tests, der zum Zeitpunkt 1 durchgeführt wurde, mit den Ergebnissen des selben Tests, das heißt, unter den Bedingungen wie von VIM (2008) dargestellt, zu einem Zeitpunkt 2 durchgeführt wurde, verglichen. Wiederholbarkeit wird angenommen, wenn die Ergebnisse sich um weniger als eine definierte Differenz unterscheiden.

2.2. Wiederholbarkeit bei Methodenvergleichen

Von der Wiederholbarkeit (repeatability) ist begrifflich die Reproduzierbarkeit zu unterscheiden, bei der sich die Versuchsanordnungen der ursprünglichen und der Wiederholungsmessung in mindestens einem der von VIM (2008, 2.24) definierten Kriterien unterscheiden. Im Falle von Wiederholungsuntersuchungen sind dies in der Regel der Untersucher und die Einrichtung, an der die Untersuchung durchgeführt wird, sowie das Untersuchungsobjekt und die Messeinheit. Die jüngere Forschung fokussiert sich auf Wiederholungsmessungen, die die oben dargestellten Wiederholbarkeitskriterien für Messungen dahingehend brechen, dass unterschiedliche Test- oder Messmethoden bei Einhaltung der anderen Kriterien eingesetzt werden. PASSING und BABLOK (1983) entwickeln zum Methodenvergleich ein lineares biometrisches Verfahren, das sowohl für normalverteilte wie auch nicht normalverteilte Untersuchungen einsetzbar ist. Es umfasst die Untersuchung auf Linearität und – wenn diese angenommen wird – die Steigung und den Achsenabschnitt der Regressionsgeraden. Es wird die Hypothese getestet, ob die Steigung eins entspricht und die Achsen des Diagramms von der

Regressionsgeraden an der Nullstelle geschnitten werden. Die Hypothese, dass die Steigung der Regressionsgeraden eins entspricht wird angenommen, wenn dieser Wert im 95-prozentigen Konfidenzintervall für die Steigung der Regressionsgeraden enthalten ist. Wenn die Hypothese abgelehnt wird, deutet dies auf einen proportionalen Unterschied der untersuchten Methoden hin. Wird die Hypothese abgelehnt, dass die Regressionsgerade die Achsen an den Nullstellen schneidet, unterscheiden sich die Ergebnisse, die mit den untersuchten Methoden ermittelt wurden, zumindest um einen konstanten Betrag. BLAND und ALTMAN stellten ihre Forschungsergebnisse in einer Veröffentlichung zunächst in einer statistischen Fachzeitschrift (ALTMAN und LAND, 1983) vor und machten diese mit einem Artikel in *The Lancet* (BLAND und ALTMAN, 1986) auch der medizinischen Forschungsgemeinschaft zugänglich. Sie betrachten dabei zunächst die Probleme, die sich bei Wiederholungsmessungen mit unterschiedlichen Messmethoden zum Beispiel durch unterschiedliche Einheiten oder Größenordnung der jeweiligen Messergebnisse ergeben. Ein weiteres Problem in dieser Gruppe von Versuchsanordnungen sehen sie in der Verwendung von Korrelationskoeffizienten zur statistischen Beurteilung von Messergebnissen aus Untersuchungen mit unterschiedlichen Messgrößen, weil diese die Korrelation, nicht aber die Übereinstimmung der Ergebnisse betrachten. Es werden Beispiele angeführt, bei denen sowohl hohe als auch niedrige Korrelationskoeffizienten die Übereinstimmung von Messergebnissen nicht darstellen. Dies wird insbesondere als Problem gesehen, wenn die gemessene Größe bei wiederholter Messung die wahren Werte ändert. Beide Forscher halten Signifikanztests für irrelevant für diese Art der Messungen, da diese nicht die Übereinstimmung betrachten. Die Autoren dieses Artikels schlagen die Analyse der erhaltenen Messergebnisse anhand der Varianz der erhaltenen Messergebnisse vor und entwickeln eine grafische Darstellung auf Grundlage der Mittelwerte (abgetragen auf der x-Achse) und Differenzen aus den Ergebnissen der verschiedenen Messergebnisse (eingetragen auf der y-Achse). Die Beurteilung der Übereinstimmung der Messergebnisse beider Methoden erfolgt in diesen Veröffentlichungen anhand der Abweichung dieser Datenpunkte vom Mittelwert um mehr oder weniger als 2 Standardabweichungen.

Ein Spezialfall stellt der Vergleich einer etablierten Methode, dem Goldstandard, mit einer neuen Methode bezüglich der statistischen Analyse dar. Während BLAND et al. (1995) empfehlen, auch für diesen Untersuchungstyp die Differenz

aus diesen Messergebnissen gegen Mittelwerte in der von ihnen entwickelten Darstellung abzutragen, sieht KROUWER (2008) es als vorteilhaft an, die Differenz aus den Messergebnissen beider Methoden gegen die Messergebnisse des Goldstandards darzustellen. Dies wird von DEWITTE et al. (2002) in einer Analyse zum Einsatz der von Bland und Altman entwickelten Darstellungsweise kritisch angemerkt. MedCalc (2013) empfiehlt die Analyse des systematischen Fehlers beim Vergleich mehrerer Messmethoden anhand der Beurteilung der Lage der Gleichheitslinie (line of equality) im Verhältnis zu den gekennzeichneten „limits of agreement“. Liegt die Gleichheitslinie außerhalb der genannten „limits of agreement“, stellt dies einen signifikanten systematischen Fehler dar. Liegen einzelne Werte außerhalb der „limits of agreement“, sind diese als Extremwerte (Ausreißer, Outlier) zu betrachten. Sind alle Werte innerhalb der „limits of agreement“, so sind die Unterschiede der Messwerte, die mit den verschiedenen Methoden erzielt wurden, nicht signifikant und beide Methoden können alternativ eingesetzt werden.

BLAND und ALTMAN (1999) erweitern das zuvor dargestellte Grundkonzept durch Anpassung für Daten, bei denen die Größe des Messergebnisses Einfluss auf die Übereinstimmung haben kann und machen Bemerkungen zu wiederholten Untersuchungen mit verschiedenen Testverfahren. Der Aspekt wiederholter Messungen mit unterschiedlichen Messverfahren wird in dem Artikel von BLAND und ALTMAN (2007) vertieft. Eine Übersicht über andere eingesetzte Methoden zur statistischen Analyse beim Messmethodenvergleich gibt GROUVEN (2007). Obwohl die von Bland und Altman entwickelten Plots speziell für Messmethodenvergleiche entwickelt wurden, werden sie auch zur Darstellung von Messergebnissen wiederholter Messungen, die mit nur einem Messverfahren erzielt wurden, eingesetzt (ATKINSON und NEVILL, 1998).

3. Parameter der Wiederholbarkeit in der vorgelegten Untersuchung

3.1. Beurteilung der Wiederholungsmessungen

3.1.1. Konfidenzintervall der Mittelwerte (CI₉₅)

Im Anhang II sind die CI₉₅ für die verschiedenen Parameter zusammengefasst. Der Vergleich der Wiederholbarkeit unterschiedlicher Parameter anhand des CI₉₅ ist insofern problematisch, als die Ergebnisse, die für die unterschiedlichen Parameter und die unterschiedlichen Ableitpunkten gefunden werden, nicht direkt miteinander verglichen werden können. Dies liegt zum einen daran, dass die Aufnahme-Elektroden Ergebnisse in unterschiedlicher Größenordnung produzieren und die Ableitstellen aufgrund unterschiedliche anatomischer Gegebenheiten (zum Beispiel der unterschiedlichen Länge des N. facialis zwischen der Ableitstelle vom M. orbicularis oris und M. orbicularis oculi) nicht miteinander verglichen werden können. Die absoluten Werte für CI₉₅ können als Richtlinien für erwartete Werte dienen, wenn Messungen an anderen Hunden durchgeführt werden. Analysiert man die gefundenen Konfidenzintervalle bezüglich ihrer Größe für den jeweiligen Parameter, fällt auf dass diese bis zu 55% ihres oberen Grenzwertes (hier im Falle der Amplitude ermittelt am M. orbicularis oculi mit konzentrischer Nadelelektrode) betragen können; dies deutet auf eine starke Streuung um den Mittelwert und geringe Wiederholbarkeit hin. Die Amplitude, ermittelt am Augenlid mit monopolarer Nadelelektrode besitzt das kleinste Konfidenzintervall mit einer Größe von 0,1 ms (9% des oberen Grenzwertes). Die Latenz besitzt, unabhängig von Aufnahmestelle und Ableite-Elektrode, kleinere CI₉₅ als die anderen Parameter.

3.1.2. Intraindividueller Variationskoeffizient (WSCV)

Zur Betrachtung der Variationskoeffizienten wurden zwei unterschiedliche Ansätze verfolgt. Zum einen der Vergleich der Ergebnisse nach Stimulation des rechten und des linken Fazialisnervs (WSCV_{r/l}), da dies für klinische Fragestellungen besondere Relevanz besitzen. Eine Zusammenfassung der Ergebnisse aus dieser Untersuchung ist in Anhang III aufgeführt. Für die Latenz wird der kleinste

WSCV_{r1} unabhängig vom Aufnahmeort und eingesetzter Nadelelektrode gefunden. Die WSCV_{r1} für Dauer, Amplitude und Fläche unterscheiden sich bezüglich Ableitstelle und Nadelelektrode.

Andererseits werden die WSCV₁₂ für die Ergebnisse, die in Wiederholungsmessungen nach Stimulation identischer Fazialisnerven ermittelt wurden, betrachtet. Eine Zusammenfassung ist in Anhang III wiedergegeben. Auch für den WSCV₁₂ besitzt die Latenz die kleinsten Werte, die Werte für Dauer, Amplitude und Fläche sind variabel.

Mit Ausnahme der Parameter Latenz und Dauer, beide abgeleitet vom M. orbicularis oculi bei Wiederholungsmessung sind die WSCV₁₂ für Parameter, die mit monopolarer Nadelelektrode ermittelt wurden, kleiner als die WSCV₁₂, die für Parameter berechnet wurden, deren Messergebnisse mit konzentrischen Nadelelektroden ermittelt wurden. Für die Latenz sind die ermittelten WSCV am kleinsten und die Wiederholbarkeit ist für diesen Parameter am besten.

3.2. Beurteilung des Vergleichs von monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode

3.2.1. Passing-Bablok Regression

Die Passing-Bablok Regressionen werden anhand von vier Kriterien analysiert (PASSING und BABLOK, 1983). Diese sind die Lage der Regressionsgeraden im Verhältnis zur Gleichheitslinie, dem Vorhandensein von Linearität, der Steigung und den Achsenabschnitten der Regressionsgeraden.

Die ermittelten Regressionsgeraden für die Latenzen, abgeleitet vom M. orbicularis oris und M. orbicularis oculi, liegen für den ermittelten Ergebnisbereich unterhalb der Gleichheitslinie. Die Latenzen, ermittelt mit monopolarer Nadelelektrode, sind tendenziell kürzer als die, die mit konzentrischen Nadelelektroden ermittelt wurden. Für die Parameter Dauer und Fläche liegen die Regressionsgleichungen oberhalb der Gleichheitslinie. Die Werte ermittelt mit monopolarer Elektrode sind für diese Parameter tendenziell größer als die, die mit einer konzentrischen Nadelelektrode

ermittelt wurden. Für die Amplitude sind die Werte, ermittelt mit der monopolen Elektrode, relativ gleich unabhängig von der Größe der Messwerte ermittelt mit der konzentrischen Nadelelektrode.

In allen ermittelten Passing-Bablok Regressionen wurde Linearität angenommen. Für drei der acht Parameter wurde kein Konfidenzintervall für die Steigung der Regressionsgeraden ermittelt; diese Parameter sind die 1) Dauer ermittelt am M. orbicularis oris und 2) am M. orbicularis oculi, sowie die 3) Fläche ermittelt am M. orbicularis oculi. Die Hypothese, dass die Steigung der Regressionsgeraden eins ist, konnte für vier von acht Parametern nicht abgelehnt werden (basierend auf dem Kriterium, dass eins im Konfidenzintervall für die Steigung der Regressionsgeraden enthalten ist). Diese Parameter sind 1) die Latenz, 2) die Amplitude und 3) die Fläche ermittelt am M. orbicularis oris und 4) die Latenz ermittelt am M. orbicularis oculi. Die Werte für die Amplitude ermittelt am Auge ergab eine Regressionsgerade, für die die Hypothese, dass ihre Steigung eins entspricht, abgelehnt wurde. Für die Ermittlung der Amplitude am M. orbicularis oculi am Auge besteht zumindest ein proportionaler Unterschied zwischen der Ableitung mit einer konzentrischen und einer monopolen Nadelelektrode.

Keine der dargestellten Passing-Bablok Regressionen besitzt einen Achsenschnittpunkt von Null. Die Hypothese, dass der Achsenabschnitt der Regressionsgeraden Null entspricht, wird für alle betrachteten Regressionen abgelehnt. Die Ableitung der Aktionspotenziale mit einer konzentrischen und einer monopolen Elektrode unterscheidet sich für alle Parameter zumindest um einen konstanten Betrag.

Die dargestellten Ableitungsmethoden unterscheiden sich bei allen Parametern (Latenz, Dauer, Amplitude und Fläche) um einen konstanten Betrag. Die Ableitung der Amplitude mit monopolarer und konzentrischer Nadelelektrode vom M. orbicularis oculi unterscheidet sich auch um einen proportionalen Betrag. Der Methodenvergleich basierend auf Analyse der Passing-Bablok Regression ergibt schlechte Wiederholbarkeit für alle Parameter. Weitere Untersuchungen sind erforderlich, um zu beurteilen, welche der beiden Methoden besser geeignet ist, den wahren Wert zu bestimmen.

3.2.2. Bland-Altman Plot

Die Bland-Altman Plots wurden anhand von zwei Kriterien untersucht (MedCalc, 2013). Das Erste Kriterium ist die Präsenz von Werten jenseits der „limits of agreement“. Das zweite Kriterium ist die Lage der Gleichheitslinie im Verhältnis zum Konfidenzintervall, das in den Bland-Altman Plots dargestellt ist. In der vorgelegten Untersuchung ist es das 95-prozentige Konfidenzintervall für die relative Differenz der Messergebnisse, die mit monopolarer und konzentrischer Elektrode ermittelt wurden.

In vier der dargestellten Bland-Altman Plots zum Vergleich von konzentrischer und monopolarer Nadelelektrode zur Ableitung von Muskelsummenpotenzialen finden sich Ergebnisse außerhalb der Werte oder entsprechen dem Wert der „limits of agreement“. Dies sind die Dauer, die Amplitude und die Fläche bei Ableitung vom M. orbicularis oris und die Amplitude bei Ableitung vom M. orbicularis oculi. Hierfür können beide Methoden nicht miteinander austauschbar eingesetzt werden und es sollte daher die Methode gewählt werden, die besser wiederholbar ist (siehe D.3.1).

Bei allen dargestellten Bland-Altman Plots ist die Streuung der ermittelten Werte innerhalb der „limits of agreement“ zu beobachten. Außer bei dem Bland-Altman Plot zum Methodenvergleich für die Ermittlung der Amplitude gemessen am M. orbicularis oculi findet sich die Gleichheitslinie außerhalb der CI_{95} . Dies weist auf einen signifikanten systematischen Unterschied für diese Methoden bezüglich der untersuchten Parameter hin.

3.3. Zusammenfassung der Schlussfolgerungen aus der statistischen Untersuchung

Die Latenz besitzt, beurteilt anhand der CI_{95} , $WSCV_{II}$ und $WSCV_{12}$ die - im Vergleich zu Dauer, Amplitude und Fläche des Muskelsummenpotenzials nach elektrischer Stimulation des N. facialis - beste Wiederholbarkeit unabhängig von der Ableitstelle am M. orbicularis oculi oder am M. orbicularis oris und unabhängig von dem eingesetzten Elektrodentyp. Amplitude, Dauer und Fläche besitzen

größere $WSCV_{12}$ und $WSCV_{ri}$ und unterscheiden sich bezüglich Ableitstelle und eingesetzter Nadelelektrode. Für diese Parameter kann keine eindeutige Reihenfolge bezüglich ihrer Wiederholbarkeitskriterien angenommen werden.

Die Analyse der Passing-Bablok Regressionen ergibt, dass sich die Ableitungen mit einer konzentrischen und einer monopolen Nadelelektrode aller Parameter zumindest um einen konstanten Betrag unterscheiden. Die Ableitungen der Amplitude vom *M. orbicularis oculi* unterscheiden sich beim Vergleich beider Methoden auch proportional zur Größe des ermittelten Messwerts.

Basierend auf den Untersuchungen der Bland-Altman Plots findet sich kein Hinweis auf einen signifikanten Unterschied zwischen den Werten der Amplitude, abgeleitet vom *M. orbicularis oculi* in Abhängigkeit von der eingesetzten Elektrode. Die Messgrößen der anderen untersuchten Parameter weisen signifikante Unterschiede und damit schlechte Wiederholbarkeit in Abhängigkeit von der eingesetzten Nadelelektrode auf.

Die die Ergebnisse nach Stimulation des *N. facialis* und Ableitung von Muskelsummenpotentialen mit konzentrischer und sind mit monopolarer Nadelelektrode nicht gut wiederholbar. Aus der vorgelegten Untersuchung kann nicht geschlossen werden, welche Methode besser geeignet ist, den wahren Wert zu ermitteln. Dies muss in weiteren Untersuchungen festgestellt werden.

4. Elektrische Stimulation

Die Betrachtung der prozentualen Unterschiede zwischen erster und zweiter Messung für die jeweils gegebene Untersuchungsanordnung zeigt, dass die Latenz, Dauer, Amplitude und Fläche in dieser Reihenfolge zunehmend größere Unterschiede für die Ergebnisse nach erster und zweiter Stimulation des *N. facialis* zeigen und für eine (in der genannten Folge der Parameter) zunehmende Anzahl von Hunden keine Wiederholbarkeit der Ergebnisse nach elektrischer Stimulation angenommen werden kann. Das Ergebnis der statistischen Auswertung der Ergebnisse nach elektrischer Stimulation des *N. facialis* findet für die Latenz die beste Wiederholbarkeit, während für die Dauer, Amplitude und Fläche diese, je

nach Aufnahmestelle und eingesetzter Nadelelektrode, differenziert beurteilt werden müssen und keine eindeutige Gewichtung bezüglich der Wiederholbarkeitskriterien getroffen werden kann.

Die Wiederholbarkeit von Latenz, Dauer, Amplitude und Fläche der Muskelsummenpotenziale nach Fazialisstimulation ist in der Tiermedizin noch nicht systematisch bearbeitet worden. LOBO-ROTH (2003) beurteilt die Reproduzierbarkeit von Latenz, Dauer, Amplitude und Fläche anhand der Variationskoeffizienten (Latenz (5,2%), Dauer (17,4%), Amplitude (54,6%) und Fläche (31,2%)). Sie findet in einer Gruppe gesunder Beagle Seitenunterschiede von über 50 % für die betrachteten Parameter.

Die Untersuchungen zur Wiederholbarkeit der Fazialisstimulation lassen sich in zwei Grundtypen unterscheiden. Diese sind 1) Berechnungen von absoluten Referenzwerten bei wiederholter Messung und 2) Betrachtungen von Werten, die sich aus Seitenverhältnissen ergeben. Je nach Untersuchungstyp sind Untersuchungen an gesunden und erkrankten Probanden zu unterscheiden.

Aus Untersuchungen am Menschen ist bekannt, dass bei wiederholten Untersuchungen des selben, klinisch gesunden Individuums die Latenz nach Stimulation des N. facialis um $0,39 \text{ ms} \pm 0,32 \text{ ms}$ und Amplituden um $0,74 \text{ mV} \pm 0,57 \text{ mV}$ schwanken (GUNTINAS-LICHIUS und STENNERT 1996).

Untersuchungen zur Wiederholbarkeit an klinisch gesunden Probanden erfolgen bei Esslen anhand der Amplitudendifferenz nach Stimulation des Fazialisnervs (ESSLEN, 1977) wohingegen bei Sittel anhand des Amplitudenverhältnisses nach Stimulation des rechten und linken N. facialis und Unterschiede zum zuvor ermittelten Verhältnisses bei wiederholter Messung (SITTEL et al. 1998) beurteilt wurden. ESSLEN (1977) findet einen Amplitudenunterschied von weniger als durchschnittlich 3% zwischen rechter und linker Gesichtshälfte. Beim Menschen ohne klinische Symptomatik werden Seitenunterschiede der Amplituden bei Stimulation des N. facialis von bis zu 30% beobachtet (BISCHOFF, 2003c). SITTEL et al. (1998) berechnen ein Seitenverhältnis der Amplituden nach beidseitiger Fazialisstimulation für klinisch gesunde Menschen von durchschnittlich 32,5%, was oben dargestellten Ergebnissen von BISCHOFF

(2003c) ähnlich ist. Bei wiederholter Untersuchung derselben Individuen wurden Unterschiede der Amplitudenverhältnisse zwischen erster und zweiter Messung für den individuellen Probanden zwischen 0% und 80% gefunden. HUGHES et al. (1981) untersuchten die Wiederholbarkeit nach Fazialisstimulation an 22 klinisch gesunden Menschen mittels der durchschnittlichen Unterschiede zwischen Messungen der rechten und linken Gesichtshälfte; zusätzlich wurden Variabilität und p-Werte berechnet.

DUMITRU et al. (1988) folgern aus ihren Ergebnissen, dass ein Amplitudenvergleich nach Stimulation des N. facialis klinisch erkrankter und normaler Gesichtshälfte und Elektromyographie zur Beurteilung der Funktion des N. facialis geeignet sind. Bei Patienten mit idiopathischer Fazialisparese mit einem Amplitudenverhältnis von weniger als 25% zwischen der klinisch erkrankten und der unbetreffenen Seite wird eine ungünstige Prognose ad restitutionem gestellt (CELIK und FORTA, 1997). BISCHOFF (2003) findet auch bei Patienten mit Fazialisparese bei einer Abnahme des Muskelsummenpotenzials um 80-90% eine funktionell befriedigende Reinnervation innerhalb von 6 Wochen und bei völligem Fehlen eines Muskelsummenpotenzials bei 50% der Betroffenen eine schlechte Prognose an. Weder für gesunde Hunde noch für Hunde mit Fazialisparese gibt es bisher Angaben zur Prognose.

Die Reizintensität, die für eine supramaximale Stimulation erforderlich ist, kann auch als klinisches Kriterium herangezogen werden. KIMURA (1983) beschreibt Unterschiede in der erforderlichen Stimulationsstärke zwischen klinisch normalen und erkrankten Fazialisnerven von mehr als 2 mA. LOBO-ROTH (2001) beschreibt Stimulationsintensitäten von 3,1 mA bis 19,5 mA, differenziert dabei aber nicht zwischen neurologisch normalen Hunden und Hunden mit einseitiger Fazialisparese.

Während für andere periphere Nerven die Nervenleitgeschwindigkeit als Referenzwert herangezogen wird, die weitgehend unabhängig von der Größe des untersuchten Patienten ist, ist diese für den N. facialis nicht verfügbar.

Die vorgelegte Untersuchung bestätigt, dass auch bei der elektrischen Stimulation des N. facialis bei gesunden Beagle die Ergebnisse für die untersuchten Parameter

(Latenz, Dauer, Amplitude und Fläche) eine im vorherigen Kapitel beschriebene Variabilität besitzen. Mögliche Quellen für Variabilität von Ergebnissen wurden unter B.3.5. beschrieben. Der Entwurf der vorgelegten Untersuchung zielte darauf ab, die bekannten Einflussgrößen auf die Variabilität von Messergebnissen bei der neurologischen Elektrodiagnostik zu minimieren. Die Untersuchungen wurden deshalb von einem Untersucher unter identischen Bedingungen an identischen Probanden durchgeführt. Die Quelle für die beobachtete Variabilität in dieser Untersuchung kann nicht festgestellt werden. Eine mögliche Erklärung für die Verschiedenheit der Messergebnisse nach wiederholter Stimulation des N. facialis könnte in der biologischen Variabilität liegen.

Eine Beurteilung der Qualität der Wiederholbarkeit der Messergebnisse nach Stimulation des N. facialis muss anhand der Einsatzmöglichkeiten dieser Methode beurteilt werden. Die Prognose, Diagnose und Verlaufskontrolle von Erkrankungen 1) des N. facialis, 2) der motorischen und autonomen Innervationsgebiet des N. facialis sowie 3) der neuro-muskulären Übertragung des N. facialis sind als Einsatzgebiete der elektrischen Stimulation des N. facialis zu nennen. Wesentliches Kriterium ist hierbei, ob es möglich ist, gesunde von erkrankten Hunden anhand der Messergebnisse mit ausreichender Sicherheit zu unterscheiden, auf Basis der Messergebnisse eine Prognose mit ausreichender, klinisch sinnvoller Sicherheit stellen zu können, und mögliche therapeutische Effekte unterschiedlicher Behandlungsprotokolle evaluieren zu können. Um diese Aussage treffen zu können ist es notwendig Untersuchungen an Patienten durchzuführen und die gefundenen Ergebnisse bezüglich der dargestellten Fragestellungen auszuwerten. Die Ergebnisse der vorgelegten Arbeit können dazu genutzt werden, die Kombination aus Ableitstelle und Nadelelektrode zu wählen, die die Wiederholbarkeitskriterien für die jeweilige Fragestellung am besten erfüllt.

Die Homogenität der Untersuchungsgruppe, die ausschließlich aus adulten Beagle bestand, wurde zur Reduzierung der Variabilität der Messergebnisse bewusst gewählt. Dies stellt aber auch einen Schwachpunkt der vorgelegten Arbeit dar, da nicht beurteilt werden kann, wie sich anatomische, rassetypische Unterschiede (Größe, Schädelform, Ausprägung der Muskulatur usw.) auf die Messergebnisse auswirken.

E. Zusammenfassung

Magnetische und elektrische Stimulation werden in der Humanmedizin routinemäßig zur Diagnose neurologischer Erkrankungen, die den N. facialis betreffen oder sich im Bereich der mimischen Muskulatur manifestieren, eingesetzt. Trotz der Häufigkeit des Vorkommens insbesondere der Fazialisparese beim Hund sind diese Methoden in der Tiermedizin wenig etabliert.

Die vorgelegte Arbeit untersucht die Wiederholbarkeit der Hauptparameter der Elektrodiagnostik: Latenz, Dauer, Amplitude und Fläche unter der Kurve nach Stimulation des N. facialis. Hierzu wurden 13 gesunde adulte Beagle einer Forschungseinrichtung in zwei zeitlich getrennten Messzyklen evaluiert. Jede Stimulation sowohl am rechten linken N. facialis. Muskelsummenpotenziale wurden vom M. orbicularis oris und M. orbicularis oculi, jeweils mit zwei unterschiedlichen Aufnahmeelektroden aufgezeichnet: dies waren monopolare Nadelelektrode und konzentrische Nadelelektrode.

Mittels deskriptiver Statistik (Mittelwert, Median, Standardabweichung) wurden die absoluten Messergebnisse sowie die relativen Veränderungen dargestellt. Zur Untersuchung der Wiederholbarkeit der Ergebnisse für die jeweilige Methode mit konzentrischer oder monopolarer Nadelelektrode wurden die 95-prozentigen Konfidenzintervalle der Mittelwerte (CI_{95}) und die intraindividuellen Variationskoeffizienten berechnet, jeweils für Vergleich der Messergebnisse der ersten und zweiten Messung ($WSCV_{12}$) und nach Stimulation des rechten und linken N. facialis ($WSCV_{rl}$) ermittelte. Ein bereinigter Ergebnisbereich wurde ermittelt, indem die nach TUKEY (1977) ermittelten Extremwerte von der Ergebnismenge ausgeschlossen wurden. Ein Methodenvergleich erfolgte mittels Passing-Bablok Regression und Bland-Altman Plots.

Nach elektrischer Stimulation des N. facialis konnten für alle Hunde in beiden Messzyklen Muskelsummenpotenziale aufgezeichnet werden. Alle aufgenommenen Potenziale waren biphasisch mit initial negativen Abgang von der Grundlinie. Diese Kurvenmorphologie wurde zuvor bereits beschrieben. Zur Untersuchung der Wiederholbarkeit nach Fazialisstimulation wurden die absoluten und relativen Unterschiede der Latenz, Dauer, Amplitude und Fläche unter der

Kurve zwischen erster und zweiter Messung für die jeweilige Gesichtshälfte für jeden Hund betrachtet.

Die Latenz besitzt, beurteilt anhand des CI_{95} , $WSCV_{r1}$ und $WSCV_{12}$ verglichen zu Dauer, Amplitude und Fläche des Muskelsummenpotenzials nach Stimulation des N. facialis, die beste Wiederholbarkeit unabhängig von der Ableitstelle an Auge oder Lefze und dem eingesetzten Elektrodentyp. Wiederholbarkeit für Dauer, Amplitude und Fläche muss für das jeweilige Beurteilungskriterium differenziert nach Methode und Ableitstelle beurteilt werden.

Basierend auf diesen Ergebnissen kann die Latenz in longitudinalen Untersuchungen zur Prognose bei Hunden mit Erkrankungen des N. facialis eingesetzt werden.

Untersuchungen an Hunden mit klinischer Störungen der Fazialisfunktion sind weitere Forschungsansätze.

F. Summary

Magnetic and electric stimulation is commonly used for the diagnosis of neurological disease involving the facial nerve or the muscles of facial expression. Despite the high incidence of especially canine facial paresis, these techniques are not established in veterinary medicine, yet. One reason is the lack of research addressing the inherent intra- and interindividual variability of the results, which are gained with these diagnostic tool.

The presented thesis examines the repeatability of the core parameters, which are recorded and analyzed in electro-diagnostic studies: latency, duration, amplitude and area under the curve. A total of thirteen healthy adult Beagle dogs from a research colony were examined in two sessions at different points in time. In each examination, stimulation of the right and left facial nerve was performed. Recordings were obtained from the orbicularis oris and orbicularis oculi muscle. Compound muscle action potentials for each stimulation and recording setting were recorded with two different types of recording electrodes: monopolar electrodes and concentric electrodes.

Mean, median and standard deviation were calculated to describe the absolute results after stimulation and the relative differences between results after stimulation of both facial nerves and different sets. To evaluate the repeatability of the results for the different parameters found for concentric or monopolar electrodes, 95-percent confidence intervals of the means (CI_{95}) and within subject coefficient of variability, calculated for the first and second set of stimulations ($WSCV_{12}$) and stimulation of the right and left facial nerve ($WSCV_{rl}$) were evaluated. A corrected result interval was established by excluding outliers according to TUKEY (1977). A comparison of the different recording electrodes was based on Passing-Bablok regression and Bland-Altman Plot.

Further investigations on the influence of coil architecture and the effect of sedation on the parameters is indicated prior to application of magnetic stimulation as a clinical diagnostics tool for further assessment of facial nerve dysfunction by magnetic stimulation.

Compound muscle action potentials were recorded for all dogs after stimulation of the facial nerve. All recorded potentials showed biphasic morphology with initial negative deviation from the baseline. The latency of the compound muscle action potential elicited by stimulation of the facial nerve showed based on CI_{95} , $WSCV_{12}$ and $WSCV_{r1}$ compared to duration, amplitude and area under the curve the best results for repeatability, regardless the recording point on the eyelid or muzzle and type of recording electrode. Repeatability varies for the other parameters according to the recording site and type of electrode electrode.

Based on these results latency may be used for longitudinal investigations of recovery of facial nerve dysfunction in dogs with facial neuropathy.

Future investigations may include dogs with facial nerve dysfunction.

G. Literaturverzeichnis

Abdeen MA, Stuchly MA (1994) Modeling of magnetic field stimulation of bent neurons. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1994 Nov;41(11):1092-5.

Adour KK, Sheldon MI, Kahn ZM (1977) Comparative prognostic value of maximal nerve excitability testing (NET) versus neuromyography (NMG) in patients with facial paralysis. *Trans Pac Coast Otoophthalmol Soc Annu Meet.* 1977;58:29-42.

Alarcon G, Cooper R, Binnie CD, Fowler CJ (2004) Fundamentals of neurophysiology. In: Binnie C, Cooper C, Mauguiere F, Osselton JW, Prior PF, Tedman BM, Hrsg. *Clinical Neurophysiology: EMG, Nerve Conduction and Evoked Potentials, Volume 1. 2. Auflage.* St. Louis: Elsevier. 2004. 16-38

Altman DG, Bland JM (1983) Measurement in medicine: the analysis of method comparison studies. *The Statistician.* 1983 32: 307–317

Amassian VE, Cracco, RQ (1987) Human cerebral cortical responses to contralateral transcranial stimulation. *Neurosurgery.* 1987 Jan;20(1):148-55

Amassian VE, Deletis V (1999) Relationships between animal and human corticospinal responses. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology (Suppl 2)* 1999;51:79-92

Añor S, Espadaler JM, Pastor J, Pumarola M (2000) Electrically induced blink reflex and facial motor nerve stimulation in beagles. *J Vet Intern Med.* 2000 Jul-Aug;14(4):418-23

Atkinson G, Nevill AM (1998) Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med.* 1998 Oct;26(4):217-38

Barker AT, Jalinous R, JR, Freeston IL (1985) Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex. *Lancet.* 1985 May 11;1(8437):1106-7

Barker AT (2002) The history and basic principles of magnetic nerve stimulation. In: Pascual-Leone A, Davey NJ, Rothwell J, Wasserman EM, Puri BK, Hrsg. Handbook of transcranial magnetic stimulation. London: Arnold, 3-17

Barker AT, Garnham CW, Freeston IL (1991) Magnetic nerve stimulation: the effect of waveform on efficiency, determination of neural membrane time constants and the measurement of stimulator output. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl.* 1991;43:227-37

Basser PJ, Roth BJ (2000) New currents in electrical stimulation of excitable tissues. *Annu Rev Biomed Eng.* 2000;2:377-97

Basser PJ, Roth BJ (1991) Stimulation of a myelinated nerve axon by electromagnetic induction. *Med Biol Eng Comput.* 1991 May; 29(3):261-8

Bischoff C (2003) Neurographie. In: Bischoff C, Dengle R, Hopf, HC, Hrsg. EMG, NLG. Elektromyographie, Nervenleitungsuntersuchungen. Stuttgart: Thieme, 1-14

Bischoff C (2003b) Elektrophysiologisch typische Befundkonstellationen. In: Bischoff C, Dengler, R., Hopf, H.C, Hrsg. EMG, NLG. Elektromyographie, Nervenleitungsuntersuchungen. Stuttgart: Thieme, 88-102

Bischoff C (2003c) Läsionen von Hirnnerven - Fazialisparese. In: Bischoff C, Dengler, R, Hopf, HC, Hrsg. EMG, NLG. Elektromyographie, Nervenleitungsuntersuchungen. Stuttgart: Thieme, 112-114

Bland JM (2000) An introduction to medical statistics. 3. Auflage. Oxford: Oxford University Press

Bland JM, Altman DG (1986) Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* 1986 Feb 8;1(8476):307-10

Bland JM, Altman DG (1995) Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading. *Lancet.* 1995 Oct 21;346(8982):1085-7

Bland JM, Altman DG (1999) Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res.* 1999 Jun;8(2):135-60

Bland JM, Altman DG (2007) Agreement between methods of measurement with multiple observations per individual. *J Biopharm Stat.* 2007;17(4):571-82

Bleasel AF, Tuck RR (1991) Variability of repeated nerve conduction studies. *Electroencephalography and clinical neurophysiology. Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1991 Dec;81(6):417-20

Bolton CF, Sawa GM, Carter K (1981) The effects of temperature on human compound muscle action potentials. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1981 May; 44(5): 407–413.

Bowen JM (1987) Electromyography. In Oliver JE, Hoerlein BF, Mayhew IG, Hrsg. *Veterinary Neurology.* Philadelphia: WB Saunders, 145–168

Braund KG, Luttgen PJ, Sorjonen DC, Redding RW (1979) Idiopathic facial paralysis in the dog. *Vet Rec.* 1979 Sep 29;105(13):297-9

Breazile JE, Thompson WD (1967) Motor cortex of the dog. *Am J Vet Res.* 1967 Sep;28(126):1483-6

Brown NO, Zaki FA (1979) Electrodiagnostic testing for evaluation of neuromuscular disorders in dogs and cats. *J Am Vet Med Assoc.* 1979 Jan 1;174(1):86-90

Celik M, Forta H (1997) Electrophysiological investigations and prognosis in idiopathic facial palsy. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1997 Aug;37(5):311-5

Chaudhry V, Cornblath DR, Mellits ED, Avila O, Freimer ML, Glass JD, Reim J, RonnettGV, Quaskey SA, Kuncl RW (1991) Inter- and intra-examiner reliability of nerve conduction measurements in normal subjects. *Ann Neurol.* 1991 Dec;30(6):841-3

Chaudhry V, Corse AM, Freimer ML, Glass JD, Mellits ED, Kuncl RW, Quaskey SA, Cornblath DR (1994) Inter- and intraexaminer reliability of nerve conduction

measurements in patients with diabetic neuropathy. *Neurology*. 1994 Aug;44(8):1459-62

Claus D, Murray NM, Spitzer A, Flügel D (1990) The influence of stimulus type on the magnetic excitation of nerve structures. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1990 Apr;75(4):342-9.

Cohen D, Cuffin BN (1991) Developing a more focal magnetic stimulator. Part I: Some basic principles. *J Clin Neurophysiol*. 1991 Jan;8(1):102-11

Corthout E, Barker AT, Cowey A (2001) Transcranial magnetic stimulation. Which part of the current waveform causes the stimulation? *Exp Brain Res*. 2001 Nov;141(1):128-32.

Cuddon PA (2002) Electrophysiology in neuromuscular disease. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*. 2002 Jan;32(1):31-62

da Costa RC, Parent JM, Partlow G, Dobson H, Holmberg DL, Lamarre J (2006) Morphologic and morphometric magnetic resonance imaging features of Doberman Pinschers with and without clinical signs of cervical spondylomyelopathy. *Am J Vet Res*. 2006 Sep;67(9):1601-12

d'Arsonval A (1896) Dispositifs pour la mesure des courants alternatifs de toutes fréquences. *Council of Royal Society for Biology* 1896;3:450-457

Daube JR (1980) Nerve conduction studies. In: Aminoff MJ, Hrsg. *Electrodiagnosis in clinical neurology*, New York: Churchill Livingstone, 229-264

Day BL, Dressler D, Maertens de Noordhout A, Marsden CD, Nakashima K, Rothwell JC, Thompson PD (1989) Electric and magnetic stimulation of human motor cortex: surface EMG and single motor unit responses. *J Physiol*. 1989 May;412:449-73. Erratum in: *J Physiol (Lond)* 1990 Nov;430:617.

De Decker S, Van Soens I, Duchateau L, Gielen IM, Van Bree HJ, Binst DH, Waelbers T, Van Ham LM (2011) Transcranial magnetic stimulation in Doberman Pinschers with clinically relevant and clinically irrelevant spinal cord compression on magnetic resonance imaging. *J Am Vet Med Assoc*. 2011 Jan 1;238(1):81-8

DeLahunta A (1983) Veterinary neuroanatomy and clinical neurology. St. Louis: Saunders, 2. Auflage 1983

Dewitte K, Fierens C, Stöckl D, Thienpot, M (2002) Application of the Bland–Altman Plot for Interpretation of Method-Comparison Studies: A Critical Investigation of Its Practice. *Clinical Chemistry*. May 2002; 48 (5): 799-801

Dumitru D, Walsh NE, Porter LD (1988) Electrophysiologic evaluation of the facial nerve in Bell's palsy. A review. *Electrophysiologic evaluation of the facial nerve in Bell's palsy. A review*. *Am J Phys Med Rehabil*. 1988 Aug;67(4):137-44

Esslen E (1977) The acute facial palsies: investigations on the localization and pathogenesis of meato-labyrinthine facial palsies. *Schriftenr Neurol*. 1977;18:1-164.

Estrem S, Haghighi S, Davis WE (1990a) Magnetic transcranial and electric direct stimulation of the facial motor cortex in dogs. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 1990 a Sep;103(3):439-42.

Estrem SA, Haghighi S, Levy WJ, Wertheimer R, Kendall M (1988) Motor-evoked potentials of facial musculature in dogs. *Laryngoscope*. 1988 Sep;98(9):1012-5.

Estrem SA, McCormack T, Haghighi SS, Potter T (1990b) A comparison of magnetic and electrical stimulation of facial nerve at the cerebello-pontine angle in the dog. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1990 Jun;75(6):558-60.

Evans HE, Delahunta A, Hrsg. (2013) *Miller's Anatomy of the Dog*. 4. Auflage, St. Louis: Elsevier, 563-730

Farnbach GC (1980) Clinical electrophysiology in veterinary neurology. Part II: Peripheral nerve testing. *Compend Contin Educ Pract Vet* 1980;11:843-849

Fritsch G, Hitzig E (1870) Über die elektrische Erregbarkeit des Grosshirns. *Arch Anat Physiol Wissen* 1870;37:300-32.

Fujiki M, Isono M, Hori S (1990) Spinal and muscle motor evoked potentials following magnetic stimulation in cats. *Neurol Med Chir (Tokyo)*. 1990 Apr;30(4):234-41.

Glassman SD, Shields CB, Linden RD, Zhang YP, Nixon AR, Johnson JR (1993) Anesthetic effects on motor evoked potentials in dogs. *Spine (Phila Pa 1976)* 1993 Jun 15;18(8):1083-9

Grouven U, Bender R, Ziegler A, Lange S (2007) Comparing methods of measurement. *Dtsch Med Wochenschr.* 2007;132 Suppl 1:e69-73

Guntinas-Lichius O SC, Stennert E (1996) Retest reliability in facial nerve conduction studies. *Electroencephalography and clinical neurophysiology.* 1996;99:308-309

Guyton AC, Hall JE (2006) The nervous system: A. General principles and sensory physiology. In: Guyton AC, Hall JE Hrsg (2006) *Textbook of Medical Physiology*, 11. Auflage. St. Louis: Elsevier, 555-572

Haghighi SS, Estrem SA (1990) Estimation of facial central motor delay by electrical stimulation of the motor cortex of the dog. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1990 Feb;75(2):82-7

Haghighi SS, Pérez-Espejo MA, Oro JJ, Adelstein EH, Choi HJ (1995) Origin of muscle action potentials evoked by transcranial magnetic stimulation in cats. *Neurol Res.* 1995 Dec;17(6):469-73

Heckmann R, Hess CW, Hogg HP, Ludin HP, Wiestner T (1989) Transcranial magnetic stimulation of the motor cortex and percutaneous magnetic stimulation of the peripheral nervous structures in the dog. *Schweiz Arch Tierheilkd.* 1989;131(6):341-50.

Holliday TA (2003) Volume conduction principles in clinical neurophysiology: How to tell up from down and read those squiggly lines, *Vet Neurol Neurosurg J.* January 2003;5(1):1.

Hughes GB, Glasscock ME (1981) Clinical electroneurography: Statistical analysis of controlled measurements in 22 normal subjects. *Laryngoscope* 1981;91:1834-1846

Hughes GB, Nodar RH, Williams GW (1983) Analysis of test-retest variability in facial electroneurography. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1983;91:290-293

Jacobs JM, Love S (1985) Qualitative and quantitative morphology of human sural nerve at different ages. *Brain*. 1985 Dec;108 (Pt 4):897-924.

Jalinous R (1991) Technical and practical aspects of magnetic nerve stimulation. *J Clin Neurophysiol*. 1991 Jan;8(1):10-25.

Kammer T, Thielscher A (2003) Physikalische und physiologische Grundlagen der transkraniellen Magnetstimulation. *Nervenheilkunde* 2003; 22(4):168-176

Kaneko K, Fuchigami Y, Morita H, Ofuji A, Kawai S (1997) Effect of coil position and stimulus intensity in transcranial magnetic stimulation on human brain. *J Neurol Sci*. 1997 Apr 15;147(2):155-9.

Kawai N, Nagao S (1992) Origins and conducting pathways of motor evoked potentials elicited by transcranial magnetic stimulation in cats. *Neurosurgery*. 1992 Sep;31(3):520-6; discussion 526-7.

Kelley TF, Leonetti JP (2003) Facial nerve stimulation at the internal auditory canal: an animal model and experimental assessment. *Laryngoscope*. 2003 Apr;113(4):643-6

Kimura J, Machida M, Ishida T, Yamada T, Rodnitzky RL, Kudo Y, Suzuki S (1986) Relation between size of compound sensory or muscle action potentials, and length of nerve segment. *Neurology*. 1986 May;36(5):647-52

Kimura J (2001) Electronic systems and data analysis. In: Kimura J: *Electrodiagnostics in diseases of nerve and muscle: Principles and practice*, 3. Auflage, New York: Oxford University Press, 2001, 39 - 59

Kimura J (1998) Kugelberg lecture: principles and pitfalls of nerve conduction studies. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1998 Jun;106(6):470-6

Kimura J (1983) Clinical uses of the electrically elicited blink reflex. *Adv Neurol*. 1983;39:773-86

- Kimura J (1984) Principles and pitfalls of nerve conduction studies. *Ann Neurol.* 1984 Oct;16(4):415-29
- Krasteva VT, Papazov SP, Daskalov IK (2003) Peripheral nerve magnetic stimulation: influence of tissue non-homogeneity. *Biomed Eng Online.* 2003 Dec 23;2:19
- Krouwer JS (2008) Why Bland-Altman plots should use X, not $(Y+X)/2$ when X is a reference method. *Stat Med.* 2008 Feb 28;27(5):778-80
- Lambert EH (1962) Diagnostic value of electrical stimulation of motor nerves. *Electroenceph Clin Neurophysiol, Suppl* 1962;22:9-16
- Lee AF, Bowen JM (1975) Effect of tissue temperature on ulnar nerve conduction velocity in the dog *Am J Vet Res.* 1975 Sep;36(9):1305-7
- Lemon RN (2002) Basic physiology of transcranial magnetic stimulation. In: Pascual-Leone A, Davey NJ, Rothwell J, Wasserman EM, Puri BK, Hrsg. *Handbook of transcranial magnetic stimulation.* London: Arnold, 61-78
- Levy WJ, McCaffrey M, York DH, Tanzer F (1984) Motor evoked potentials from transcranial stimulation of the motor cortex in cats. *Neurosurgery.* 1984 Aug;15(2):214-27
- Linden R, Dean SCB, Zhang YP, Jhonson RD, Niznik G, Raque GH (1990) Magnetic motor evoked potentials. *Progress in veterinary neurology* 1990;1:413-425
- Lobo-Roth S (2003) *Methodische Untersuchung zur Fazialisneurographie bei Hunden und Katzen (Dissertation).* München: Medizinische Tierklinik, Lehrstuhl für Innere Krankheiten, Dermatologie und Neurologie sowie für klinische Labordiagnostik München: Ludwig Maximilians Universität; 2003
- Lorenz MD, Kornegay, JN (2004) Disorder of the face, tongue, esophagus, larynx, and hearing. In: Lorenz MD, Kornegay JN, Hrsg. *Handbook of veterinary neurology.* 3. Auflage. St. Louis: Elsevier, 245-263

Maccabee PJ, Amassian VE, Eberle LP, Cracco RQ (1993) Magnetic coil stimulation of straight and bent amphibian and mammalian peripheral nerve in vitro: locus of excitation. *J Physiol.* 1993 Jan;460:201-19

Maccabee J (2002) Basic physiology of peripheral and spinal cord magnetic stimulation. In: Pascual-Leone A, Davey NJ, Rothwell J, Wasserman EM, Puri BK, Hrsg. *Handbook of transcranial magnetic stimulation.* London: Arnold, 78-84

Machida M, Kimura J, Yamada T, Yarita M (1992) Magnetic coil stimulation of the spinal cord in the dog. Effect of removal of bony structures on eddy current. *Spine* 1992;17:1405-1408

Mallik A, Weir AI (2005) Nerve conduction studies: essentials and pitfalls in practice. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 2005 Jun;76 Suppl 2:ii23-31

Malik R, Ho S (1989) Motor nerve conducting parameters in the cat. *J Small Anim Pract* 1989;30 (7):396-400

MedCalc Statistical Software version 12.7.7 (MedCalc Software bvba, Ostend, Belgium; <http://www.medcalc.org>; 2013), Stand 12.12.2013

McRobbie D, Foster MA (1984) Thresholds for biological effects of time-varying magnetic fields. *Clin Phys Physiol Meas.* 1984 May;5(2):67-78

Mills KR, Murray NM, Hess CW (1987) Magnetic and electrical transcranial brain stimulation: physiological mechanisms and clinical applications. *Neurosurgery.* 1987 Jan;20(1):164-8.

Mishra SK, Lutman ME (2013) Repeatability of click-evoked otoacoustic emission-based medial olivocochlear efferent assay. *Ear Hear.* 2013 Nov-Dec;34(6):789-98

Nagarajan SS, Durand DM, Hsuing-Hsu K (1997) Mapping of excitation during magnetic stimulation: effects of coil position. *Ann Biomed Eng* 1997;25:112-125

Nagaranja SS, Durand DM, Warman EN (1993) Effects of induced electric fields on finite neuronal structures: a stimulation study. *IEEE Trans Biomed Eng* 1993;40:1175-1188

Nakato H, Kitagawa H, Kawaguchi Y, Nakamura H, Takano H, Tsuji H (1998) Effects of coil orientation and magnetic field shield on transcranial magnetic stimulation in cats. *Muscle Nerve*. 1998 Sep;21(9):1172-80

Nickel R, Schummer A, Seiferle E (1991) Nervensystem. Endhirn. In: *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Band IV: Nervensystem, Sinnesorgane, Endokrine Drüsen*. 3. Auflage. Berlin: Paul Parey, 1-384

Nollet H, Van Ham L, Deprez P, Vanderstraeten G (2003) Transcranial magnetic stimulation: review of the technique, basic principles and applications. *Vet J* 2003;166:28-42

Nowak DA, Linder S, Topka H (2005) Diagnostic relevance of transcranial magnetic and electric stimulation of the facial nerve in the management of facial palsy. *Clin Neurophysiol* 2005;116:2051-2057

Passing H, Bablok W (1983) A new biochemical procedure for testing the equality of measurement from two different analytic methods. Application of linear regression procedures for method comparison studies in clinical chemistry, Part I. *J Clin Chem Biochem*. 1983 Nov;21(11):709-20

Patton HD AV (1954) Single- and multiple unit analysis of cortical stage of pyramidal tract activation. *Journal of Neurophysiology* 1954;17:345-363

Pinelli P (1964) Physical, anatomical, and physiological in the latency measurement of M-response. *Electroencephalography and clinical neurophysiology* 1964;17:86

Poma R, Parent JM, Holmberg DL, Partlow GD, Monteith G, Sylvestre AM (2002) Correlation between severity of clinical signs and motor evoked potentials after transcranial magnetic stimulation in large-breed dogs with cervical spinal cord disease. *J Am Vet Med Assoc*. 2002 Jul 1;221(1):60-4.

Röder R (1996) Neurographische Befunde. In: Hopf HC, Dengler R., Röder R, Hrsg. Elektromyographie-Atlas. Stuttgart: Thieme, 81-123

Rossini PM, Rossi S (1998) Clinical applications of motor evoked potentials. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1998 Mar;106(3):180-94

Roth BJ, Basser, P (1990) A model of the stimulation of a nerve fiber by electromagnetic induction. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1990 Jun;37(6):588-97

Rothwell JC, Thompson PD, Day BL, Boyed S, Marsden CD (1991) Stimulation of the human motor cortex through the scalp. *Experimental Physiology* 1991;76:159-200

Rothwell JC (1997) Techniques and mechanisms of action of transcranial stimulation of the human motor cortex. *J Neurosci Methods.* 1997 Jun 27;74(2):113-22.

Ruohonen J (2003) Background physics for magnetic stimulation. *Suppl Clin Neurophysiol.* 2003;56:3-12

Rushton WA (1951) A theory of the effects of fibre size in medullated nerve. *J Physiol.* 1951 September 28; 115(1): 101–122.

Ryder J, Zappulla R, Nieves J. Ryder J, Zappulla R, Nieves J (1991) *Neurosurgery.* 1991 Apr;28(4):550-8.

Sherrington C (1929) Ferrier Lecture: Some Functional Problems Attaching to Convergence, *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character, Vol. 105, No. 737 (Sep. 2, 1929), pp. 332-362*

Silbernagel SD, Despopoulos A (2001) Nerv und Muskel, Arbeit. In: Silbernagel SD, Despopoulos A, Hrsg: *Taschenatlas der Physiologie. 7. Auflage. Stuttgart: Thieme. 43-77*

Sittel C, Guntinas-Lichius O, Streppel M, Stennert E (1998) Variability of repeated facial nerve electroneurography in healthy subjects. *Laryngoscope*. 1998 Aug;108(8 Pt 1):1177-80

Stetson DS, Albers JW, Silverstein BA, Wolfe RA (1992) Effects of age, sex, and anthropometric factors on nerve conduction measures. *Muscle Nerve*. 1992 Oct;15(10):1095-104

Sylvestre AM BJ, Cockshutt JR, Parent JM (1992) Transcranial magnetic motor evoked potentials in the hind limbs of normal dogs sedated with oxymorphone, midazolam, and acepromazine. *Progress in veterinary neurology* 1992;3:72-76

Sylvestre AM, Cockshutt JR, Parent JM, Brooke JD, Holmberg DL, Partlow GD (1993) Magnetic motor evoked potentials for assessing spinal cord integrity in dogs with intervertebral disc disease. *Vet Surg*. 1993 Jan-Feb;22(1):5-10.

Terao Y, Ugawa, Y (2002) Basic mechanism of TMS. *J Clin Neurophysiol*. 2002 Aug;19(4):322-43

Thomas PK, Olsson Y (2005) Microscopic anatomy and function of the connective tissue components of peripheral nerve. In: Dyck PJ, Thomas PK, Lambert EH, Bunge R, Hrsg.: *Peripheral Neuropathy*, Vol.1. Philadelphia: Saunders. 2005. 97-120

Tjon-A-Tsien AM, Lemkes HH, Van der Kamp-Huyts AJ, Van Dijk JG (1996) Large electrodes improve nerve conduction repeatability in controls as well as in patients with diabetic neuropathy. *Muscle Nerve*. 1996 Jun;19(6):689-95.

Trochim W, Donnelly JP, Hrsg. (2007) The theory of measurement. In: *The Research Method Knowledge*. 3. Auflage. Mason: Atomic dog, 55-98

Tukey JW (1977) *Exploratory data analysis*. Boston: Addison-Wesley

Van Dijk JG, Van Benten I, Kramer CG, Stegeman DF (1999) CMAP amplitude cartography of muscles innervated by the median, ulnar, peroneal, and tibial nerves. *Muscle Nerve*. 1999 Mar;22(3):378-89

Van Ham LM, Nijs J, Mattheeuws DR, Vanderstraeten GG (1996 a) Sufentanil and nitrous oxide anaesthesia for the recording of transcranial magnetic motor evoked potentials in dogs. *Vet Rec.* 1996 Jun 29;138(26):642-5.

Van Ham LM, Nijs J, Vanderstraeten GG, Mattheeuws DR (1996 b) Comparison of two techniques of narcotic-induced anesthesia for use during recording of magnetic motor evoked potentials in dogs. *Am J Vet Res.* 1996 Feb;57(2):142-6.

Van Ham LML MD, Vanderstraeten GGW (1995) Transcranial magnetic motor evoked potentials in anaesthetized dogs. *Progress in veterinary neurology* 1995;6:5-12

Van Ham LML, Vanderstraeten GGW, Mattheeuws DRG, Nijs J (1994) Transcranial magnetic motor evoked potentials in sedated dogs. *Progress in veterinary neurology* 1994;5:147-154

Van Nes JJ (1985) Sensory action potentials in the ulnar and radial nerves of dogs: effect of stimulation site and voltage. *Am J Vet Res.* 1985 May;46(5):1155-61

Van Soens I, Polis IE, Nijs JX, Struys MM, Bhatti SF, Ham LM (2008) Magnetic stimulation of peripheral nerves in dogs: a pilot study. *Vet J.* 2008 Nov;178(2):288-90

Van Soens I, Struys MM, Bhatti SF, Van Ham LM (2012) Reference values and clinical application of magnetic peripheral nerve stimulation in cats. *Vet J.* 2012 Jul;193(1):290-2

Van Soens I, Struys MM, Polis IE, Bhatti SF, Van Meervenne SA, Martlé VA, Nollet H, Tshamala M, Vanhaesebrouck AE, Van Ham LM (2009) Magnetic stimulation of the radial nerve in dogs and cats with brachial plexus trauma: a report of 53 cases. *Vet J.* 2009 Oct;182(1):108-13

Taylor BN, Kuyatt CE (1994) Guidelines for evaluating and expressing uncertainty of NIST measurement results, National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg 1994

VIM (2008) International vocabulary of metrology - Basic and general concepts and association terms, 2008.

Weber M, Eisen AA (2002) Magnetic stimulation of the central and peripheral nervous systems. *Muscle Nerve*. 2002 Feb;25(2):160-75

Weissman JD, Epstein CM, Davey KR (1992) Magnetic brain stimulation and brain size: relevance to animal studies. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1992 Jun;85(3):215-9.

Witte S, Witte J (2010) Describing relationships: Correlation. In: Witte S, Witte J. *Statistics*. 9. Auflage. New York: Wiley's. 2002. 135-152

Yamout BI, Zaytou, G, Nuweihed I (1997) The role of facial nerve conduction studies and electromyography in predicting the outcome of Bell's Palsy. *European Journal of Neurology*. 1997;4:348-351

York DH (1987) Review of descending motor pathways involved with transcranial stimulation. *Neurosurgery*. 1987 Jan;20(1):70-3

Young SS, Boermans HJ, Sylvestre AM (1994) Magnetic motor evoked potentials during methohexital anesthesia in the dog. *Neurosurgery*. 1994 Mar;34(3):490-5

<http://www.medcalc.org>; 2013), Stand 12.12.2013

You can select the following variations of the Bland-Altman plot (see Bland & Altman, 1999; Krouwer, 2008):

- Plot against (X-axis)**
 In the original Bland-Altman plot (Bland & Altman, 1986) the differences* between the two methods are plotted against the averages of the two methods (**recommended**, Bland & Altman, 1995).
 Alternatively, you can choose to plot the differences* against one of the two methods, if this is a reference or "gold standard" method (Krouwer, 2008). Finally, you can also plot the differences* against the geometric mean of both methods.
 *or ratios when this option is selected (see below).
- Plot differences**
 This is the default option corresponding to the methodology of Bland & Altman, 1986.
- Plot differences as %**
 When selecting this option the differences will be expressed as percentages of the values on the axis (i.e. proportionally to the magnitude of measurements). This option is useful when there is an increase in variability of the differences as the magnitude of the measurement increases.
- Plot ratios**
 When this option is selected then the ratios of the measurements will be plotted instead of the differences (avoiding the need for log transformation). This option as well is useful when there is an increase in variability of the differences as the magnitude of the measurement increases. However, the program will give a warning when either one of the two techniques includes zero values.

Options

- Click the **Subgroups** button if you want to identify subgroups in the Bland-Altman plot. A new dialog box is displayed in which you can select a categorical variable. The graph will use different markers for the different categories in this variable.
- Draw line of equality: useful for detecting a systematic difference.
- Draw lines for 95% CI of mean of differences*: the 95% Confidence Interval of the mean difference illustrates the magnitude of the systematic difference. If the line of equality is not in the interval, there is a significant systematic difference.
- Draw lines for 95% CI of limits of agreement: shows lines for the 95% confidence interval for both the upper and lower limits of

H. Anhang

Angang I: Bland-Altman Plots

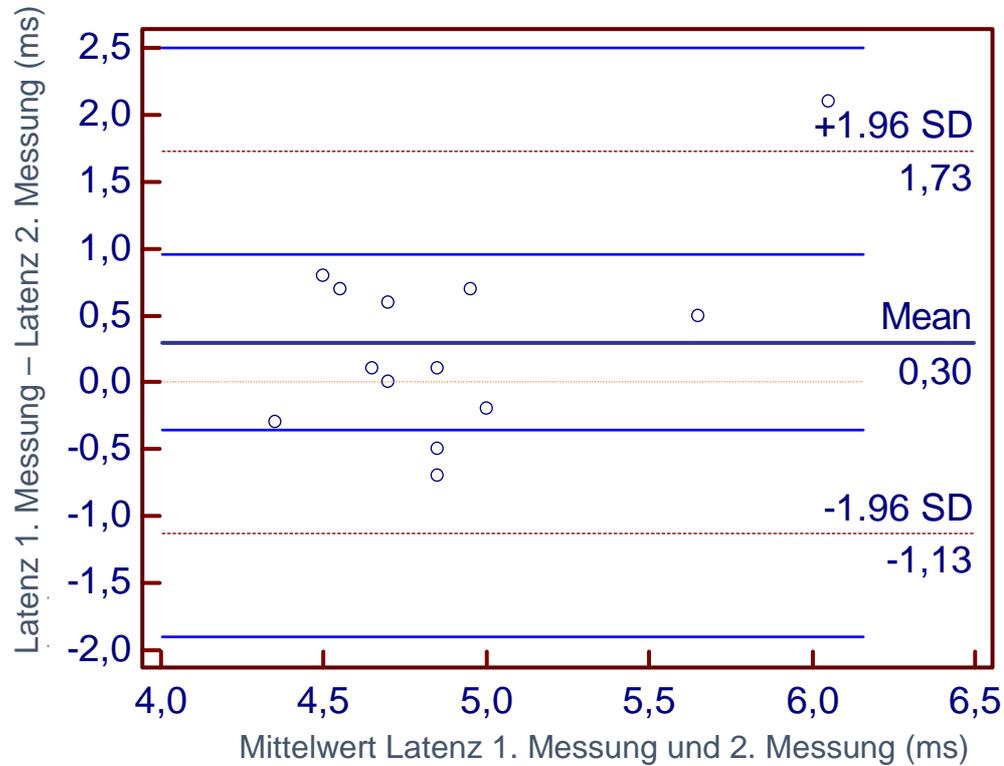


Abbildung I-1: Latenz in Millisekunden gemessen nach Stimulation des rechten Fazialisnervs mit monopolarer Elektrode gemessen am M. orbicularis oris. X-Achse: Mittelwert der Latenzen von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen den Latenzen aus erster und zweiter Messung. Mean: Mittelwert; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

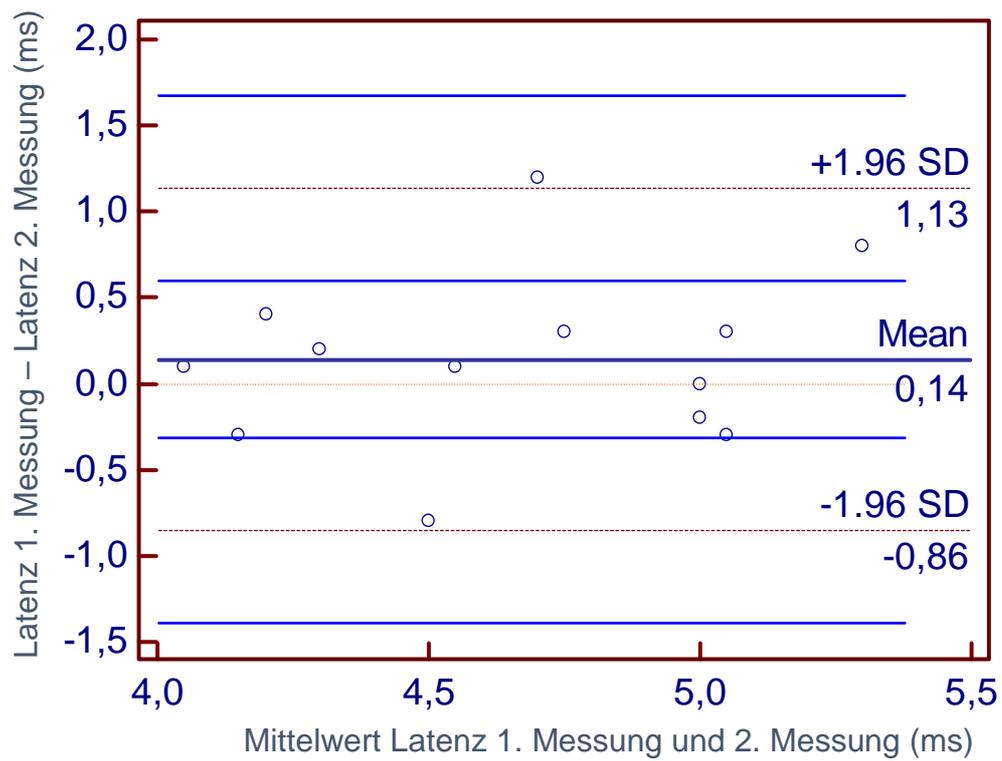


Abbildung I-2: Latenz in Millisekunden gemessen nach Stimulation des linken Fazialisnervs mit monopolarer Elektrode am M. orbicularis oris. X-Achse: Mittelwert der Latenzen von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen den Latenzen aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

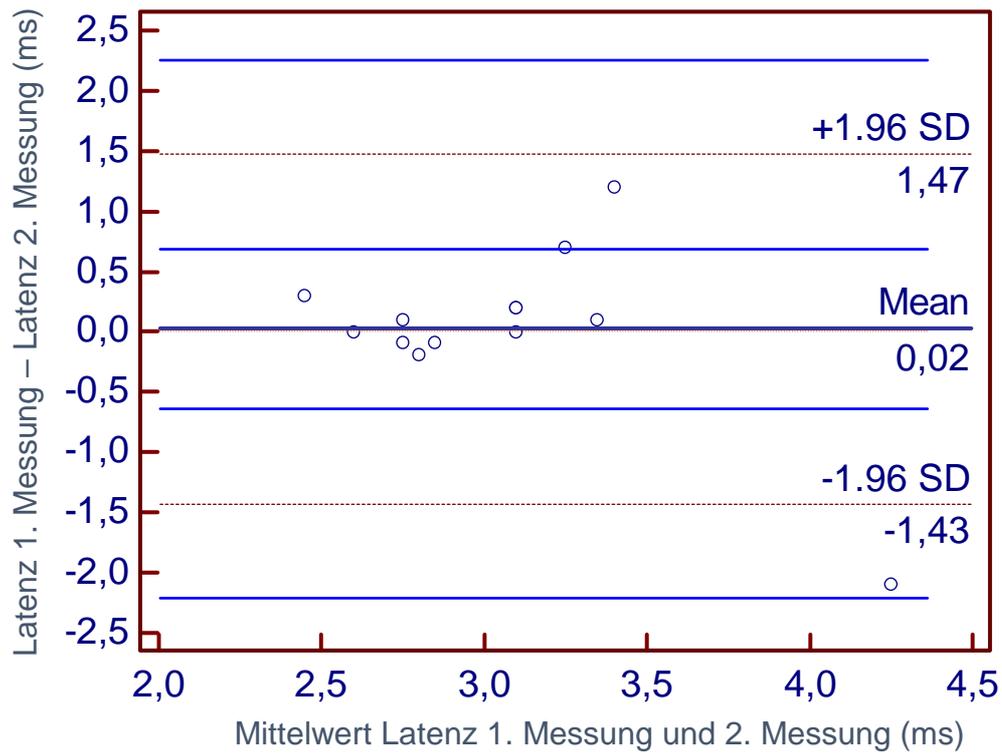


Abbildung I-3: Latenz gemessen in Millisekunden nach Stimulation des rechten Fazialisnervs mit monopolarer Elektrode am M. orbicularis oculi. X-Achse: Mittelwert der Latenzen von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen den Latenzen aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

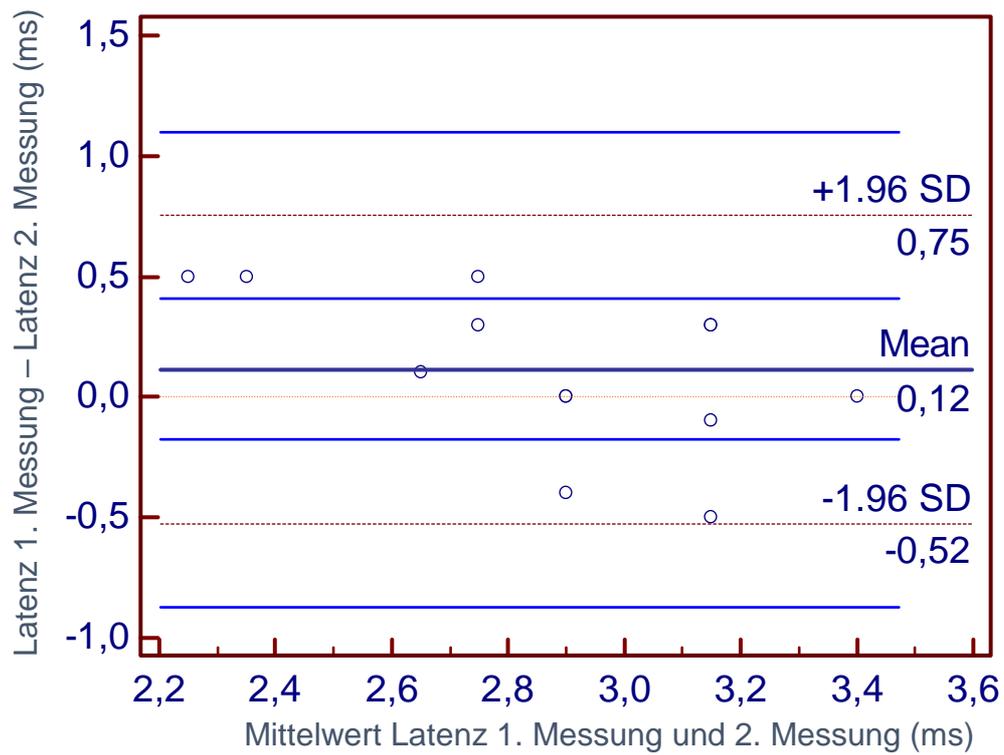


Abbildung I-4: Latenz gemessen in Millisekunden nach Stimulation des linken Fazialisnervs mit monopolarer Elektrode am M. orbicularis oculi. X-Achse: Mittelwert der Latenzen von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen den Latenzen aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

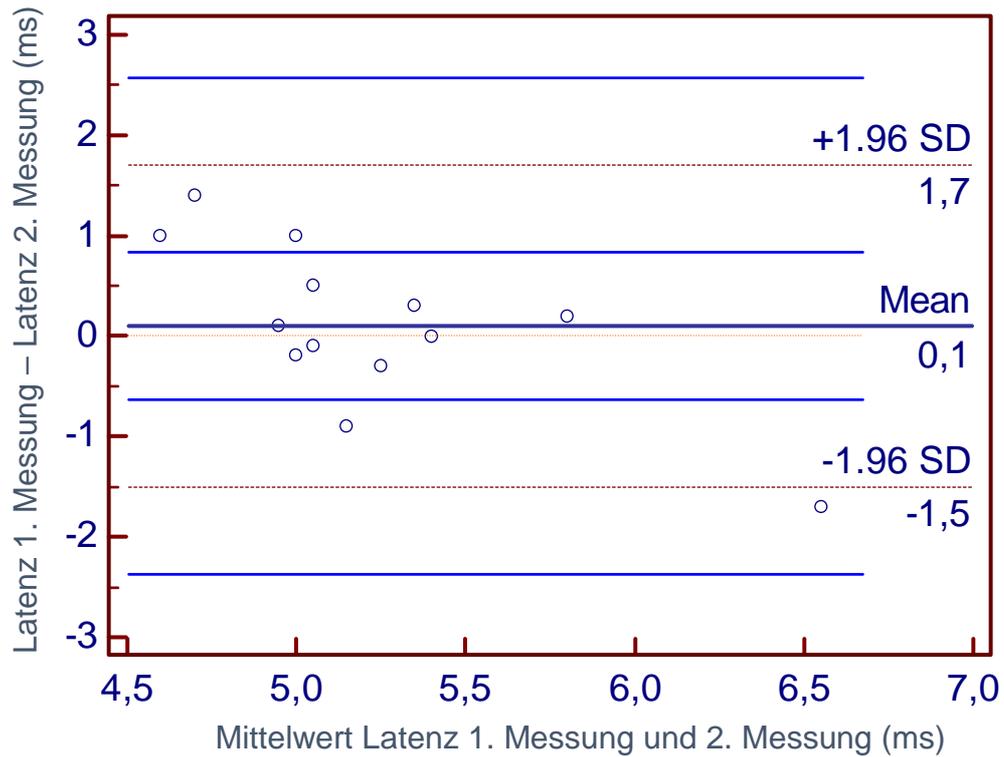


Abbildung I-5: Latenz gemessen in Millisekunden nach Stimulation des rechten Fazialisnervs mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oris. X-Achse: Mittelwert der Latenzen von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen den Latenzen aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

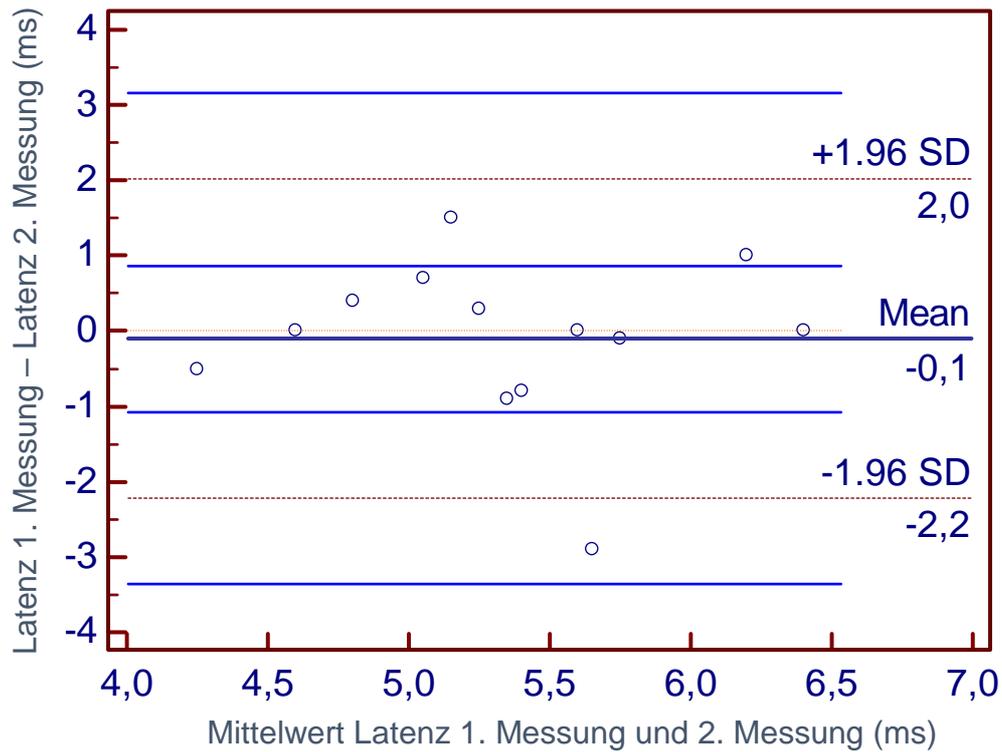


Abbildung I-6: Latenz gemessen in Millisekunden nach Stimulation des linken Fazialisnervs mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oris. X-Achse: Mittelwert der Latenzen von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen den Latenzen aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; ms: Millisekunden; SD = Standardabweichung

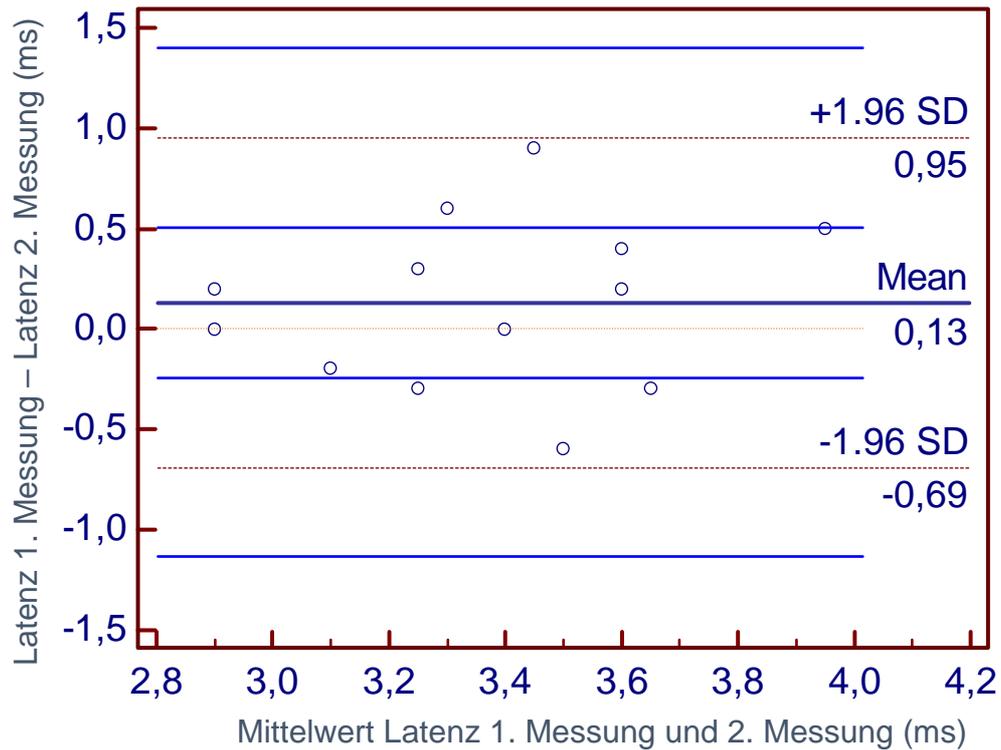


Abbildung I-7: Latenz gemessen in Millisekunden nach Stimulation des rechten Fazialisnervs mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oculi. X-Achse: Mittelwert der Latenzen von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen den Latenzen aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

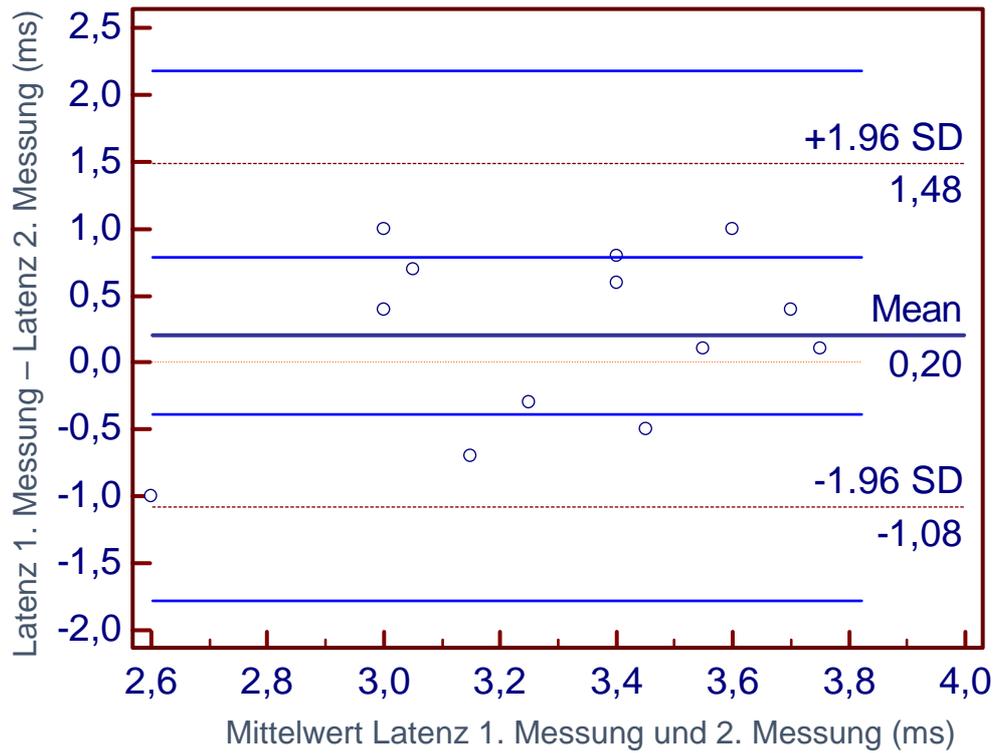


Abbildung I-8: Latenz gemessen in Millisekunden nach Stimulation des linken Fazialisnervs mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oculi. X-Achse: Mittelwert der Latenzen von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen den Latenzen aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

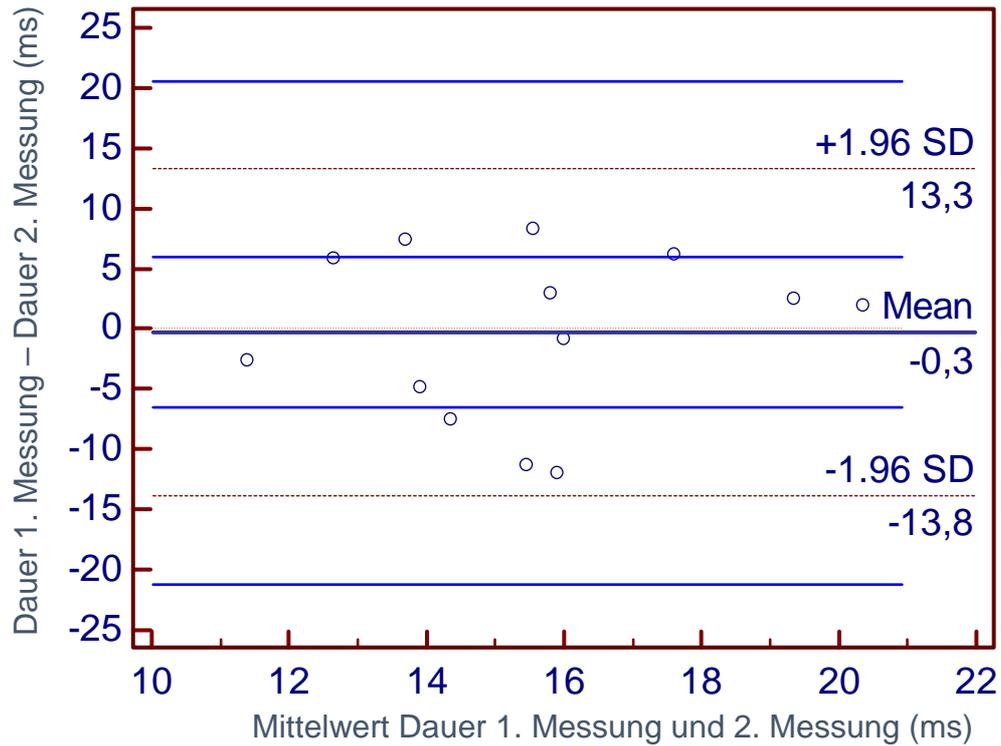


Abbildung I-9: Dauer des Muskelaktionspotentials gemessen in Millisekunden nach Stimulation des rechten Fazialisnervs mit monopolarer Elektrode am M. orbicularis oris. X-Achse: Mittelwert der Dauer des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Dauer des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

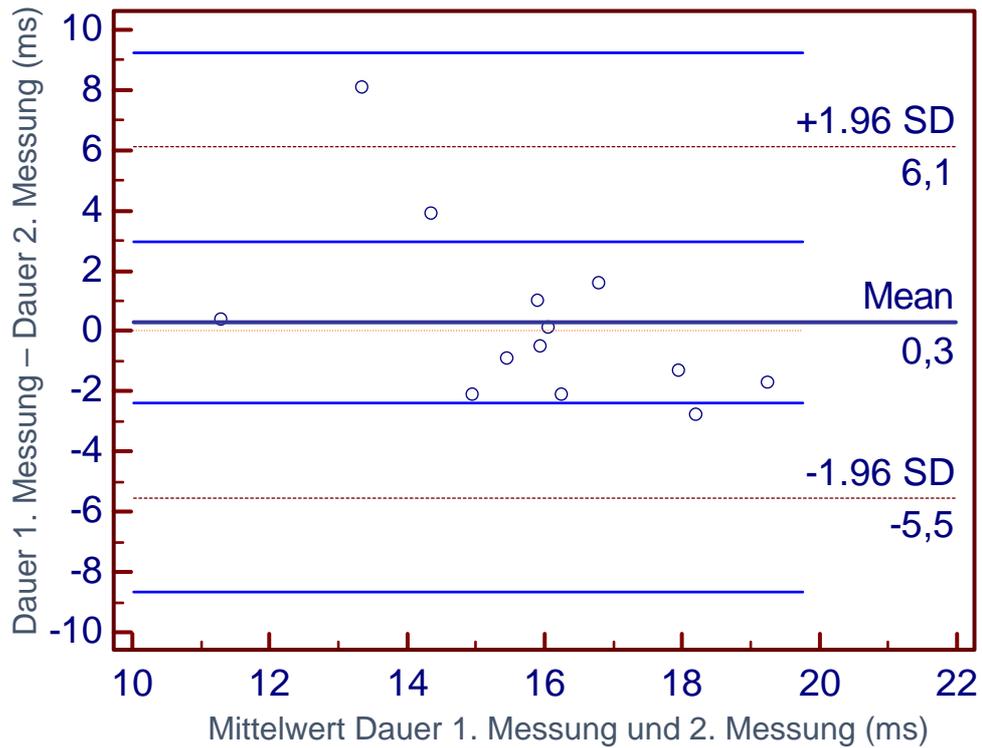


Abbildung I-10: Dauer des Muskelaktionspotentials gemessen in Millisekunden nach Stimulation des linken Fazialisnervs mit monopolarer Elektrode am M. orbicularis oris. X-Achse: Mittelwert der Dauer des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Dauer des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

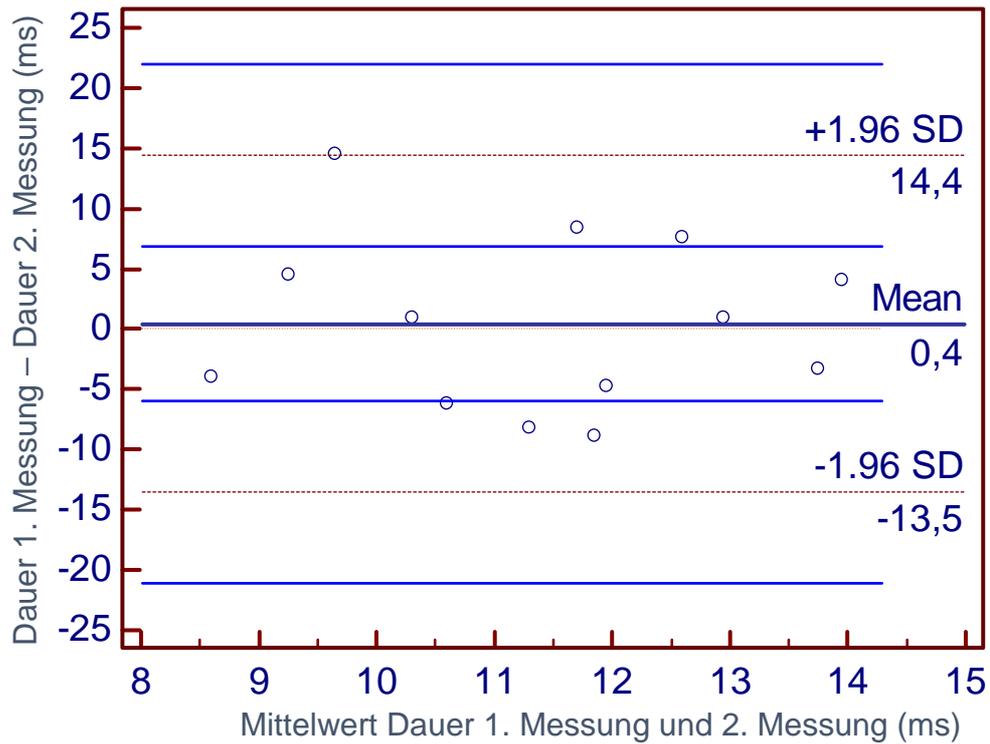


Abbildung I-11: Dauer des Muskelaktionspotentials gemessen in Millisekunden nach Stimulation des rechten Fazialisnervs mit monopolarer Elektrode am M. orbicularis oculi. X-Achse: Mittelwert der Dauer des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Dauer des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

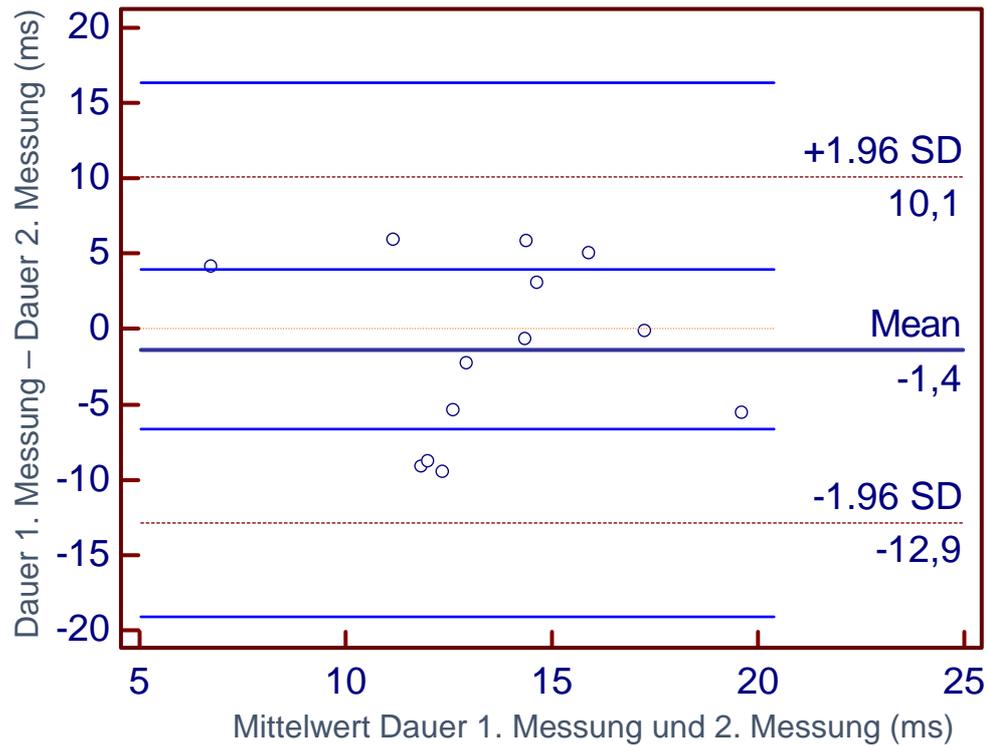


Abbildung I-12: Dauer des Muskelaktionspotentials gemessen in Millisekunden nach Stimulation des linken Fazialisnervs mit monopolarer Elektrode am M. orbicularis oculi. X-Achse: Mittelwert der Dauer des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Dauer des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

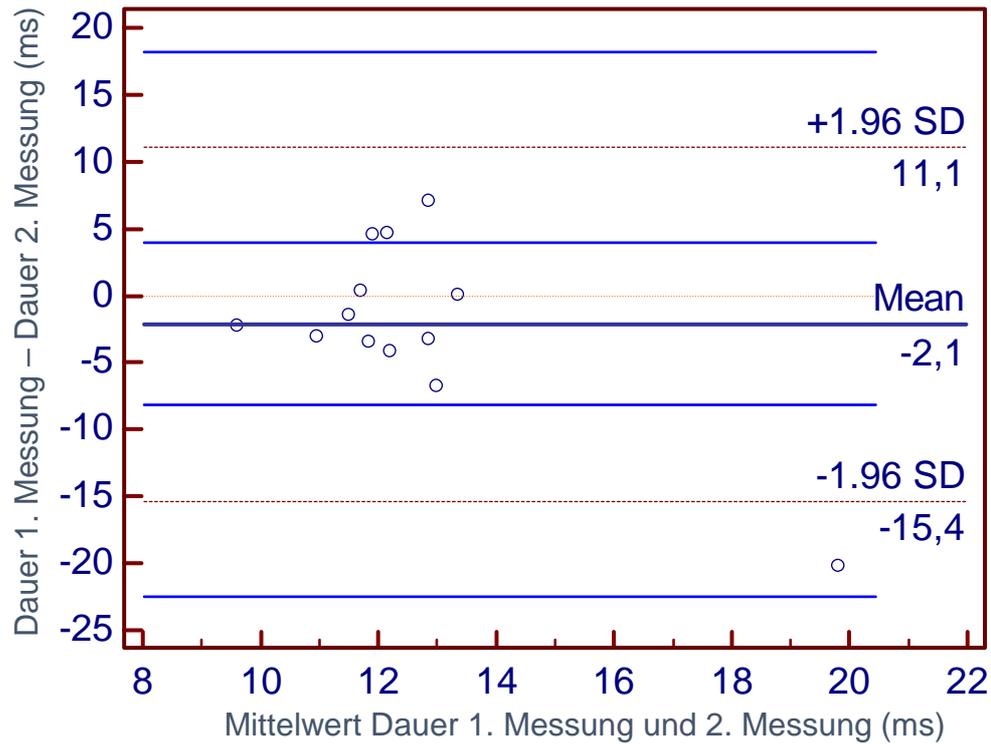


Abbildung I-13: Dauer des Muskelaktionspotentials gemessen in Millisekunden nach Stimulation des rechten Fazialisnervs mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oris. X-Achse: Mittelwert der Dauer des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Dauer des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

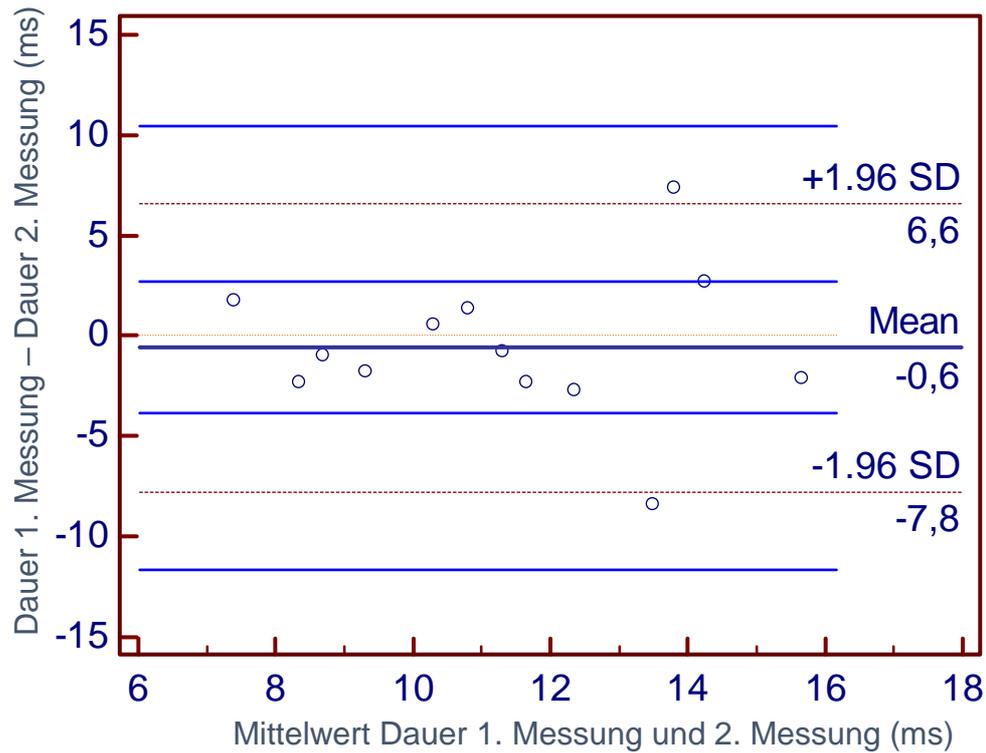


Abbildung I-14: Dauer des Muskelaktionspotentials gemessen in Millisekunden nach Stimulation des linken Fazialisnervs mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oris. X-Achse: Mittelwert der Dauer des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Dauer des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

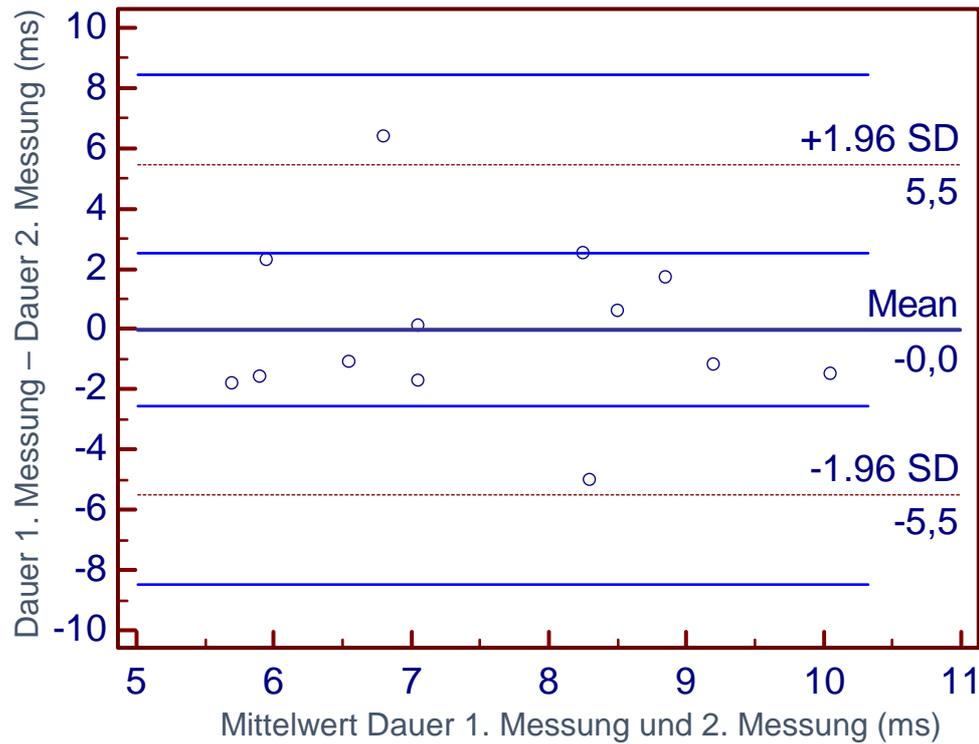


Abbildung I-15: Dauer des Muskelaktionspotentials gemessen in Millisekunden nach Stimulation des rechten Fazialisnervs mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oculi. X-Achse: Mittelwert der Dauer des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Dauer des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

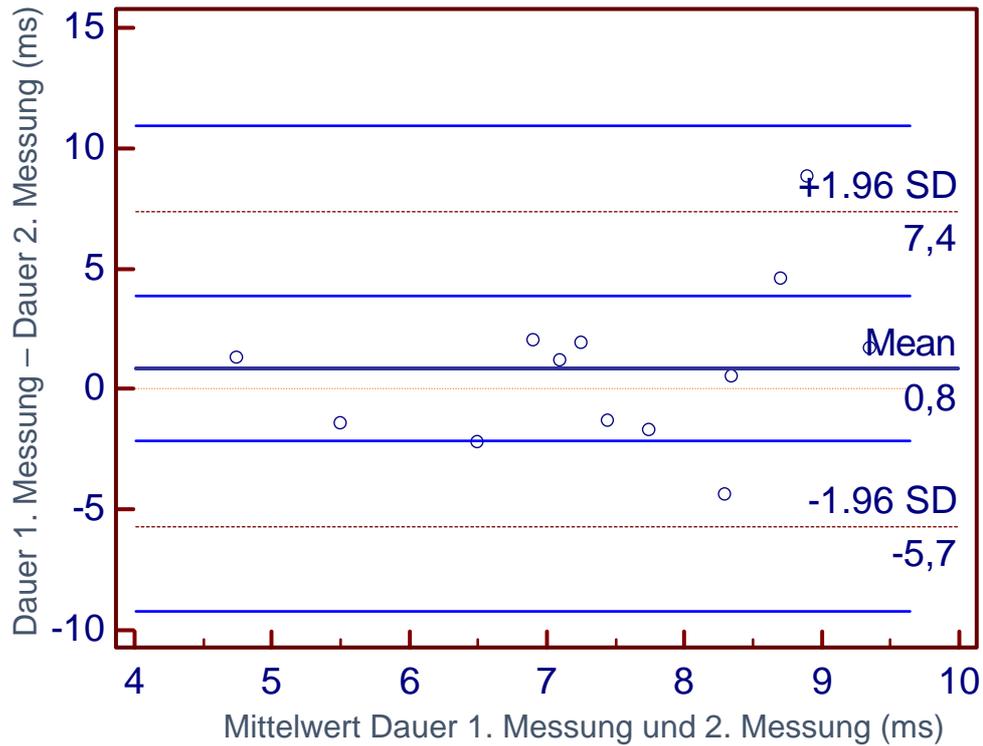


Abbildung I-16: Dauer des Muskelaktionspotentials gemessen in Millisekunden nach Stimulation des linken Fazialisnervs mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oculi. X-Achse: Mittelwert der Dauer des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Dauer des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; ms: Millisekunden; SD: Standardabweichung

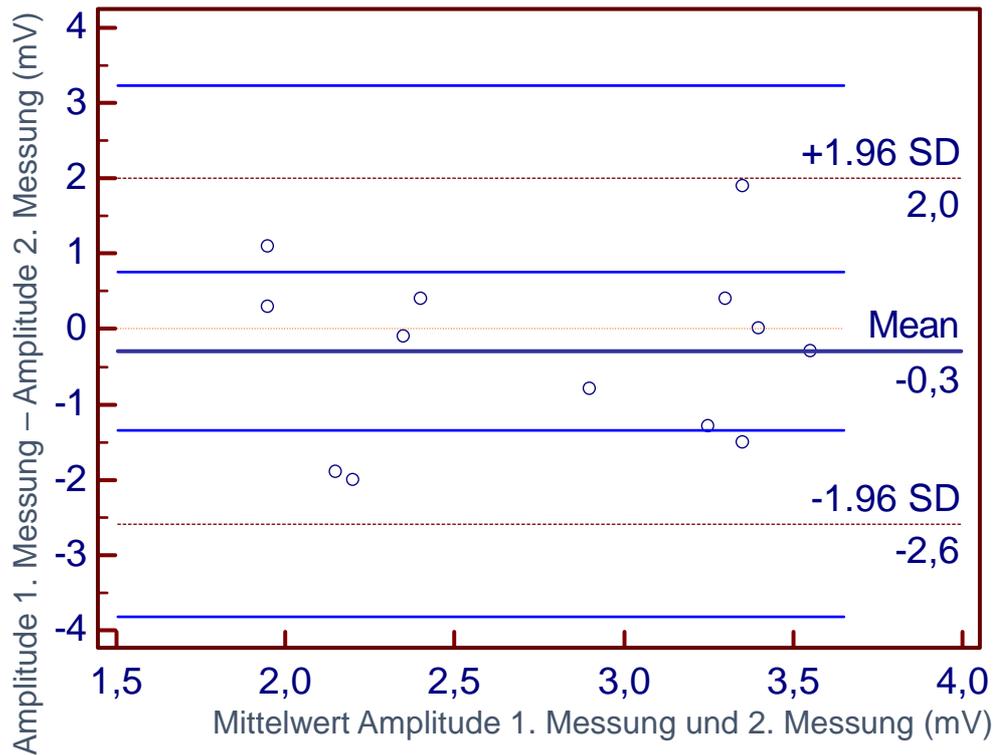


Abbildung I-17: Amplitude des Muskelaktionspotentials gemessen in Millivolt nach Stimulation des rechten Fazialisnervs mit monopolarer Elektrode am M. orbicularis oris. X-Achse: Mittelwert der Amplitude des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Amplitude des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; mV: Millivolt; SD: Standardabweichung

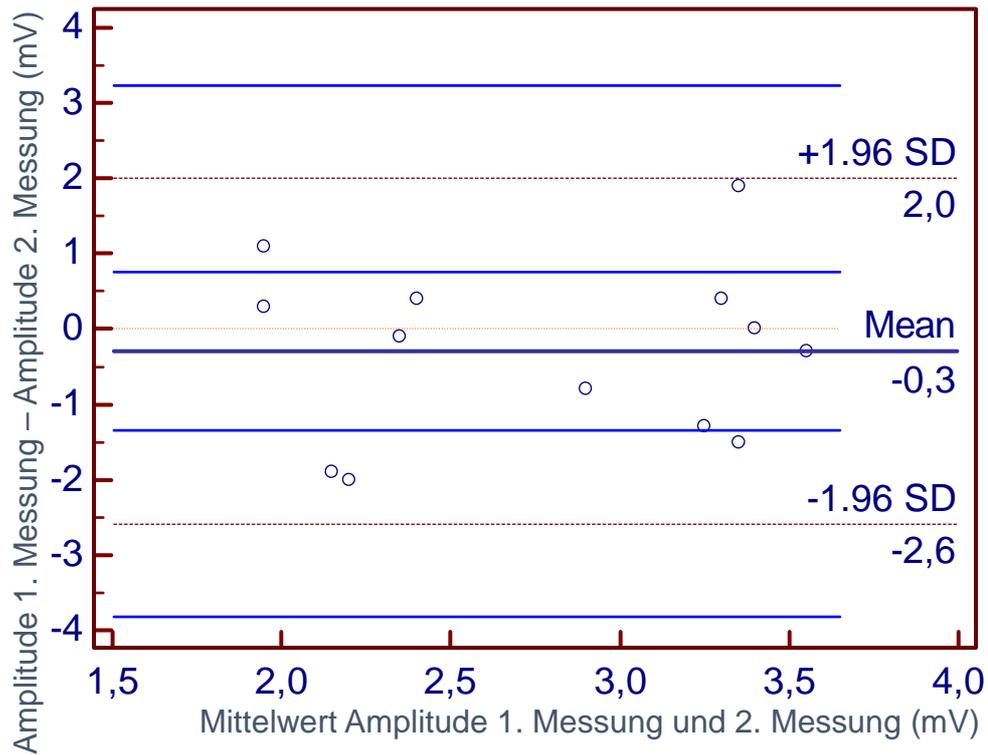


Abbildung I-18: Amplitude des Muskelaktionspotentials gemessen in in Millivolt nach Stimulation des linken Fazialisnervs mit monopolarer Elektrode am M. orbicularis oris. X-Achse: Mittelwert der Amplitude des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Amplitude des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; mV: Millivolt; SD: Standardabweichung

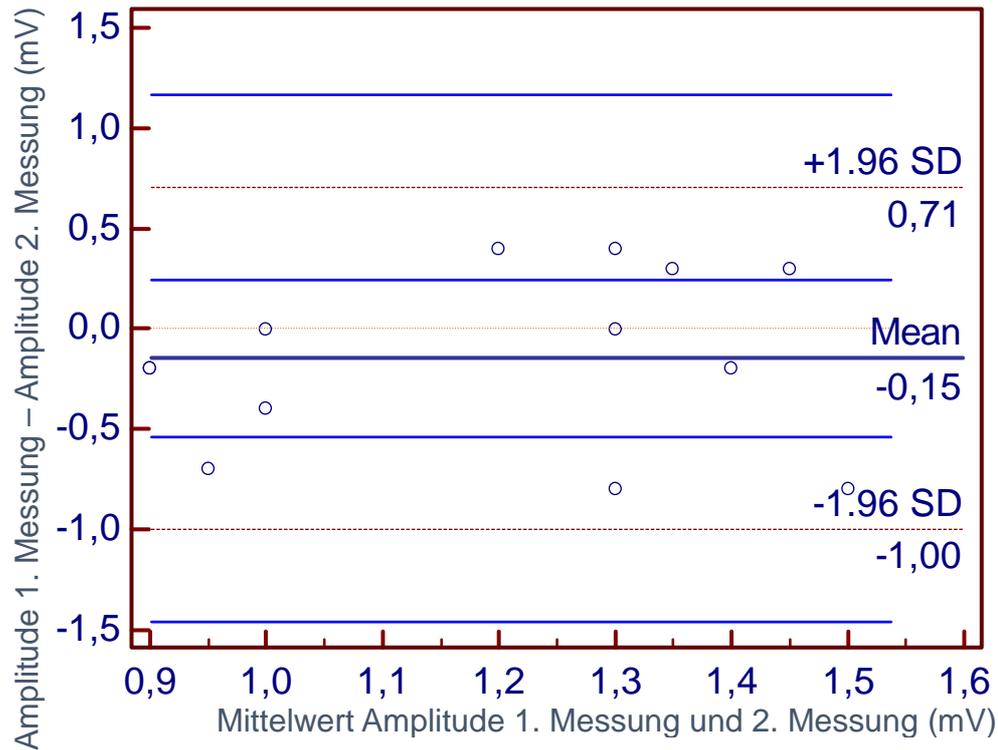


Abbildung I-19: Amplitude des Muskelaktionspotentials gemessen in Millivolt nach Stimulation des rechten Fazialisnervs mit monopolarer Elektrode am M. orbicularis oculi. X-Achse: Mittelwert der Amplitude des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung, y-Achse: Differenz zwischen der Amplitude des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean : Mittelwert; mV: in Millivolt; SD: Standardabweichung

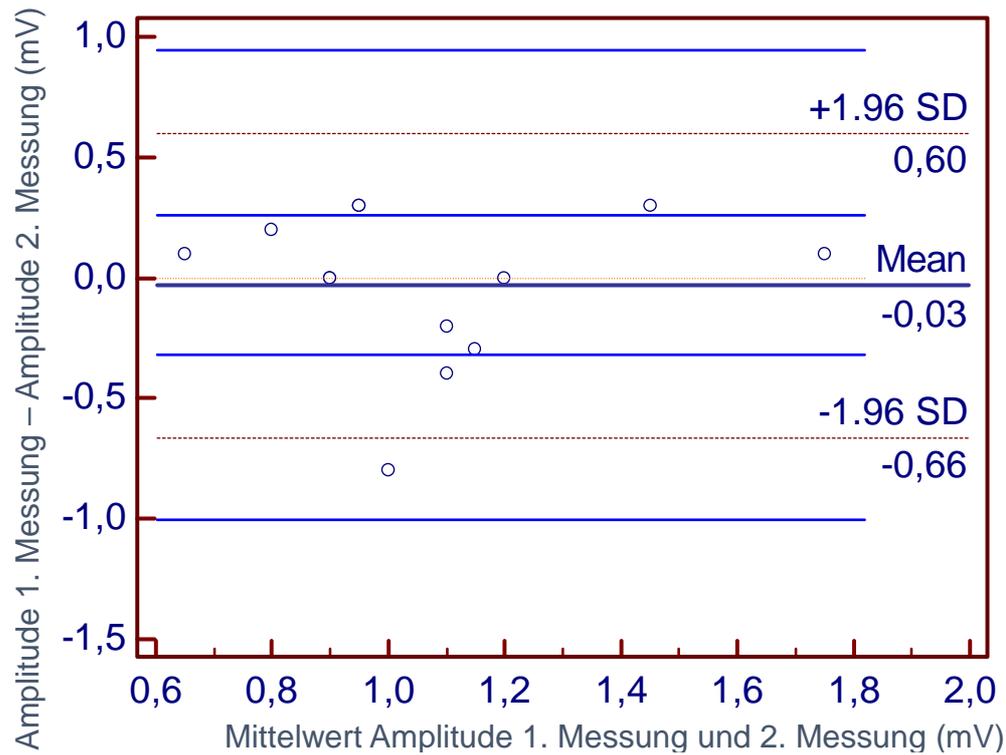


Abbildung I-20: Amplitude des Muskelaktionspotentials gemessen in Millivolt nach Stimulation des linken Fazialisnervs mit monopolarer Elektrode am M. orbicularis oculi. X-Achse: Mittelwert der Amplitude des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Amplitude des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; mV: Millivolt; SD: Standardabweichung

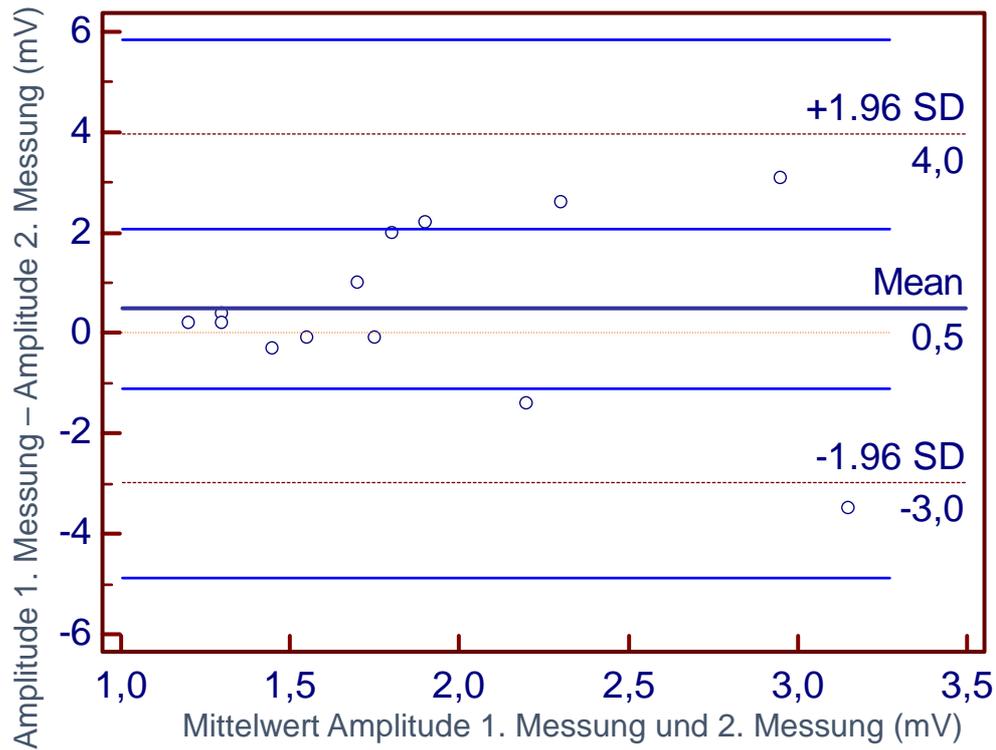


Abbildung I-21: Amplitude des Muskelaktionspotentials gemessen in Millivolt nach Stimulation des rechten Fazialisnervs mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oris. X-Achse: Mittelwert der Amplitude des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Amplitude des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; mV: Millivolt; SD: Standardabweichung

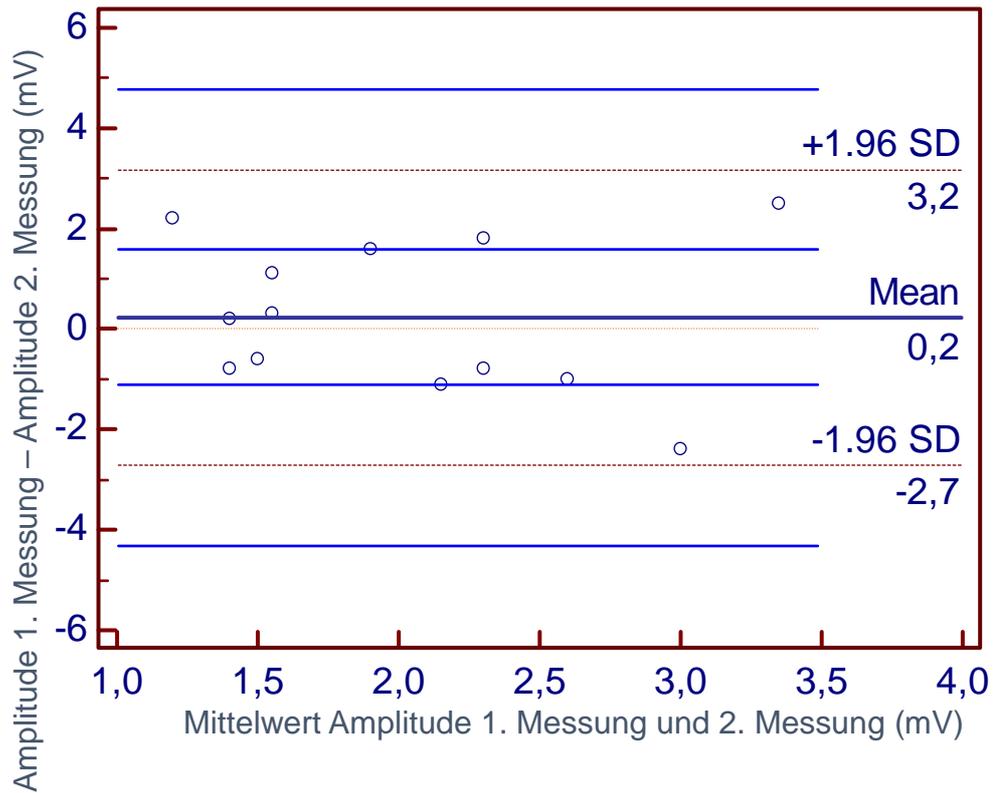


Abbildung I-22: Amplitude des Muskelaktionspotentials gemessen in V nach Stimulation des linken Fazialisnervs mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oris. X-Achse: Mittelwert der Amplitude des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Amplitude des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; mV: Millivolt ; SD: Standardabweichung

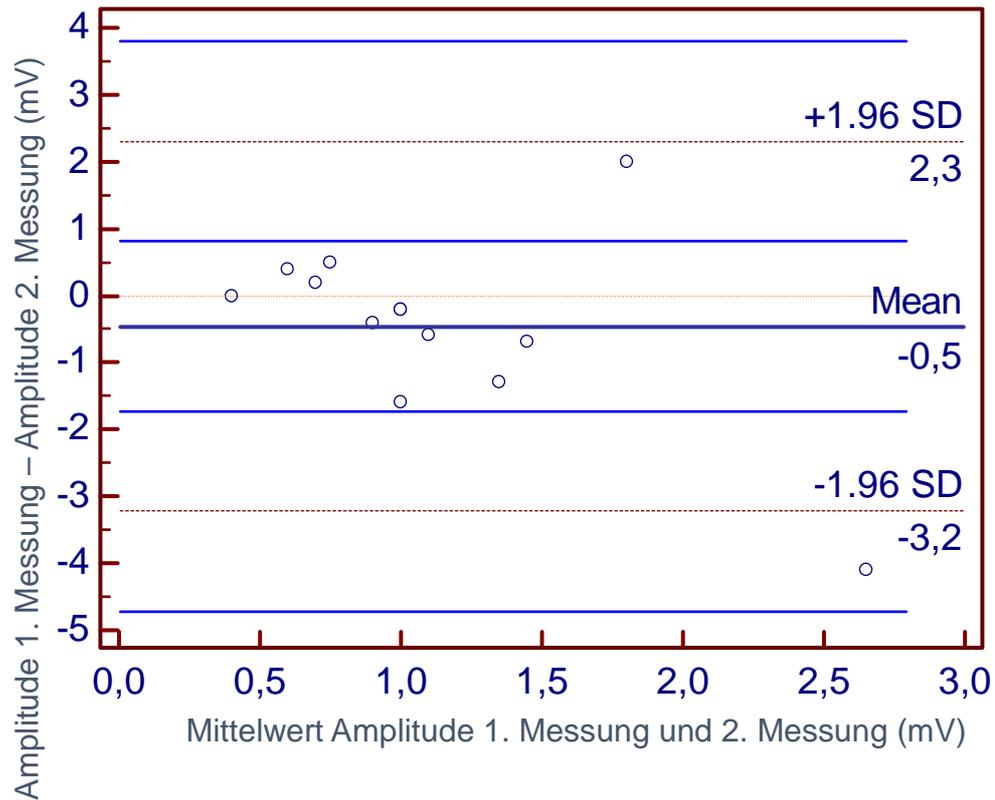


Abbildung I-23: Amplitude des Muskelaktionspotentials gemessen in Millivolt nach Stimulation des rechten Fazialisnervs mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oculi. X-Achse: Mittelwert der Amplitude des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Amplitude des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; mV: Millivolt; SD = Standardabweichung

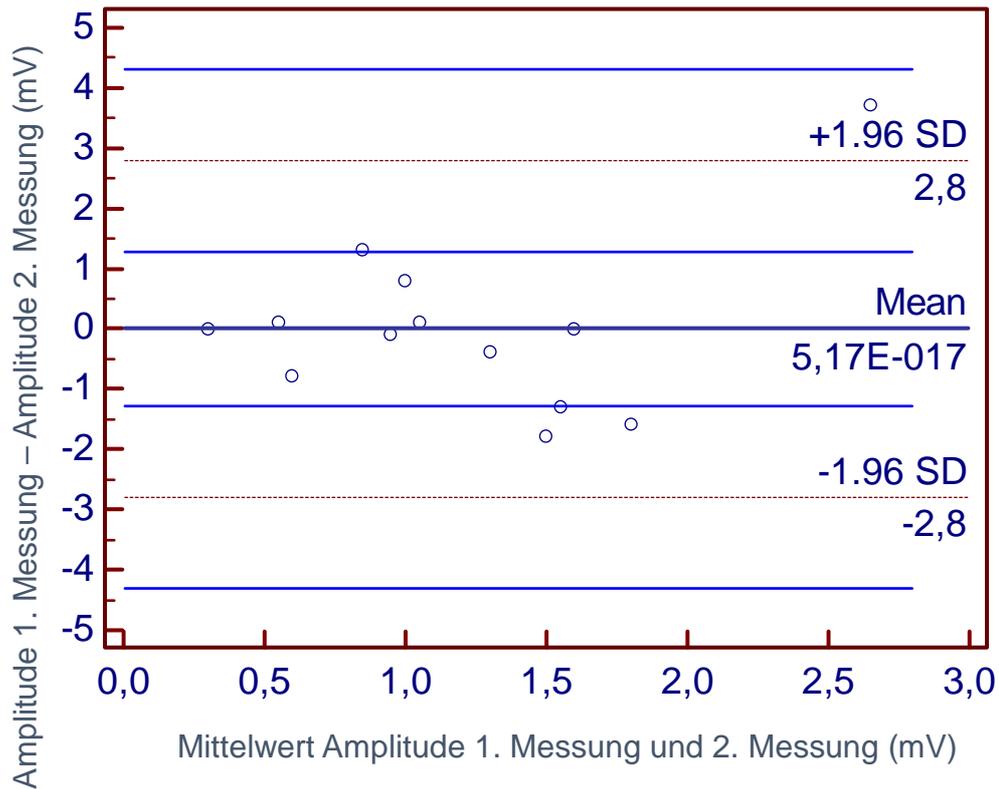


Abbildung I-24: Amplitude des Muskelaktionspotentials gemessen in Millivolt nach Stimulation des linken Fazialisnervs mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oculi. X-Achse: Mittelwert der Amplitude des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Amplitude des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean : Mittelwert; mV: Millivolt ; SD: Standardabweichung

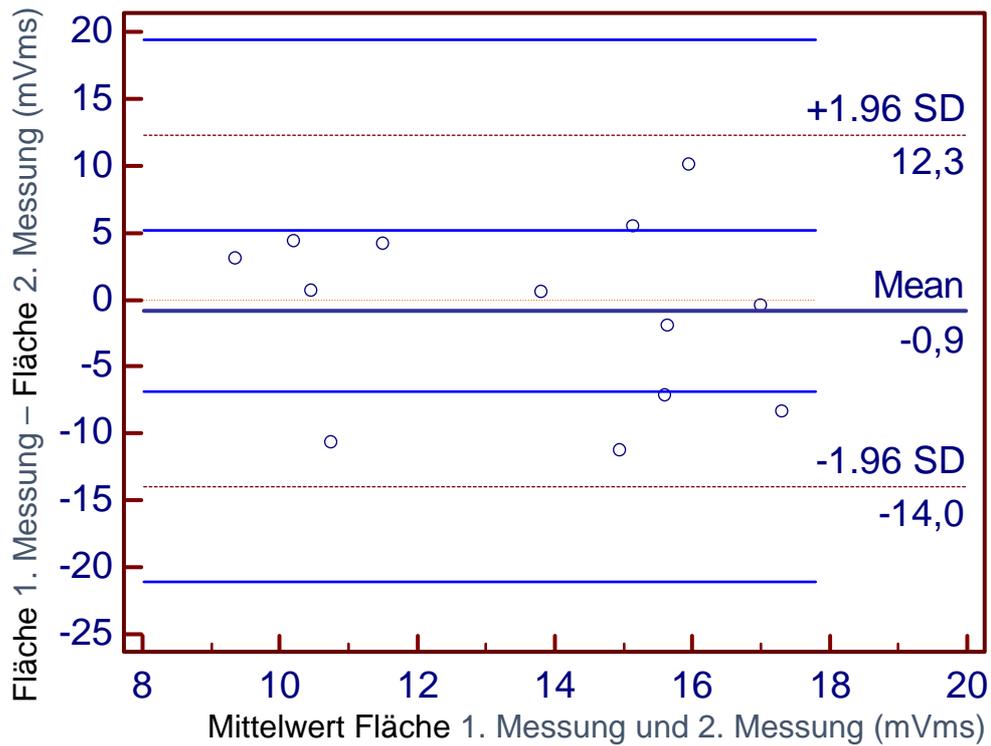


Abbildung I-25: Fläche des Muskelaktionspotentials gemessen in Millivolt Millisekunden nach Stimulation des rechten Fazialisnervs mit monopolarer Elektrode am M. orbicularis oris. X-Achse: Mittelwert der Fläche des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Fläche des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; mVms: Millivolt Millisekunden; SD: Standardabweichung

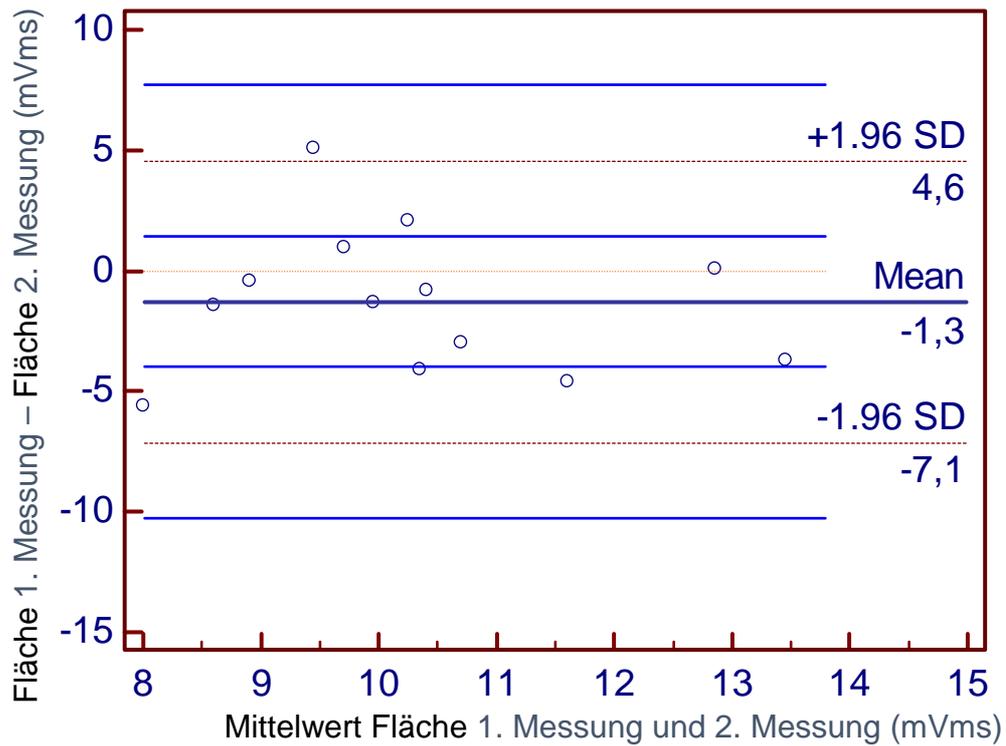


Abbildung I-26: Fläche des Muskelaktionspotentials gemessen in Millivolt Millisekunden nach Stimulation des linken Fazialisnervs mit monopolarer Elektrode am M. orbicularis oris. X-Achse: Mittelwert der Fläche des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Fläche des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; mVms: Millivolt Millisekunden; SD = Standardabweichung

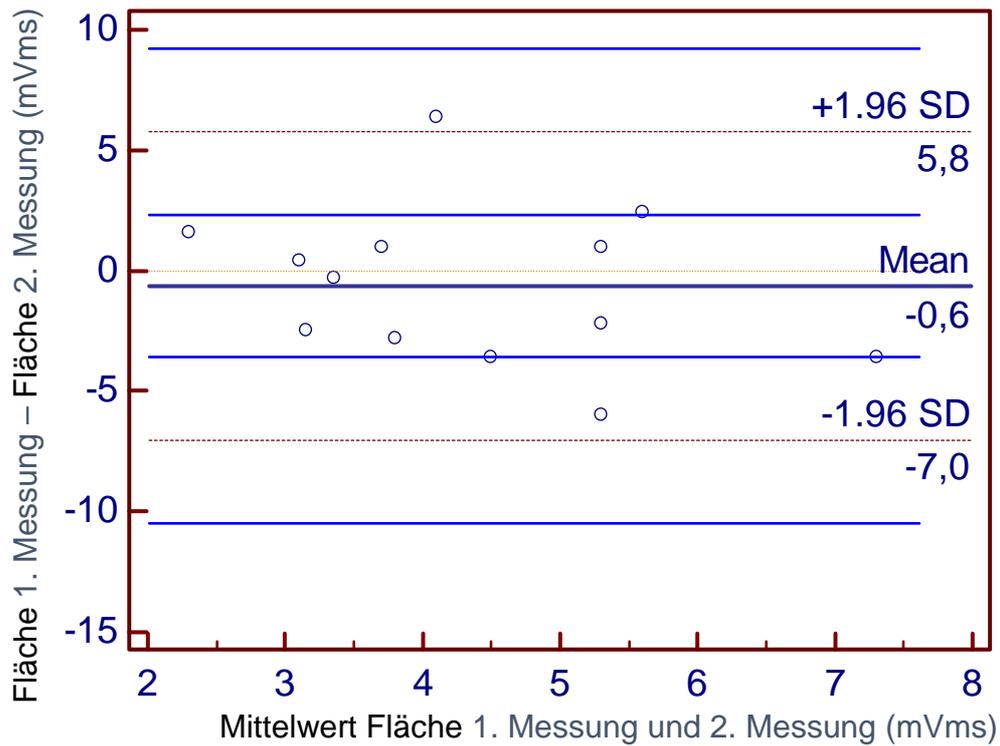


Abbildung I-27: Fläche des Muskelaktionspotentials gemessen in Millivolt Millisekunden nach Stimulation des rechten Fazialisnervs mit monopolarer Elektrode am M. orbicularis oculi. X-Achse: Mittelwert der Fläche des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Fläche des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; mVms: Millivolt Millisekunden; SD: Standardabweichung

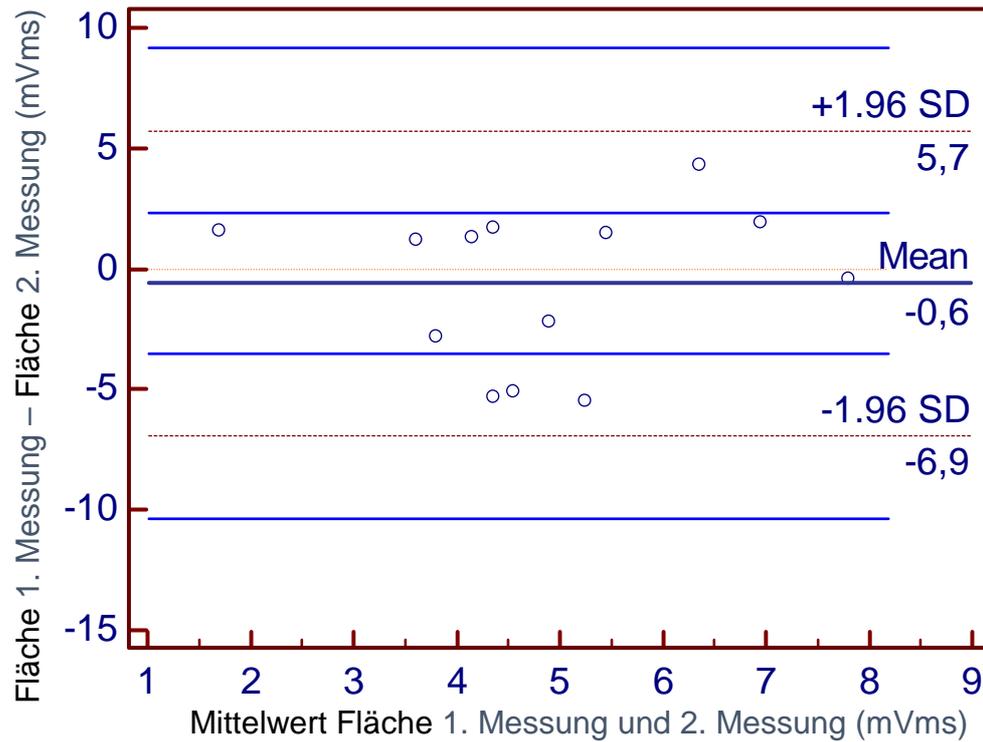


Abbildung I-28: Fläche des Muskelaktionspotentials gemessen in Millivolt Millisekunden nach Stimulation des linken Fazialisnervs mit monopolarer Elektrode am M. orbicularis oculi. X-Achse: Mittelwert der Fläche des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Fläche des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; mVms: Millivolt Millisekunden; SD: Standardabweichung

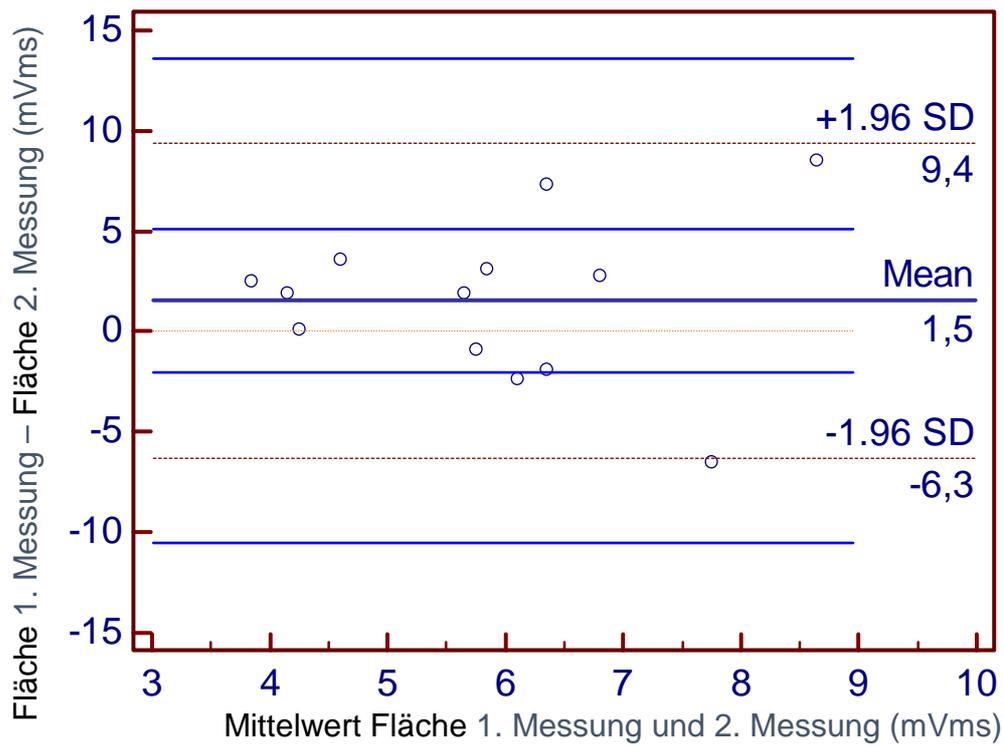


Abbildung I-29: Fläche des Muskelaktionspotentials gemessen in Millivolt Millisekunden nach Stimulation des rechten Fazialisnervs mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oris. X-Achse: Mittelwert der Fläche des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Fläche des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; mVms: Millivolt Millisekunden; SD: Standardabweichung

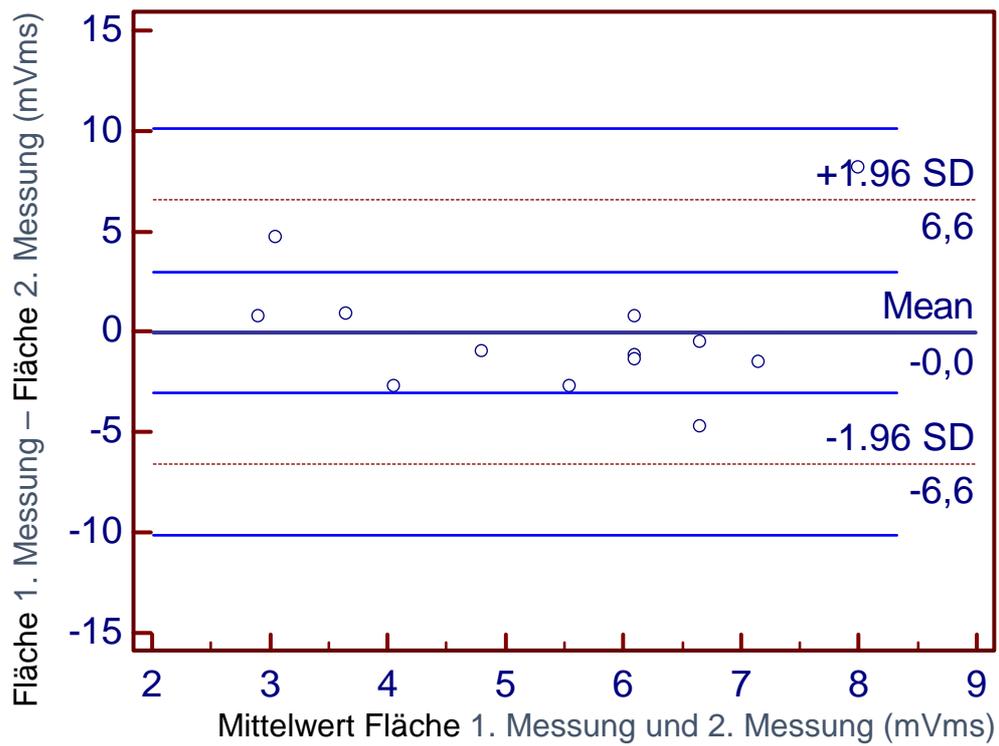


Abbildung I-30: Fläche des Muskelaktionspotentials gemessen in Millivolt Millisekunden nach Stimulation des linken Fazialisnervs mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oris. X-Achse: Mittelwert der Fläche des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Fläche des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; mVms: Millivolt Millisekunden; SD: Standardabweichung

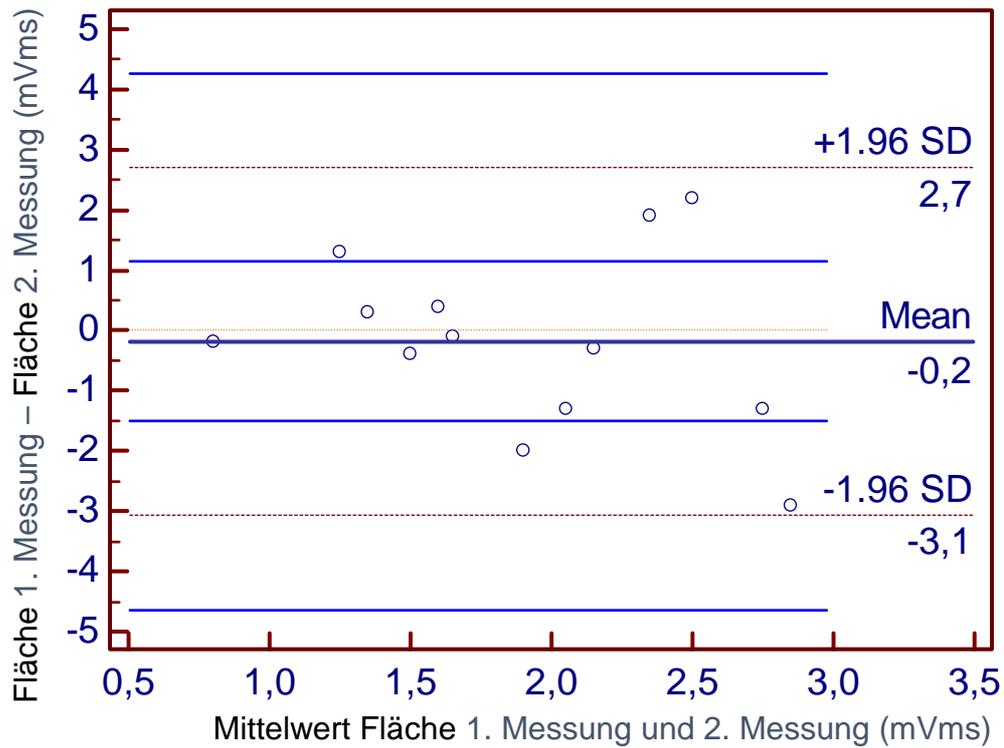


Abbildung I-31: Fläche des Muskelaktionspotentials gemessen in Millivolt Millisekunden nach Stimulation des rechten Fazialisnervs mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oculi. X-Achse: Mittelwert der Fläche des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Fläche des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; mVms: Millivolt Millisekunden; SD: Standardabweichung

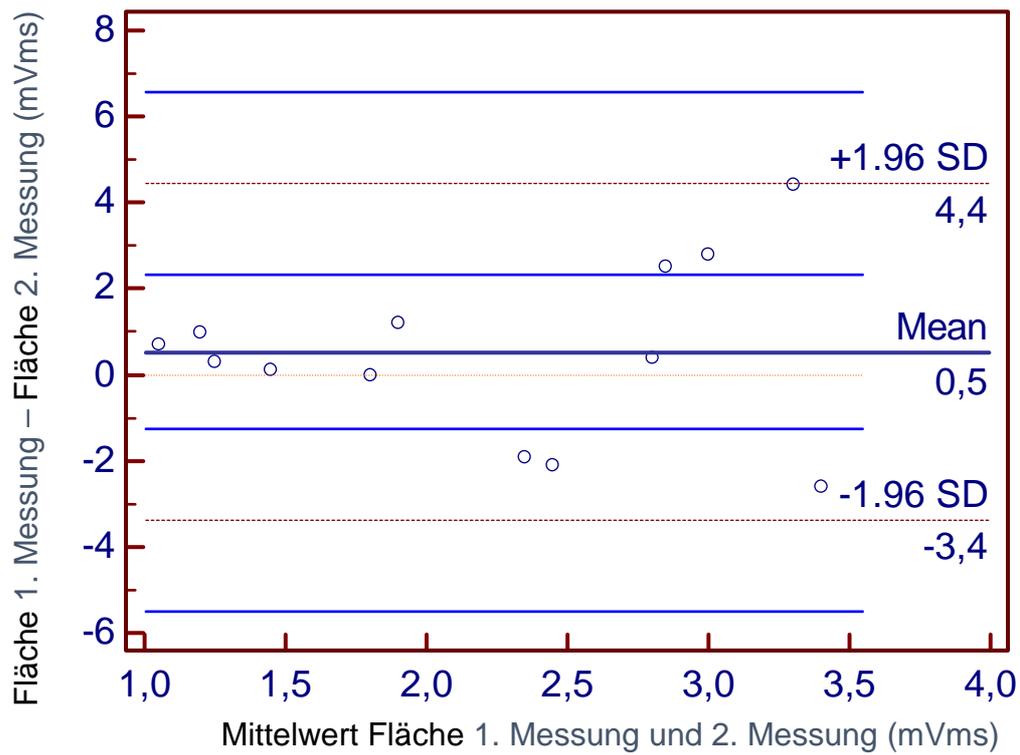


Abbildung I-32: Fläche des Muskelaktionspotentials gemessen in Millivolt Millisekunden nach Stimulation des linken Fazialisnervs mit konzentrischer Elektrode am M. orbicularis oculi. X-Achse: Mittelwert der Fläche des Muskelaktionspotentials von erster und zweiter Messung; y-Achse: Differenz zwischen der Fläche des Muskelaktionspotentials aus erster und zweiter Messung; Mean: Mittelwert; mVms: Millivolt Millisekunden; SD: Standardabweichung

Anhang II: Übersicht Konfidenzintervalle (CI₉₅) gegliedert nach Parameter

Tabelle II-1: CI₉₅ für den Mittelwert der Latenz nach Stimulation des N. facialis

Ableitstelle	Elektrode	CI ₉₅
<i>M. orbicularis oris</i>	Monopolare Elektrode	4,6 – 4,9ms
	Konzentrische Elektrode	5,1 – 5,5ms
<i>M. orbicularis oculi</i>	Monopolare Elektrode	2,8 – 3,1ms
	Konzentrische Elektrode	3,2 – 3,5ms

Tabelle II-2: CI₉₅ für den Mittelwert der Dauer nach Stimulation des N. facialis

Ableitstelle	Elektrode	CI ₉₅
<i>M. orbicularis oris</i>	Monopolare Elektrode	14,7 – 16,6ms
	Konzentrische Elektrode	11 – 13ms
<i>M. orbicularis oculi</i>	Monopolare Elektrode	11,3 – 13,6ms
	Konzentrische Elektrode	7 – 8,1ms

Tabelle II-3: CI₉₅ für den Mittelwert der Amplitude nach Stimulation des N. facialis

Ableitstelle	Elektrode	CI ₉₅
<i>M. orbicularis oris</i>	Monopolare Elektrode	2,3 – 2,7mV
	Konzentrische Elektrode	1,7 – 2,2mV
<i>M. orbicularis oculi</i>	Monopolare Elektrode	1,1 – 1,2mV
	Konzentrische Elektrode	0,9 – 1,4mV

Tabelle II-4: CI₉₅ für den Mittelwert der Fläche nach Stimulation des N. facialis

Ableitstelle	Elektrode	CI ₉₅
<i>M. orbicularis oris</i>	Monopolare Elektrode	11 – 13mVms
	Konzentrische Elektrode	5 – 6,3mVms
<i>M. orbicularis oculi</i>	Monopolare Elektrode	4 – 5,2mVms
	Konzentrische Elektrode	1,7 – 2,4mVms

Anhang III: Intraindividueller Variationskoeffizient (WSCV)

Tabelle III-1: Intraindividueller Variationskoeffizient nach Stimulation des rechten und linken N. facialis (WSCV_{r1}) und Ableitung vom M. orbicularis oris

<i>WSCV_{r1} M. orbicularis oris</i>	<i>Monopolare Elektrode</i>	<i>Konzentrische Elektrode</i>
Latenz	11,3%	13,6%
Dauer	22%	30,7%
Amplitude	29,7%	53,3%
Fläche	28,5%	42,6%

Tabelle III-2: Intraindividueller Variationskoeffizient nach Stimulation des rechten und linken N. facialis (WSCV_{r1}) und Ableitung vom M. orbicularis oculi

<i>WSCV_{r1} M. orbicularis oculi</i>	<i>Monopolare Elektrode</i>	<i>Konzentrische Elektrode</i>
Latenz	14%	12,6%
Dauer	33%	27,2%
Amplitude	27,9%	79,2%
Fläche	47%	55,1%

Tabelle III-3: Intraindividueller Variationskoeffizient nach wiederholter Stimulation des linken N. facialis (WSCV₁₂) und Ableitung vom M. orbicularis oris

<i>WSCV₁₂ M. orbicularis oris</i>	<i>Monopolare Elektrode</i>	<i>Konzentrische Elektrode</i>
Latenz	11,4%	13,7%
Dauer	22%	30,5%
Amplitude	31,3%	52,5%
Fläche	31,6%	42,2%

Tabelle III-4: Intraindividueller Variationskoeffizient nach wiederholter Stimulation des linken N. facialis (WSCV₁₂) und Ableitung vom M. orbicularis oculi

<i>WSCV₁₂ M. orbicularis oculi</i>	<i>Monopolare Elektrode</i>	<i>Konzentrische Elektrode</i>
Latenz	16,6%	12,5%
Dauer	34%	27,1%
Amplitude	28,2%	79,8%
Fläche	46,4%	55,5%

I. Danksagung

Vielen Dank, liebe Andrea!

Die Universität von Glasgow, Small Animal Hospital, Jacques Penderis, Rodrigo Gutierrez Quintana und Neuro-Residents!

Kaspar Matiasek

Ich danke der Helmholtzgesellschaft für die Erlaubnis, mit ihren Hunden zu arbeiten.

Vielen Dank den Pflegern der Helmholtzgesellschaft, die mich bei meiner Arbeit mit ihren Hunden unterstützt haben und für ihren täglichen großen Einsatz für und Zuneigung zu ihren Hunden!

Dr. Reese

Thomas Weyh, Daniela Emmrich, Christina Beitz, Kristina Schmoll

Ich danke allen, die Freunde in der Not sind!