

EEG-Studie zur Wirkung der Anwendung von Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern auf die Gehirnaktivität, Konzentrations- und Reaktionsfähigkeit

Dr. Diana Henz / Prof. Dr. Wolfgang Schöllhorn
Abteilung Trainings- und Bewegungswissenschaft
Institut für Sportwissenschaft
Johannes Gutenberg-Universität Mainz
55128 Mainz
Deutschland

Mainz, 22.01.2021

Ort, Datum

J. Hinz

Unterschrift

Johannes Gutenberg-Universität
INSTITUT FÜR SPORTWISSENSCHAFT
Abt. Trainings- und Bewegungswissenschaft
Prof. Dr. Wolfgang I. Schöllhorn
Albert-Schweitzer-Straße 22
55099 MAINZ

1. Einleitung und neurophysiologische Grundlagen

Wissenschaftliche Studien zeigen, dass magnetische Felder von Bakterien (Frankel & Blakemore, 1980), Protozoen (Bazylnski et al., 2000) und verschiedenen Tieren (Wiltshko & Wiltshko, 1995; Walker et al., 2002; Johnson & Lohmann, 2008) wahrgenommen werden können. Die Frage, ob auch Menschen einen Magnetsinn haben, ist Gegenstand aktueller Studien. In einigen Studien konnte gezeigt werden, dass Magnetfelder den Orientierungssinn des Menschen beeinflussen können (Baker, 1980, 1982, 1987). Die zugrundeliegenden physiologischen Mechanismen sind jedoch weitgehend unbekannt. In einem Computermodell wurde zunächst ein Versuch unternommen, Reaktionen des Gehirns auf Magnetfelder, die über das Elektroenzephalogramm (EEG) erfasst wurden, zu berechnen und darzustellen. In einer aktuellen Studie konnte nun gezeigt werden, dass künstlich erzeugte geomagnetische Felder zu einem Anstieg der EEG-Alpha Aktivität im Gehirn führen können (Sastre et al., 2002).

Trotz der bisher sehr geringen wissenschaftlichen Evidenz werden im Bereich des Sports verschiedene Applikationen mit Anwendung von Magneten und Magnetfeldern am Körper eingesetzt, beispielsweise um die Regeneration nach dem sportlichen Training zu unterstützen. Interessant ist die Fragestellung, ob die Applikation von Magnetfeldern Effekte auf den Organismus hat, während Bewegungen ausgeführt werden bzw. die Effekte, die durch Bewegung ausgelöst werden, verändert bzw. verstärkt werden können.

Aktuelle wissenschaftliche Studien belegen einen positiven Einfluss von Bewegung auf die physische und psychische Gesundheit sowie auf die kognitive Leistungsfähigkeit (Brümmer et al., 2004; Crabbe & Dishman, 2004). Neben der kurzfristigen Wirkung von großmotorischen Alltags- und Sportbewegungen auf die Gehirnaktivität sind vor allem mittelfristige Interventionseffekte von Bewegung auf die kognitive Leistungsfähigkeit (Aufmerksamkeits- und Konzentrationsfähigkeit, Kurz- und Langzeitgedächtnis, Intelligenz, Geschwindigkeit der Informationsverarbeitung, Motivation, Kreativität, psychisches Selbstkonzept, Stressbewältigung) Gegenstand der Untersuchungen. Von besonderem Interesse ist die Wirkung auf die elektrische Gehirnaktivität, die über das EEG gemessen wird, dessen Veränderung durch körperliche Bewegung objektive Indikatoren für psychophysiologische Wachheitszustände, die Leistungsbereitschaft des kognitiven Systems, Stress und Motivation liefern kann. Beim EEG gibt die Zusammensetzung der verschiedenen EEG-Frequenzbänder (insbesondere der Theta-, Alpha-, Beta- und Gamma- Bereich) Aufschluss über die unterschiedlichen psychophysiologischen Wachheitszustände während des Arbeitens. Die Alpha-Aktivität (8-13 Hz) ist die häufigste Form der Grundaktivität und wird vor allem bei geschlossenen Augen in den okzipitalen und parietalen Gehirnarealen gemessen, kann aber auch bei geöffneten Augen unter entspannten Zuständen auftreten. Eine spezielle Form der Alpha-Aktivität ist die Mu-Aktivität (9-11 Hz), die in den zentralen Arealen auftritt, die mit

motorischen Informationsverarbeitungsprozessen im Gehirn in Zusammenhang steht. Die Beta-Aktivität (13-30 Hz) tritt meist präzentral und frontal auf und ist ein Indikator für psychophysiologische Wachheit. Aufgrund der großen Bandbreite wird das Beta-Band in drei Bereiche mit korrelierenden psychophysiologischen Zuständen separiert: während der Beta-1 Bereich (13-15 Hz) noch durch eine entspannte, nach außen gerichtete Aufmerksamkeit gekennzeichnet ist, geht der Beta-2 (15-21 Hz) Bereich mit einer erhöhten Wachheit, der Beta-3 Bereich (21-30 Hz) mit einer Überaktivierung und Stressempfinden einher. Relevant für das geplante Projekt ist vor allem eine Aktivierung im Beta-Bereich: für gute Aufmerksamkeits- und Konzentrationsleistungen ist eine Gehirnaktivierung im Betabereich optimal. Eine gesteigerte Alpha-Aktivität ist Indikator für einen entspannten Wachzustand, der insbesondere bei kreativen Prozessen und in Regenerationsphasen auftritt. Die Theta-Aktivität ist ein Indikator für internalisierte Aufmerksamkeits- sowie Gedächtnisprozesse im Gehirn, die zum Lernen von neuen Inhalten beitragen.

Wissenschaftliche Studien konnten eine kurzfristige Wirkung von großmotorischen Alltags- und Sportbewegungen auf die Gehirnaktivität zeigen, wobei eine Steigerung der Alpha-Aktivität nach moderater Intensität, eine Steigerung im Beta-Bereich nach hoher Trainingsintensität zu beobachten ist (Brümmer et al., 2011; Crabbe & Dishman, 2004). Die Veränderung der Gehirnaktivität durch körperliche Bewegung erklärt außerdem die positiven Effekte auf das psychische Befinden. Nach körperlichem Training wurde eine verstärkte Beta-Aktivität als Indikator für größere kortikale Aktivierung einhergehend mit einer Verbesserung des Befindens beobachtet (Moraes et al., 2007; 2011).

Eine interessante Fragestellung ist, ob bei Anwendung von Magnetfeldern am Körper während des sportlichen Trainings, eine Veränderung der Gehirnaktivität und damit einhergehend eine Verbesserung der motorischen (z.B. Reaktionsfähigkeit) und kognitiven Leistung (z.B. Konzentrationsfähigkeit) herbeigeführt werden kann.

2. Fragestellung

Ziel des vorliegenden Forschungsprojekts war es, die Wirkung der Applikation von Kleinschen Feldern in Einlegesohlen auf die Gehirnaktivität während des Gehens auf den Einlegesohlen sowie die Konzentrations- und Reaktionsfähigkeit beim Stehen auf den Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern zu überprüfen. Dazu erfolgte unter streng kontrollierten Laborbedingungen eine wissenschaftliche Überprüfung der Wirkung des Gehens auf Einlegesohlen mit Applikation von Kleinschen Feldern im Vergleich zum Gehen auf Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder sowie eine Überprüfung der Konzentrations- und Reaktionsfähigkeit auf Einlegesohlen mit und ohne Kleinsche Felder anhand folgender Parameter:

- *EEG-Gehirnaktivität*, gemessen über high-density Elektroenzephalogramm (EEG): von 128 Elektroden, die nach dem 10-20-System auf der Kopfoberfläche angebracht wurden
- *Konzentrationsfähigkeit und Reaktionsgeschwindigkeit*, gemessen über standardisierte psychologische Testverfahren

Spezifizierte Fragestellungen:

1. Findet eine Anregung der Gehirnaktivität im Sinne einer konzentrationsförderlichen Wirkung durch Gehen auf Einlegesohlen mit Applikation von Kleinschen Feldern statt?
2. Wie sehen zeitliche Verläufe während des Gehens aus? Ab welchem Zeitpunkt ist eine Wirkung auf die Gehirnaktivität beobachtbar? Wann ist die Wirkung maximal?
3. Verbessert sich die Konzentrationsfähigkeit und Reaktionsgeschwindigkeit durch Gehen auf Einlegesohlen mit Applikation von Kleinschen Feldern?

Die Ergebnisse liefern wichtige Erklärungen aus neurophysiologischer Sicht für die von Anwendern der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern vielfach berichteten positiven Effekte auf den Organismus. Neben der Erforschung der zugrundeliegenden neurophysiologischen Effekte können die Ergebnisse wichtige Aspekte für Anwendungsfelder im Breiten- und Leistungssport, in verschiedenen therapeutischen Bereichen und in der Rehabilitation liefern.

3. Forschungsmethodik

In der vorliegenden Studie wurden $N = 10$ Probanden (Durchschnittsalter 27,8 Jahre; 5 weiblich, 5 männlich) während des Gehens auf den Einlegesohlen mit anschließender Testung der Konzentrations- und Reaktionsfähigkeit mit Erfassung des EEG getestet. Zusätzlich wurden $N = 10$ weitere Probanden (Durchschnittsalter 29,3 Jahre; 5 weiblich, 5 männlich) hinsichtlich der Reaktionsfähigkeit nach dem Gehen auf den Einlegesohlen ohne Erfassung des EEG getestet. Alle Probanden waren gesund, ohne neurologische, psychiatrische und muskuloskeletale Störungen in der Vergangenheit. Die Probanden waren alle rechtshändig. Die Testung erfolgte am Institut für Sportwissenschaft der Universität Mainz in der Abteilung Trainings- und Bewegungswissenschaft. Zwei experimentelle Variationen der Einlegesohle wurden überprüft: (1) Einlegesohle mit Applikation der Kleinschen Felder und (2) eine baugleiche Einlegesohle ohne Applikation der Kleinschen Felder. Die Testung mittels Elektroenzephalogramm (EEG) erfolgte während des Gehens auf den Einlegesohlen (35 Minuten). Mittels einer computergesteuerten Version des Mackworth-Clock-Tests wurden die Reaktionszeiten und die Fehlerquoten der Reaktionen im Stehen kontinuierlich für die Abschnitte Minute 1-5, Minute 6-10 und Minute 11-15 erfasst. Die Messung der Reaktionszeiten erfolgte jeweils vor (Prätest) und nach dem Gehen auf den Einlegesohlen. Die Erfassung der Reaktionszeit erfolgte in Millisekunden. Die Testung des Gehens erfolgte an zwei separaten Tagen (Einlegesohle mit Kleinschen Feldern; Einlegesohle ohne Kleinsche Felder), die Testung der Reaktionsfähigkeit an drei separaten Tagen (Einlegesohle mit Kleinschen Feldern; Einlegesohle ohne Kleinsche Felder; Kontrollbedingung ohne vorheriges Gehen). Die experimentellen Bedingungen im Gehen und Stehen wurden in randomisierter Reihenfolge durchgeführt. Die elektrische Gehirnaktivität wurde mittels eines mobilen high-density EEG (ANT neuro) von 128 Elektroden, die nach dem internationalen 10/5-System an der Kopfoberfläche angebracht waren, aufgezeichnet. Die elektrookulographischen (vertikale und horizontale Bewegungen) und die elektromyographischen Aktivitäten der Hals- und Schultermuskulatur wurden als Kontrollvariablen von jeweils zwei Elektroden aufgezeichnet. Die EEG-Daten wurden nach Bereinigung von elektrookulographischen und elektromyographischen Artefakten einer Fast-Fourier-Transformation und im Anschluss einer frequenzspezifischen Quellenlokalisation unterzogen, um regionsspezifische Aktivierungsquellen im Gehirn festzustellen. Für die Ergebnisdarstellung wurden die Frequenzen im Theta-Band (4,0-7,5 Hz), Alpha-Band (8,0-12,5 Hz), Beta-Band (13,0-30,0 Hz) und Gamma-Band (31,0-100,0 Hz) ermittelt. Die Analyse der EEG-Spontanktivität während des Gehens und während der Reaktionstestungen anhand der Frequenzbänder Theta, Alpha, Beta und Gamma erlaubt Rückschlüsse auf das psychophysiologische Aktivierungsniveau und damit zusammenhängend die Leistungsbereitschaft des kognitiven und motorischen Systems. Von besonderer Bedeutung ist hier der Alpha-Bereich (8-13 Hz) als Indikator eines

entspannten Wachzustands sowie die Mu-Aktivität (9-11 Hz) als Indikator motorischer Informationsverarbeitungsprozesse. Eine Aktivierung im Beta-Band (14-30 Hz) tritt bei einer kortikalen Aktivierung auf, die mit erhöhter Wachheit einhergeht. Der Theta-Bereich (4-7 Hz) indiziert internalisierte Aufmerksamkeits- und Arbeitsgedächtnisprozesse, wie sie etwa beim Lösen von komplexen Aufgaben erforderlich sind. Gamma-Aktivität (31-70 Hz) zeigt Prozesse der Informationsverarbeitung und synaptischen Reorganisation an. In der vorliegenden Studie wurden frequenz- und lokalisationsabhängige Parameter der elektrischen Aktivierung erhoben. In einem weiteren Schritt wurden mathematische 3D-Modellierungen der Gehirnaktivität mittels des Verfahrens sLORETA vorgenommen, die eine genaue Lokalisierung der Quellenaktivität des EEGs erlauben. Anhand dieser Lokalisierung ist es möglich, Aussagen über zugrundeliegende funktionelle neurophysiologische Prozesse zu treffen, die durch die Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern auftreten.

Die Daten der Reaktionszeittestung und der Fehlerquoten sowie die EEG-Daten während des Gehens und während der Reaktionszeittestung für die Power-Spektren jeweils im Theta-, Alpha-, Beta- und Gamma-Band wurden inferenzstatistischen Verfahren unterzogen. Für die Reaktionszeiten und Fehlerquoten sowie für die EEG-Daten während des Gehens wurden jeweils zweifaktorielle Varianzanalysen für die Faktoren Einlegesohle (Einlegesohle mit Kleinschen Feldern [KF], Einlegesohle ohne Kleinsche Felder [OKF], Kontrollbedingung ohne vorherige Intervention [K]) und Zeit (Abschnitte: Minute 1-5, Minute 6-10, Minute 11-15) mit Messwiederholung für beide Faktoren sowie Messwiederholung getrennt für die Power-Spektren im Theta-, Alpha-, Beta- und Gamma-Band mit anschließenden post-hoc *t*-Tests mit Bonferroni-Korrektur berechnet.

Die Effektstärke η^2 wurde jeweils für alle getesteten Faktoren ermittelt. Das statistische Signifikanzniveau wurde für alle Tests auf $p < 0,05$ festgelegt.

4. Ergebnisse

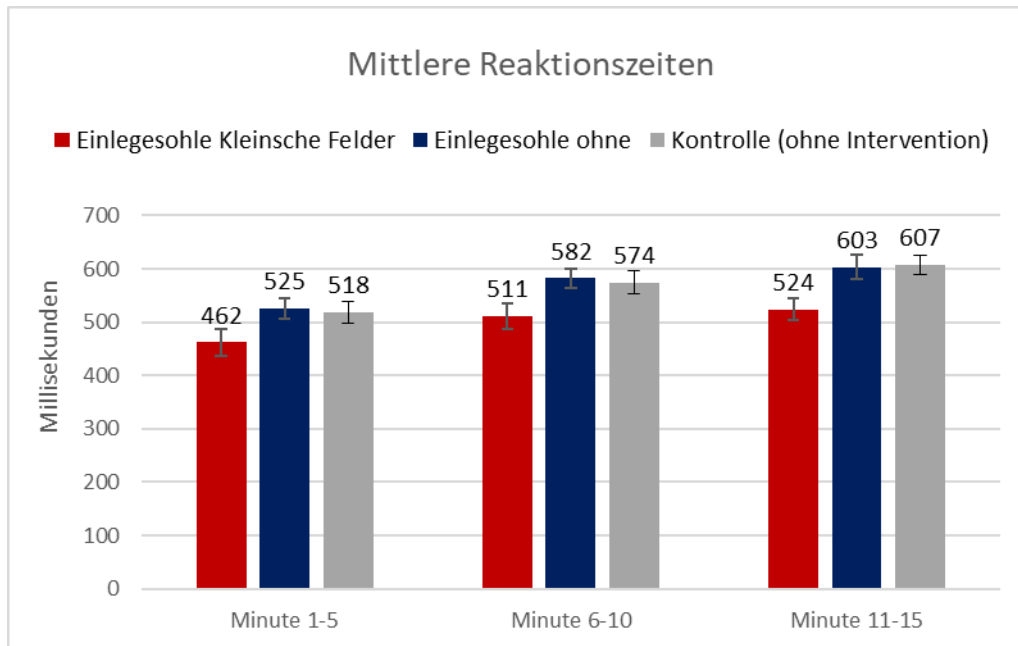
4.1 Reaktionsfähigkeit: Reaktionszeiten und Fehlerquoten

Die mittleren Reaktionszeiten und Fehlerquoten sind in Abbildung 3 A-B dargestellt. Die Ergebnisse zeigen im Mittel schnellere Reaktionszeiten und geringere Fehlerquoten bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern gegenüber den Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder sowie der Kontrollbedingung ohne vorherige Intervention. Ferner zeigen die Ergebnisse, dass die Reaktionszeiten und Fehler mit der Dauer zunehmen. Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern verbessern zu allen Testzeitpunkten die Reaktionsgeschwindigkeit und reduzieren zu allen Testzeitpunkten die Fehlerquote gegenüber den Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder und den Kontrollbedingungen.

Die statistische Analyse der Daten zur Reaktionszeit zeigt einen marginal signifikanten Effekt der Einlegesohle (KF/OKF/K), $F(3,54) = 2,31$, $p = 0,07$, $\eta^2 = 0,03$, einen signifikanten Effekt der Zeit, $F(3,54) = 3,68$, $p = 0,03$, $\eta^2 = 0,11$, sowie eine signifikante Interaktion von Einlegesohle (KF/OKF/K) und Zeit, $F(3,54) = 3,41$, $p = 0,03$, $\eta^2 = 0,12$. Die post-hoc Analyse für den Faktor Einlegesohle zeigt einen Unterschied bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern gegenüber der Testbedingung mit Anwendung der Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder ($p = 0,03$) sowie der Kontrollbedingung ohne vorherige Intervention ($p = 0,03$).

Die statistische Analyse der Daten der Fehlerquoten zeigt einen statistisch marginal signifikanten Effekt der Einlegesohle (KF/OKF/K) auf, $F(3,54) = 2,20$, $p = 0,08$, $\eta^2 = 0,02$, einen signifikanten Effekt der Zeit, $F(3,54) = 2,92$, $p = 0,04$, $\eta^2 = 0,10$, sowie eine signifikante Interaktion von Einlegesohle (KF/OKF/K) und Zeit, $F(3,54) = 2,94$, $p = 0,04$, $\eta^2 = 0,08$. Die post-hoc Analyse für den Faktor Einlegesohle zeigt einen Unterschied bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern gegenüber der Testbedingung mit Anwendung der Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder ($p = 0,04$) sowie der Kontrollbedingung ohne vorherige Intervention ($p = 0,04$).

A



B

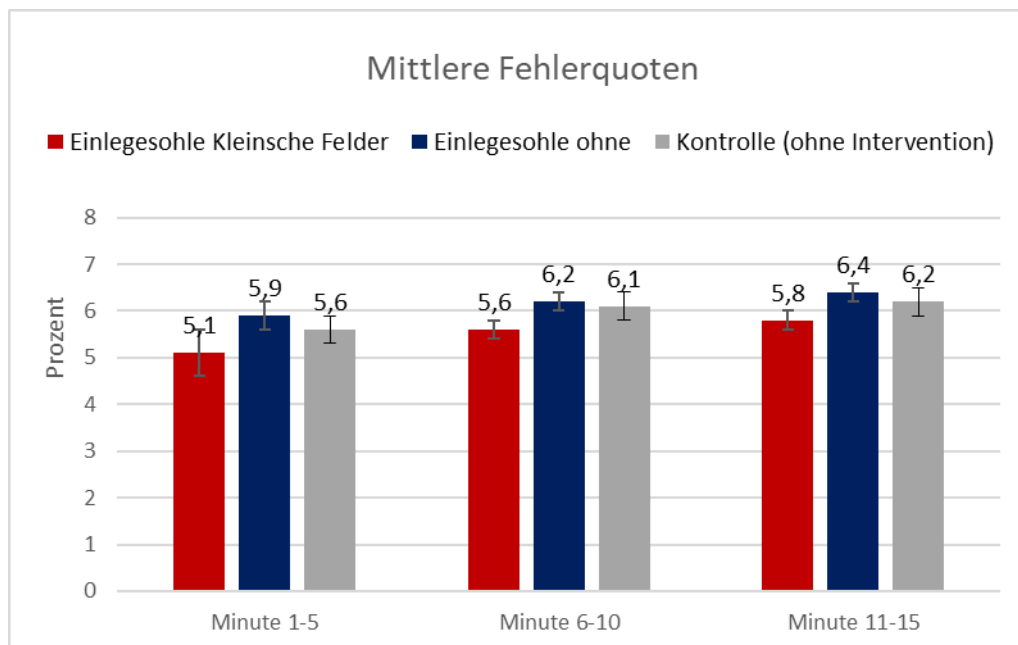


Abbildung 3 A-B: A Mittlere Reaktionszeiten im Vigilanztest. Die Ergebnisse zeigen schnellere Reaktionszeiten bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern gegenüber der Testbedingung Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder sowie der Kontrollbedingung ohne vorherige Intervention über alle Testzeitpunkte. B Mittlere Fehlerquoten im Vigilanztest. Die Ergebnisse zeigen geringere Fehlerquoten bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern gegenüber der Testbedingung Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder sowie der Kontrollbedingung ohne vorherige Intervention über alle Testzeitpunkte.

4.2 EEG-Aktivität während des Gehens auf den Einlegesohlen

Die Ergebnisse der EEG-Aktivität während des Gehens auf den Einlegesohlen sind in Abbildungen 4 bis 7 für die Frequenzbänder Theta, Alpha, Beta und Gamma dargestellt. In Abbildung 9 ist eine Darstellung der EEG-Quellenaktivierungen während des Gehens zu sehen. Die Analyse zeigt einen Unterschied für das Theta- und Alpha-Band in den frontalen und zentralen Arealen beim Gehen auf den Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern gegenüber der Einlegesohle ohne Kleinsche Felder. Die Aktivität im Beta-Band in den frontalen und zentralen Arealen ist bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern gegenüber der Einlegesohle ohne Kleinsche Felder über alle drei Testzeitpunkte reduziert. Die Analyse des Gamma-Bands zeigt keine Unterschiede während des Gehens auf den Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern gegenüber der Einlegesohle ohne Kleinsche Felder.

Die statistische Analyse für das Theta-Band zeigt einen signifikanten Effekt für den Faktor Einlegesohle (KF/OKF), $F(1,8) = 5,83$, $p = 0,03$, $\eta^2 = 0,12$, einen signifikanten Effekt der Zeit, $F(3,24) = 4,02$, $p = 0,02$, $\eta^2 = 0,14$, sowie eine signifikante Interaktion von Einlegesohle (KF/OKF) und Zeit, $F(3,24) = 3,68$, $p = 0,03$, $\eta^2 = 0,11$.

Die statistische Analyse für das Alpha-Band zeigt einen signifikanten Effekt für den Faktor Einlegesohle (KF/OKF), $F(1,8) = 5,68$, $p = 0,03$, $\eta^2 = 0,08$, einen signifikanten Effekt der Zeit, $F(3,24) = 3,85$, $p = 0,02$, $\eta^2 = 0,11$, sowie eine signifikante Interaktion von Einlegesohle (KF/OKF) und Zeit, $F(3,24) = 3,42$, $p = 0,03$, $\eta^2 = 0,09$.

Für das Beta-Band wird ebenfalls ein signifikanter Effekt für den Faktor Einlegesohle (KF/OKF) nachgewiesen, $F(1,8) = 5,46$, $p = 0,03$, $\eta^2 = 0,10$, sowie ein signifikanter Effekt der Zeit, $F(3,24) = 3,77$, $p = 0,02$, $\eta^2 = 0,14$, und eine signifikante Interaktion von Einlegesohle (KF/OKF) und Zeit, $F(3,24) = 3,36$, $p = 0,04$, $\eta^2 = 0,11$.

Die statistische Analyse für das Gamma-Band zeigt keine statistisch bedeutsamen Effekte für die Faktoren Einlegesohle (jeweils $p > 0,05$) und Zeit (jeweils $p > 0,05$).

Die Ergebnisse der EEG-Quellenlokalisierung zeigen eine stärkere Aktivierung in den frontalen und zentralen Gehirnarealen bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern gegenüber den Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder (jeweils $p < 0,05$) sowie der Kontrollbedingung ohne vorherige Intervention (jeweils $p < 0,05$).

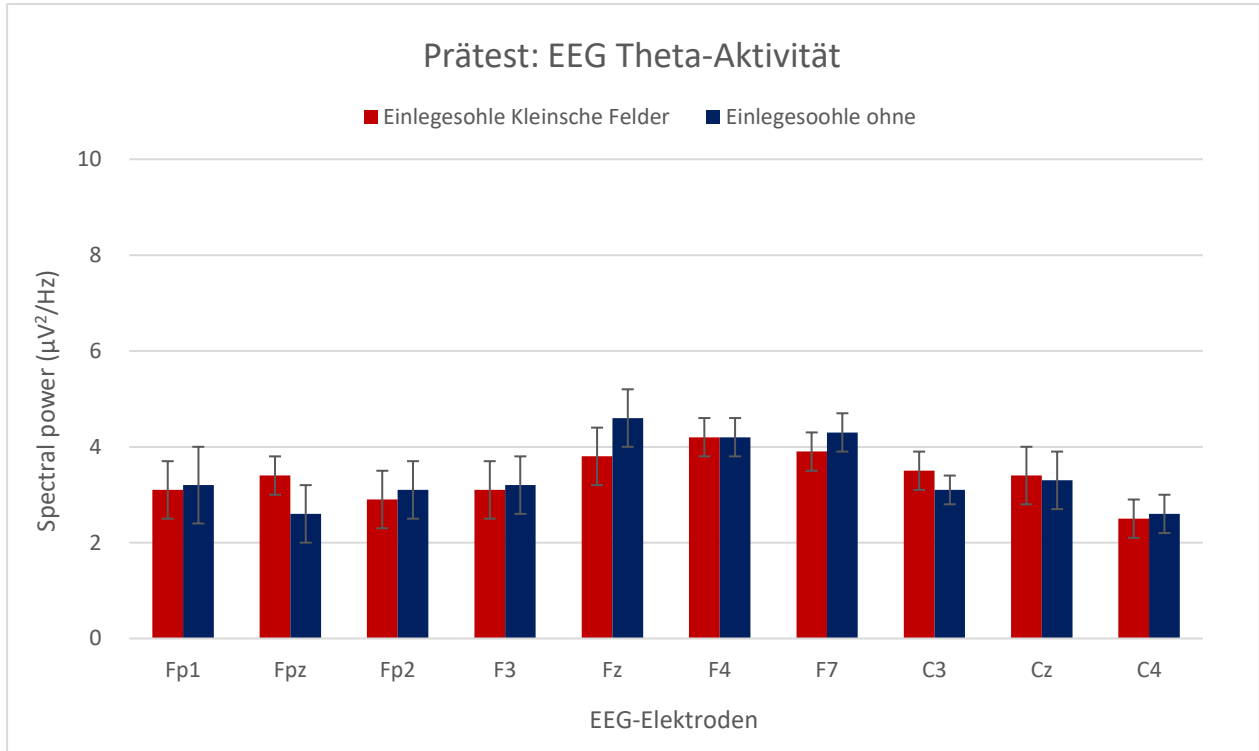
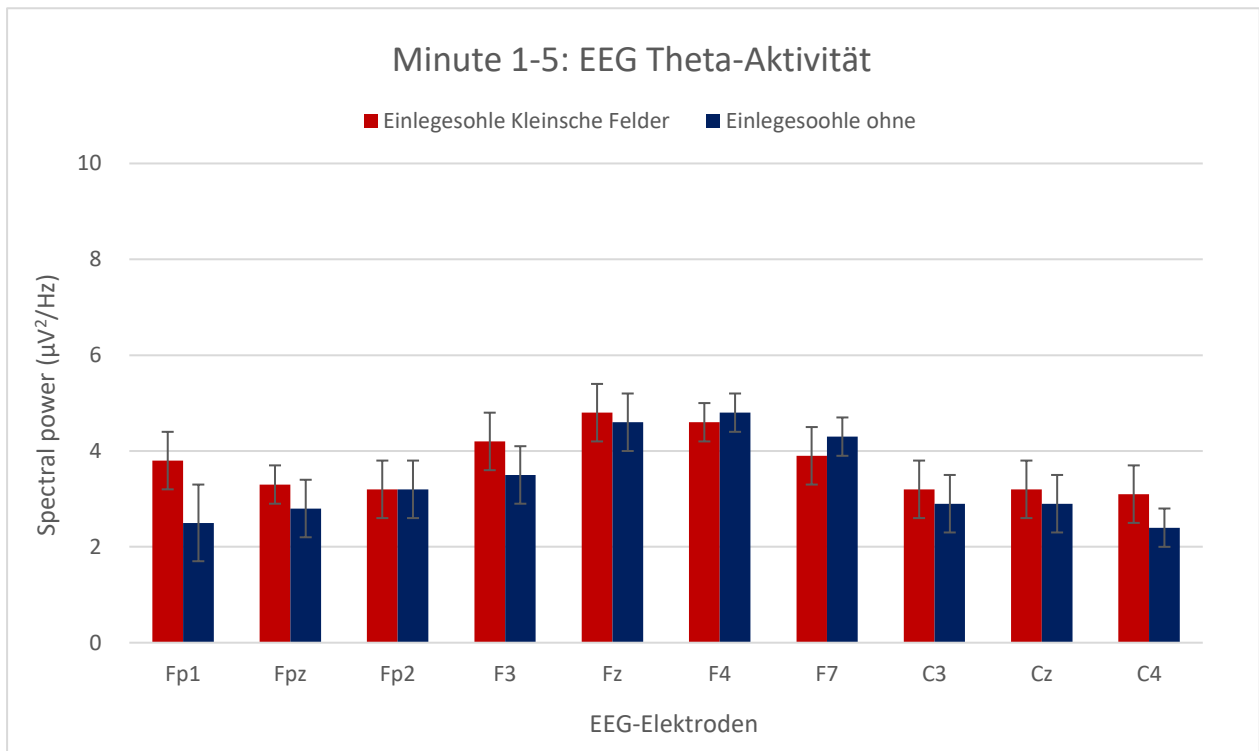
A**B**

Abbildung 4 A-B. EEG Theta-Aktivität bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern und ohne Kleinsche Felder an ausgewählten Elektroden des frontalen und zentralen Cortex. Die Ergebnisse zeigen keine statistisch bedeutsamen Unterschiede in der Theta-Aktivität **A** während des Prätests und **B** während des Gehens in Minute 1-5.

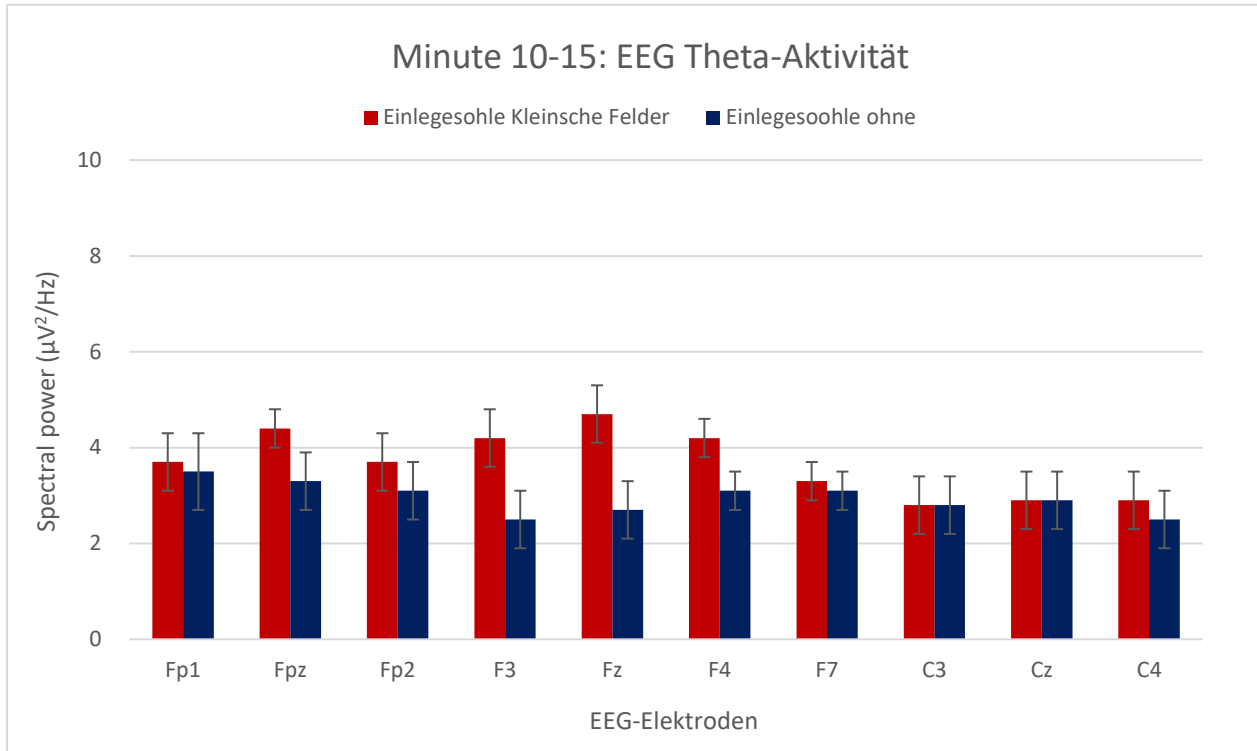
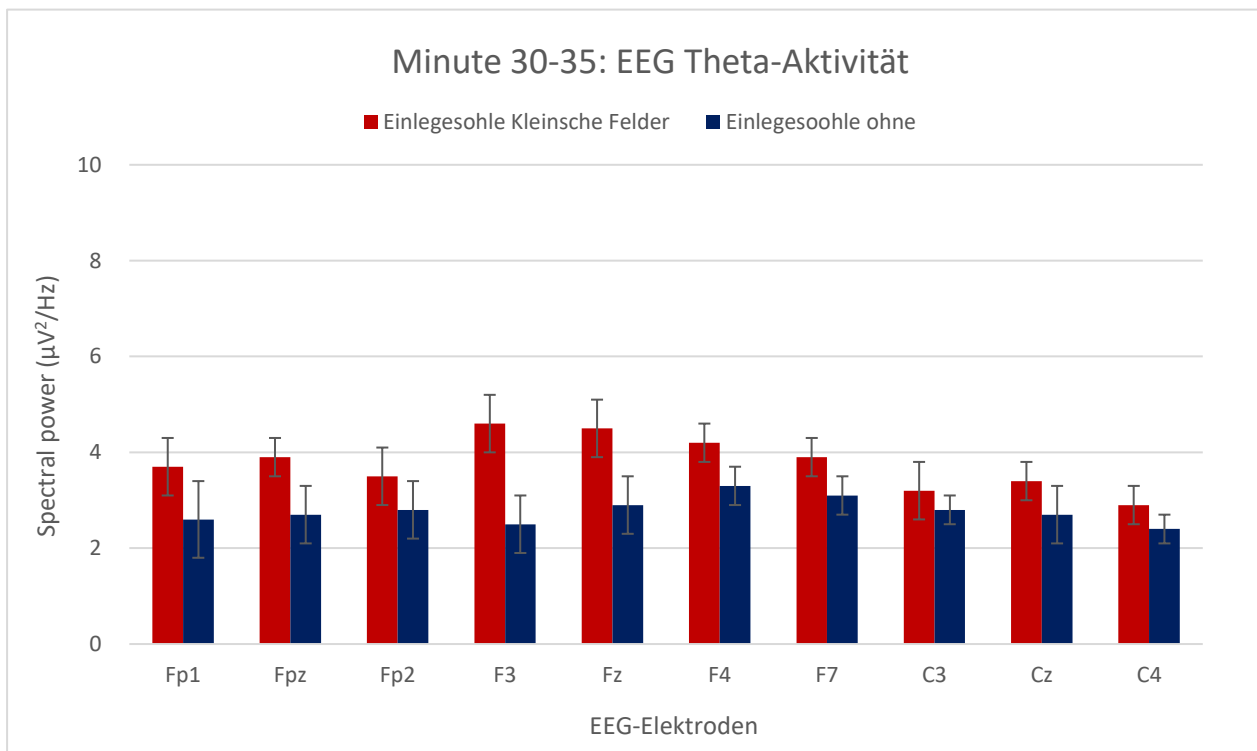
C**D**

Abbildung 4 C-D. EEG Theta-Aktivität bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern und Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder an ausgewählten Elektroden des frontalen und zentralen Cortex. Die Ergebnisse zeigen **C** statistisch bedeutsame Unterschiede an den Elektroden Fpz, F3, Fz und F4 in der Theta-Aktivität während des Gehens in Minute 10-15 **D** statistisch bedeutsame Unterschiede an den Elektroden Fpz, F3, Fz und F4 in der Theta-Aktivität während des Gehens in Minute 30-35.

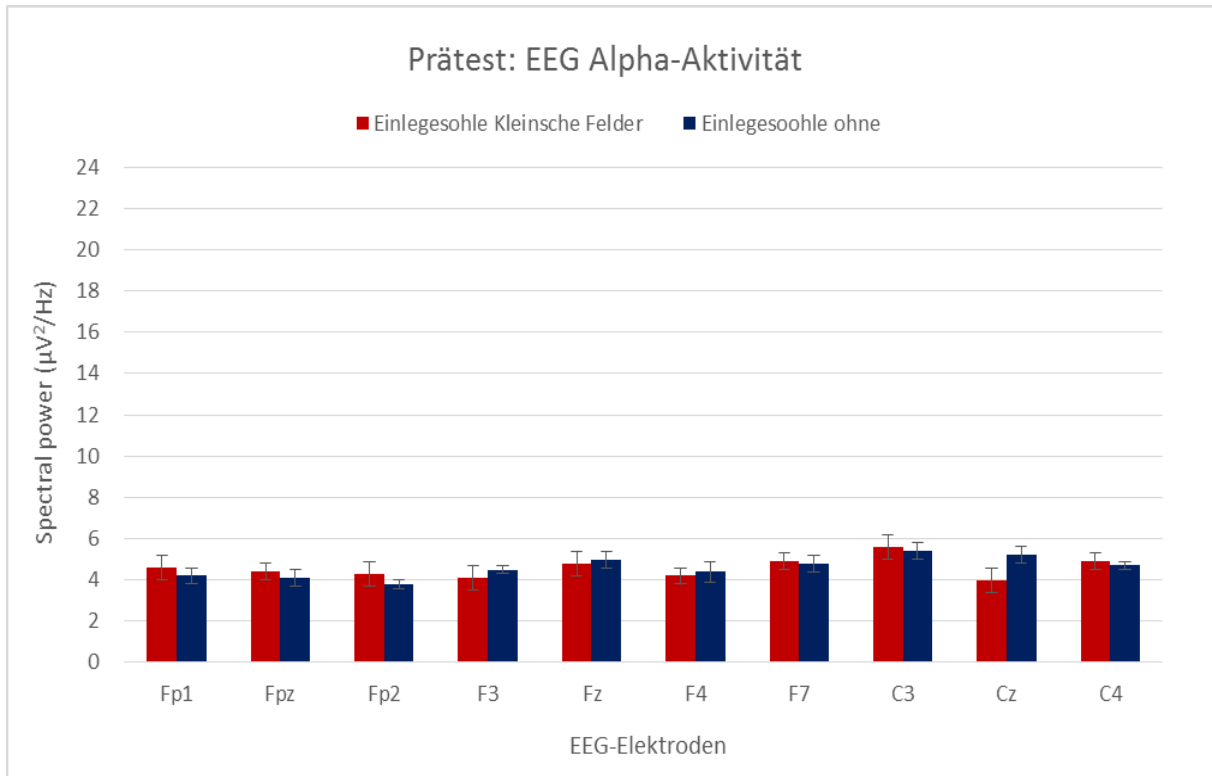
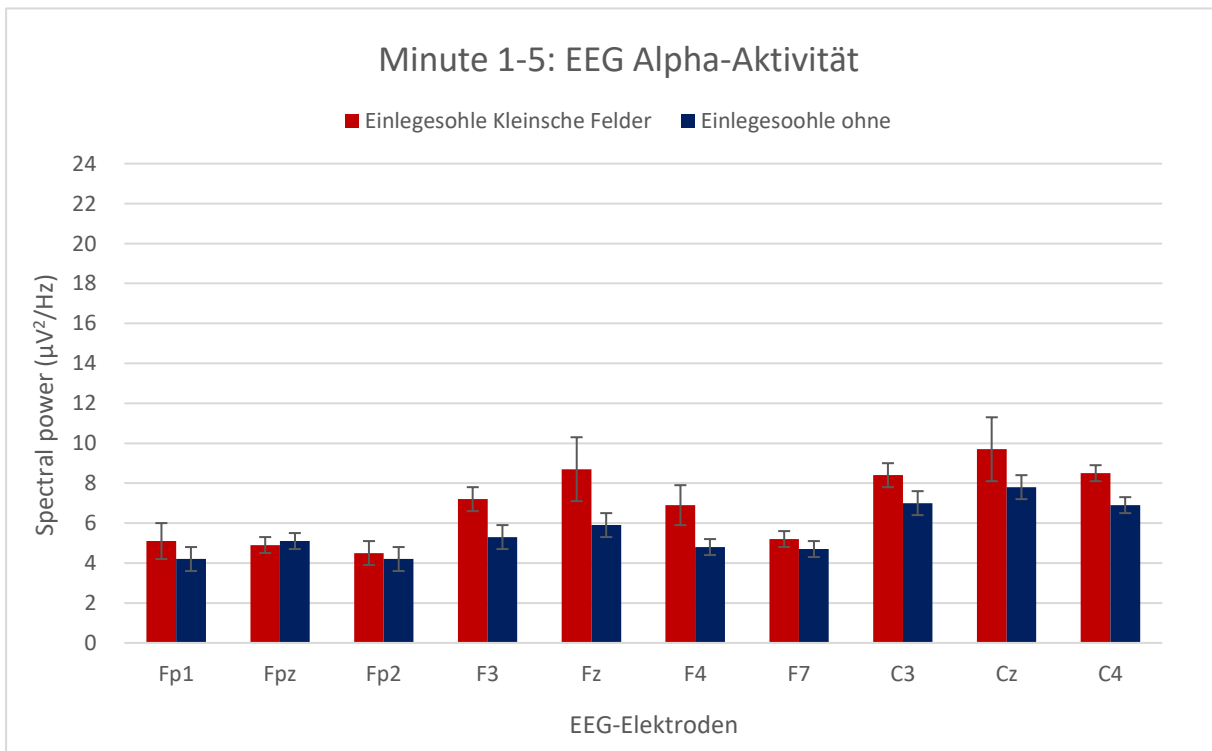
A**B**

Abbildung 5 A-B. EEG Alpha-Aktivität bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern und ohne Kleinsche Felder an ausgewählten Elektroden des frontalen und zentralen Cortex. Die Ergebnisse zeigen **A** keine Unterschiede in der Alpha-Aktivität während des Prätests **B** eine statistisch bedeutsame Zunahme der Alpha-Aktivität an den Elektroden F3, Fz, F4 sowie C3, Cz und C4 während des Gehens auf den Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern gegenüber Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder in Minute 1-5.

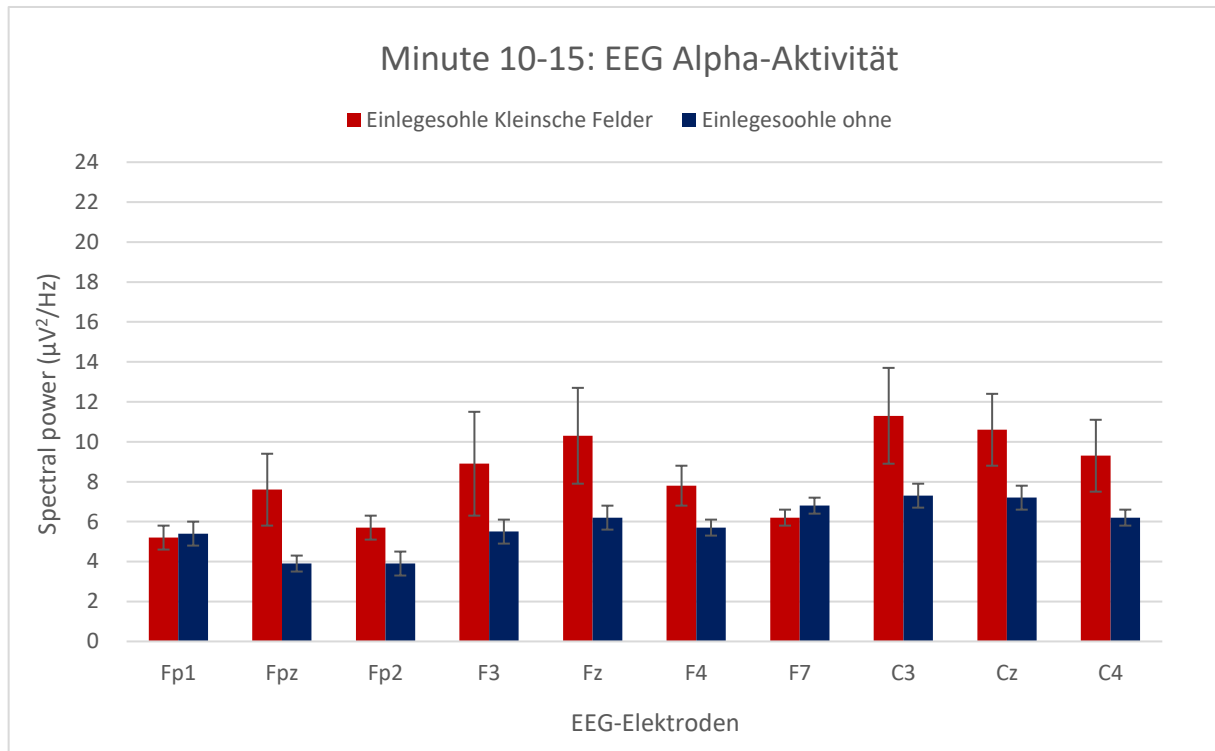
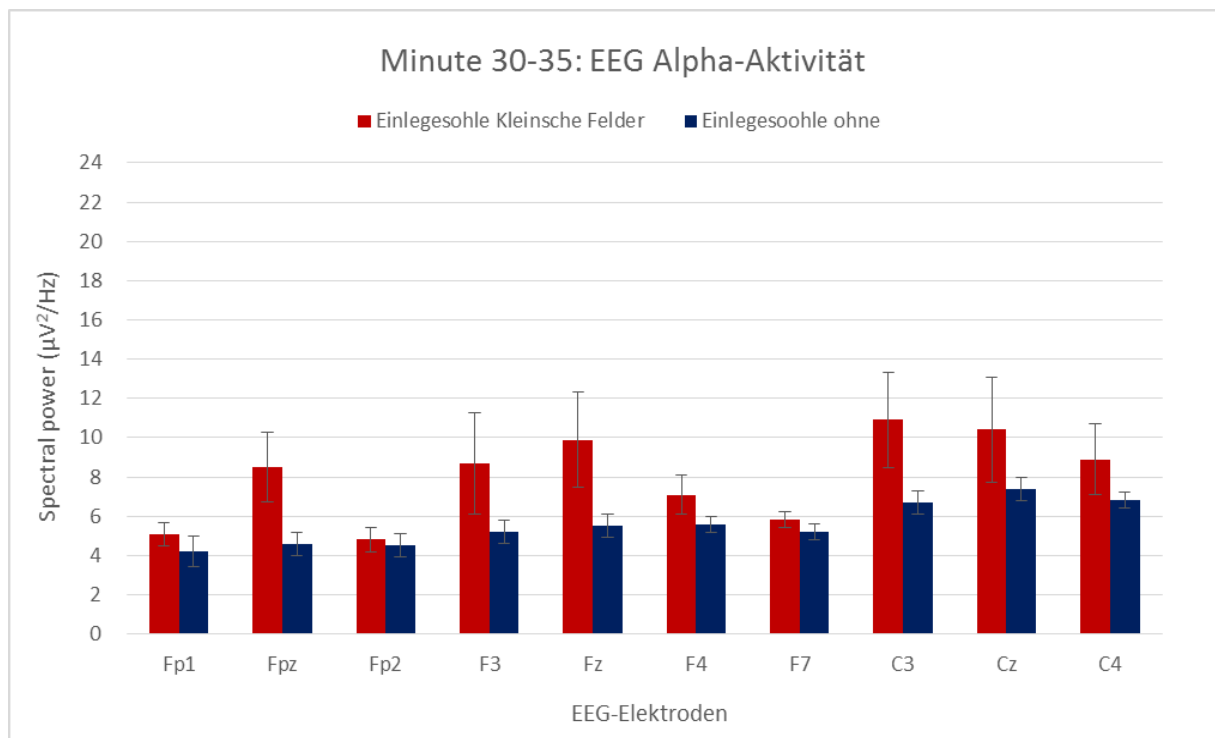
C**D**

Abbildung 5 C-D. EEG Alpha-Aktivität bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern und Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder an ausgewählten Elektroden des frontalen und zentralen Cortex. Die Ergebnisse zeigen stärkere Aktivierungen in der Alpha-Aktivität bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern **C** an den Elektroden Fpz, Fp2, F3, Fz, F4, F7 sowie C3, Cz und C4 während des Gehens in Minute 10-15 **D** an den Elektroden Fpz, F3, Fz, F4 sowie C3, Cz und C4 während des Gehens in Minute 30-35.

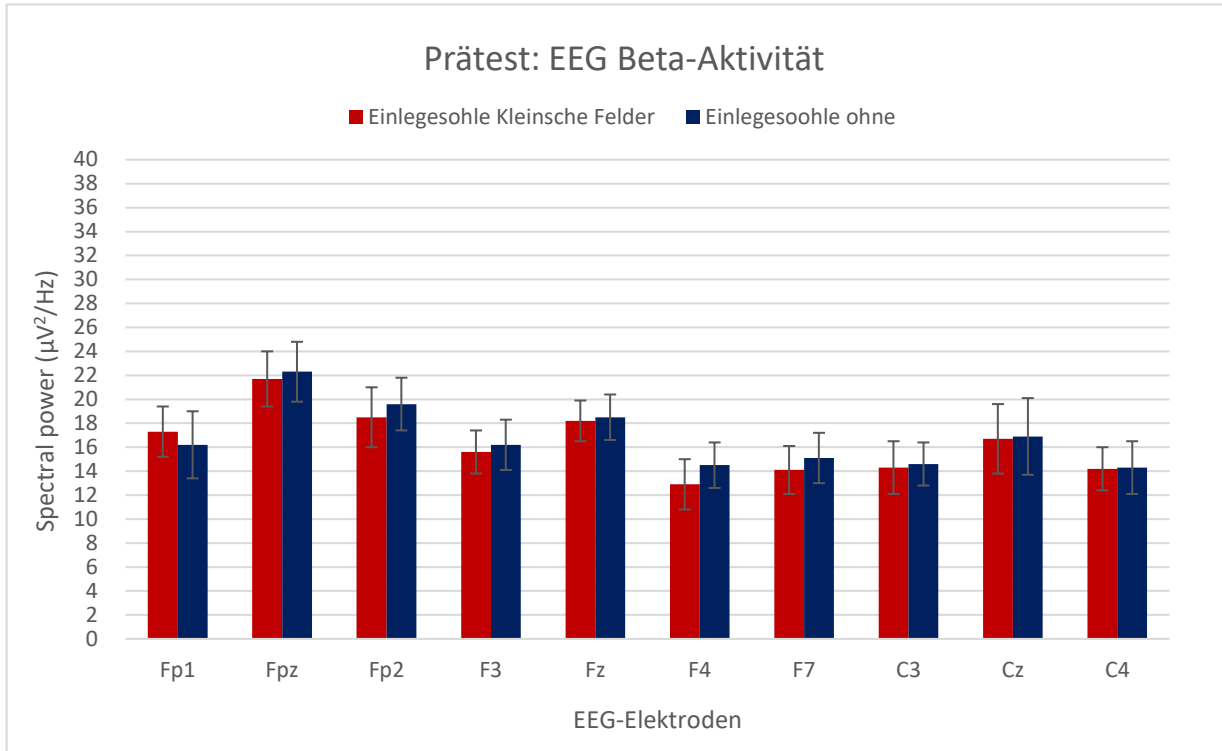
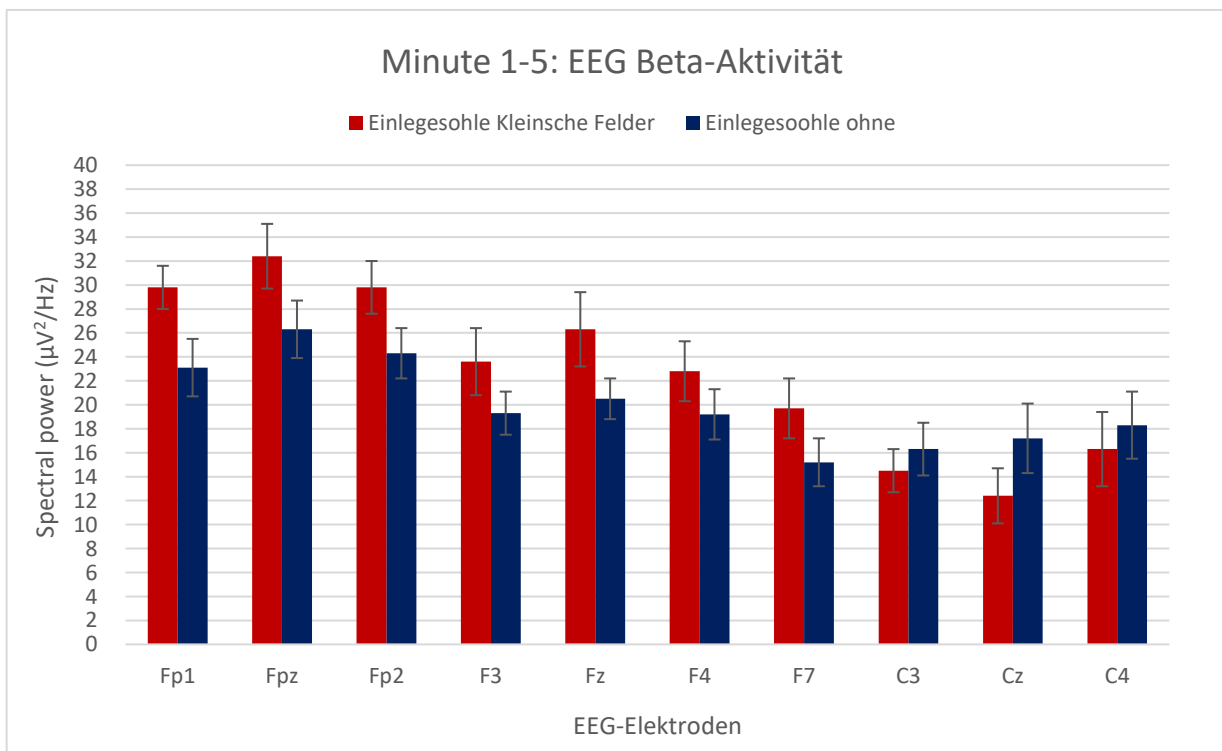
A**B**

Abbildung 6 A-B. EEG Beta-Aktivität bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern und ohne Kleinsche Felder an ausgewählten Elektroden des frontalen und zentralen Cortex. Die Ergebnisse zeigen keine Unterschiede in der Beta-Aktivität **A** während des Prätests **B** eine Zunahme der Beta-Aktivität an den Elektroden Fp1, Fpz, Fp2, Fz sowie Abnahme der Beta-Aktivität an der Elektrode Cz während des Gehens in Minute 1-5.

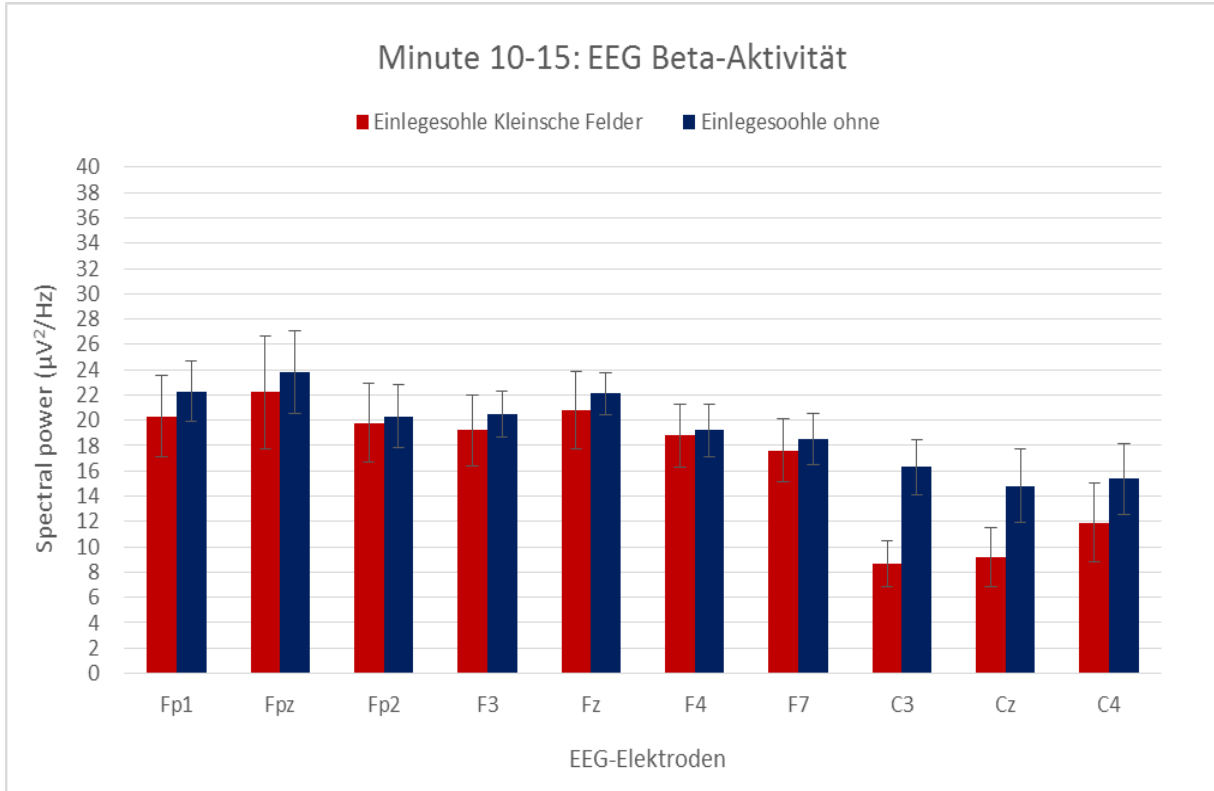
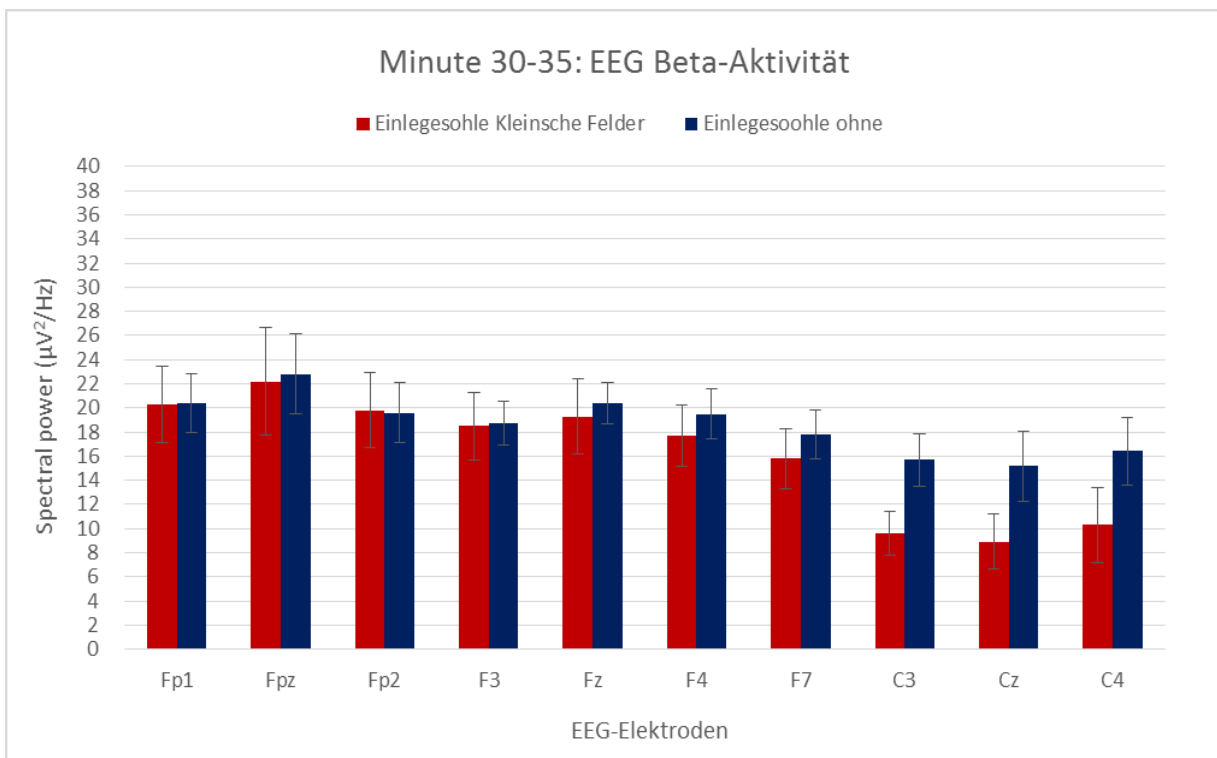
C**D**

Abbildung 6 C-D. EEG Beta-Aktivität bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern und Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder an ausgewählten Elektroden des frontalen und zentralen Cortex. Die Ergebnisse zeigen statistisch bedeutsame Unterschiede in der Beta-Aktivität **C** während des Gehens in Minute 10-15 an den Elektroden C3, Cz und C4 **D** während des Gehens in Minute 30-35 an den Elektroden C3, Cz und C4.

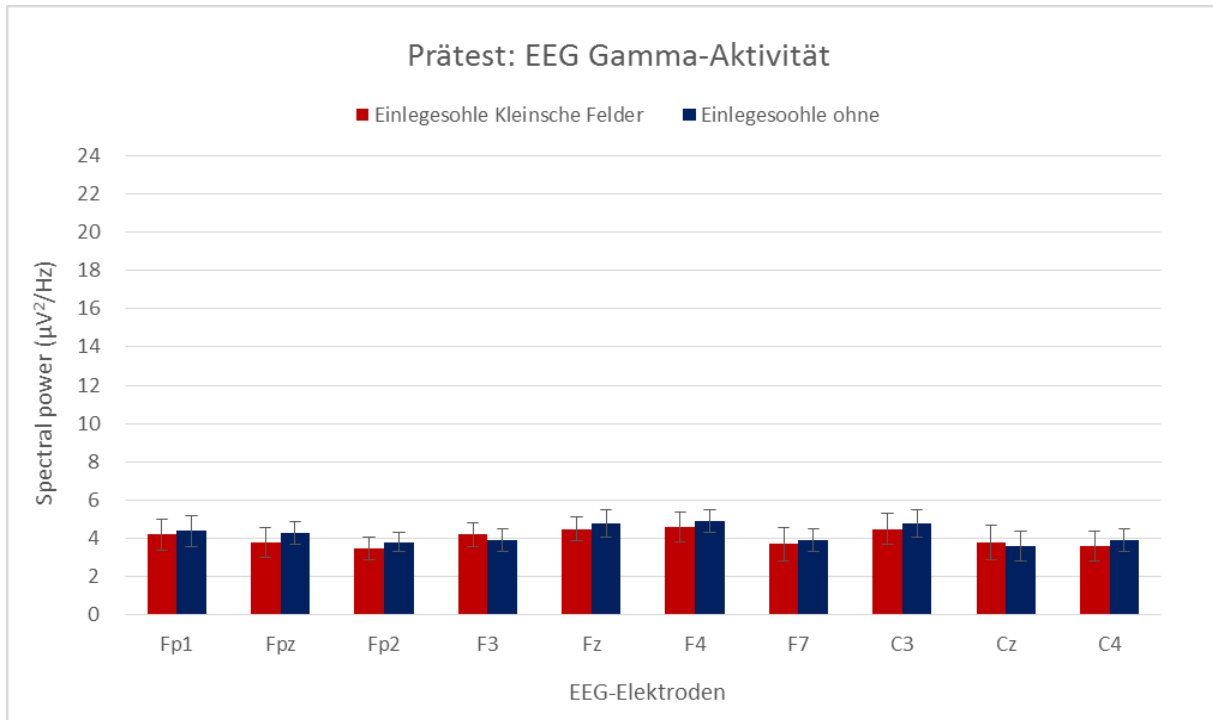
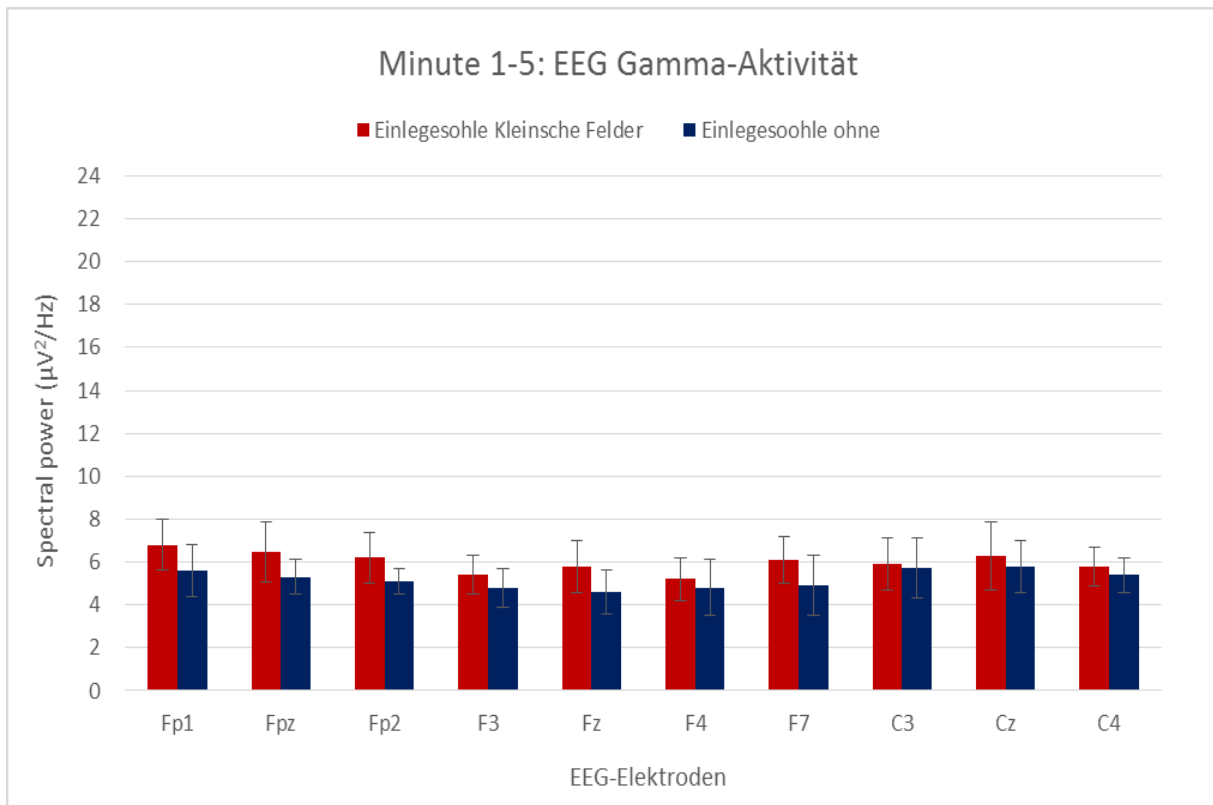
A**B**

Abbildung 7 A-B. EEG Gamma-Aktivität bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern und ohne Kleinsche Felder an ausgewählten Elektroden des frontalen und zentralen Cortex. Die Ergebnisse zeigen keine statistisch bedeutsamen Unterschiede in der Gamma-Aktivität **A** während des Prätests **B** während des Gehens in Minute 1-5.

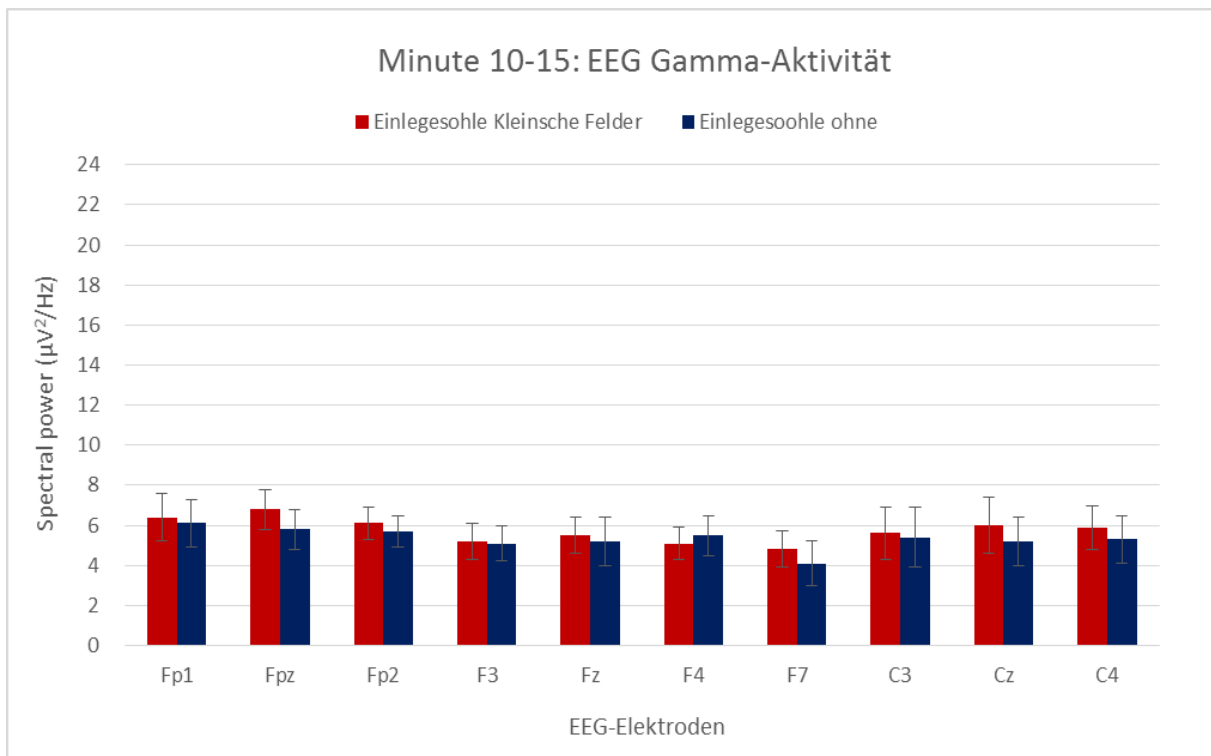
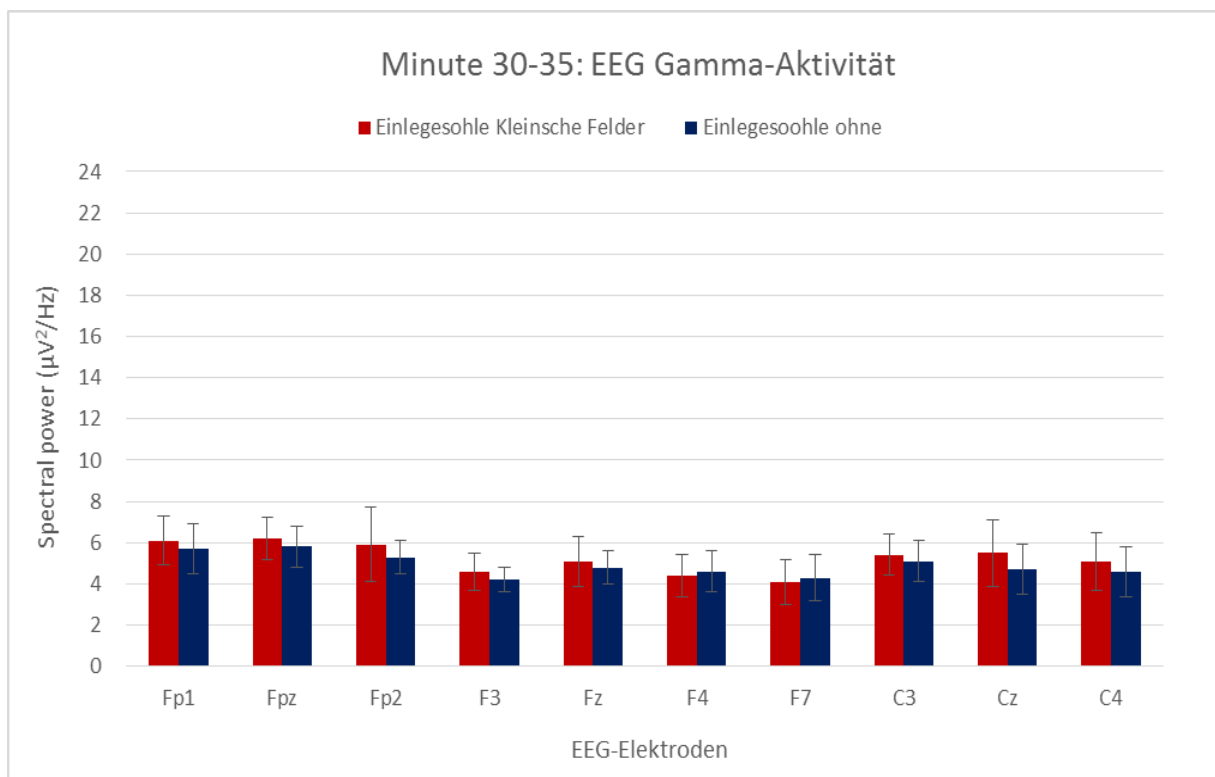
C**D**

Abbildung 7 C-D. EEG Gamma-Aktivität bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern und Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder an ausgewählten Elektroden des frontalen und zentralen Cortex. Die Ergebnisse zeigen keine statistisch bedeutsamen Unterschiede in der Gamma-Aktivität **C** während des Gehens in Minute 10-15 **D** während des Gehens in Minute 30-35.

4.3 EEG-Aktivität während der Testung der Reaktionsfähigkeit

Die Ergebnisse der EEG-Aktivität während der Erfassung der Reaktionsfähigkeit sind in Abbildungen 8 A-D für die Frequenzbänder Theta, Alpha, Beta und Gamma dargestellt. Die Ergebnisse zeigen eine stärkere Alpha-Aktivität in den frontalen und zentralen Gehirnarealen bei der Vigilanztestung bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern gegenüber der Testbedingung Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder und der Kontrollbedingung ohne vorherige Intervention. Die EEG-Beta Aktivität ist bei Anwendung der Kleinschen Felder gegenüber der Testbedingung Einlegesohle ohne Kleinsche Felder sowie der Kontrollbedingung ohne vorherige Intervention reduziert. Die EEG Theta-Aktivität und Gamma-Aktivität weist während der Reaktionstestung jeweils keine signifikanten Unterschiede bei einem Vergleich der drei getesteten Bedingungen auf.

Die statistische Analyse für die Alpha-Aktivität zeigt einen signifikanten Effekt der Einlegesohle (KF/OKF/K) auf, $F(3,54) = 3,52$, $p = 0,03$, $\eta^2 = 0,10$, einen signifikanten Effekt der Zeit, $F(3,54) = 3,29$, $p = 0,04$, $\eta^2 = 0,08$, sowie eine signifikante Interaktion von Einlegesohle (KF/OKF/K) und Zeit, $F(3,54) = 3,06$, $p = 0,04$, $\eta^2 = 0,08$. Die post-hoc Analyse für den Faktor Einlegesohle zeigt einen Unterschied bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern gegenüber der Testbedingung mit Anwendung der Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder ($p = 0,04$) sowie der Kontrollbedingung ohne vorherige Intervention ($p = 0,03$).

Die statistische Analyse für die Beta-Aktivität zeigt einen signifikanten Effekt der Einlegesohle (KF/OKF/K) auf, $F(3,54) = 2,88$, $p = 0,04$, $\eta^2 = 0,06$, einen signifikanten Effekt der Zeit, $F(3,54) = 2,95$, $p = 0,04$, $\eta^2 = 0,04$, sowie eine signifikante Interaktion von Einlegesohle (KF/OKF/K) und Zeit, $F(3,54) = 2,83$, $p = 0,04$, $\eta^2 = 0,05$. Die post-hoc Analyse für die Reaktionszeit zeigt eine Reduktion der Beta-Aktivität bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern gegenüber der Testbedingung Anwendung der Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder ($p = 0,04$) sowie der Kontrollbedingung ohne vorherige Intervention ($p = 0,04$).

Die statistischen Analysen für die Theta- und Gamma-Aktivität zeigen keine signifikanten Effekte der Einlegesohle (KF/OKF/K) und der Zeit auf, die Interaktion von Einlegesohle (KF/OKF/K) und Zeit wird nicht signifikant (jeweils $p > 0,05$).

Die Ergebnisse der EEG-Quellenlokalisierung (siehe Abb. 9) belegen eine stärkere Aktivierung in den frontalen und zentralen Gehirnarealen während der Testung der Reaktionsfähigkeit bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern gegenüber den Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder (jeweils $p < 0,05$) sowie der Kontrollbedingung ohne vorherige Intervention (jeweils $p < 0,05$).

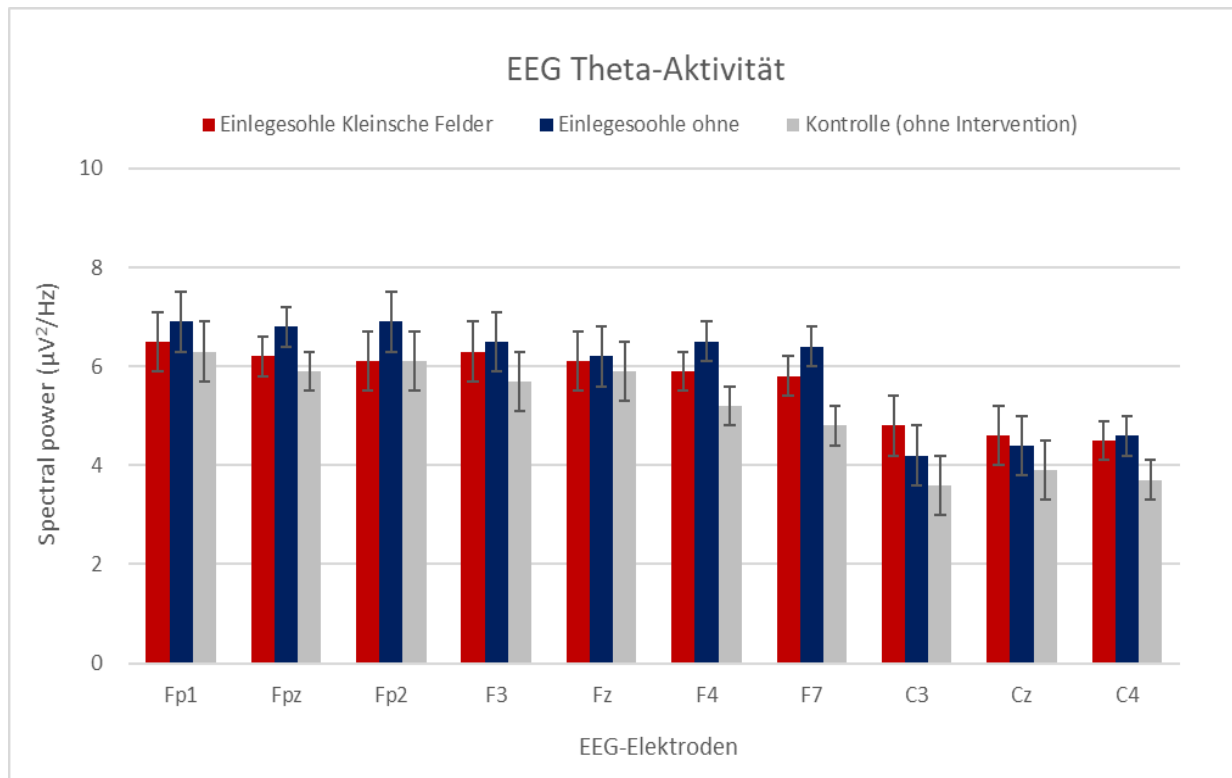
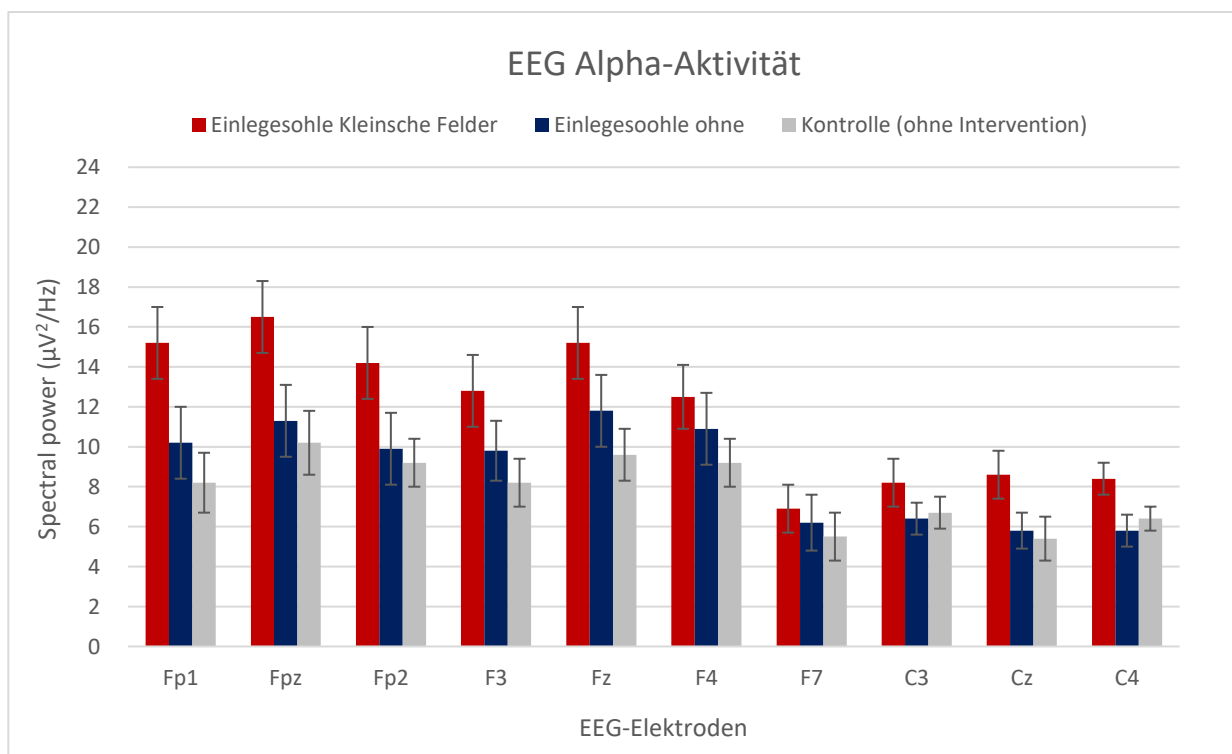
A**B**

Abbildung 8 A-B. EEG-Aktivität während des Vigilanztests bei Anwendung der Einlegesohlen an ausgewählten Elektroden des frontalen und zentralen Cortex. Die Ergebnisse zeigen **A** keine statistisch bedeutsamen Unterschiede in der EEG Theta- Aktivität in allen drei Testbedingungen. **B** eine insgesamt stärkere Alpha-Aktivität bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern gegenüber der Testbedingung Einlegesohle ohne Kleinsche Felder sowie der Kontrollbedingung ohne vorherige Intervention.

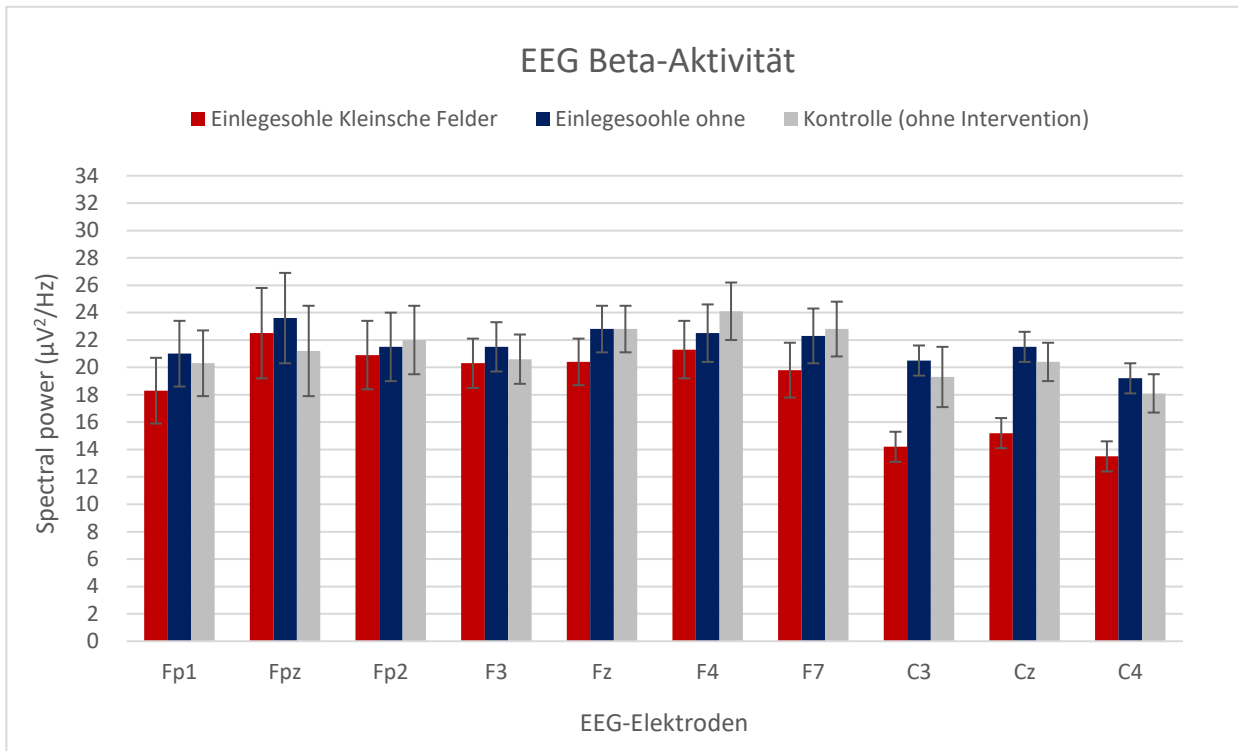
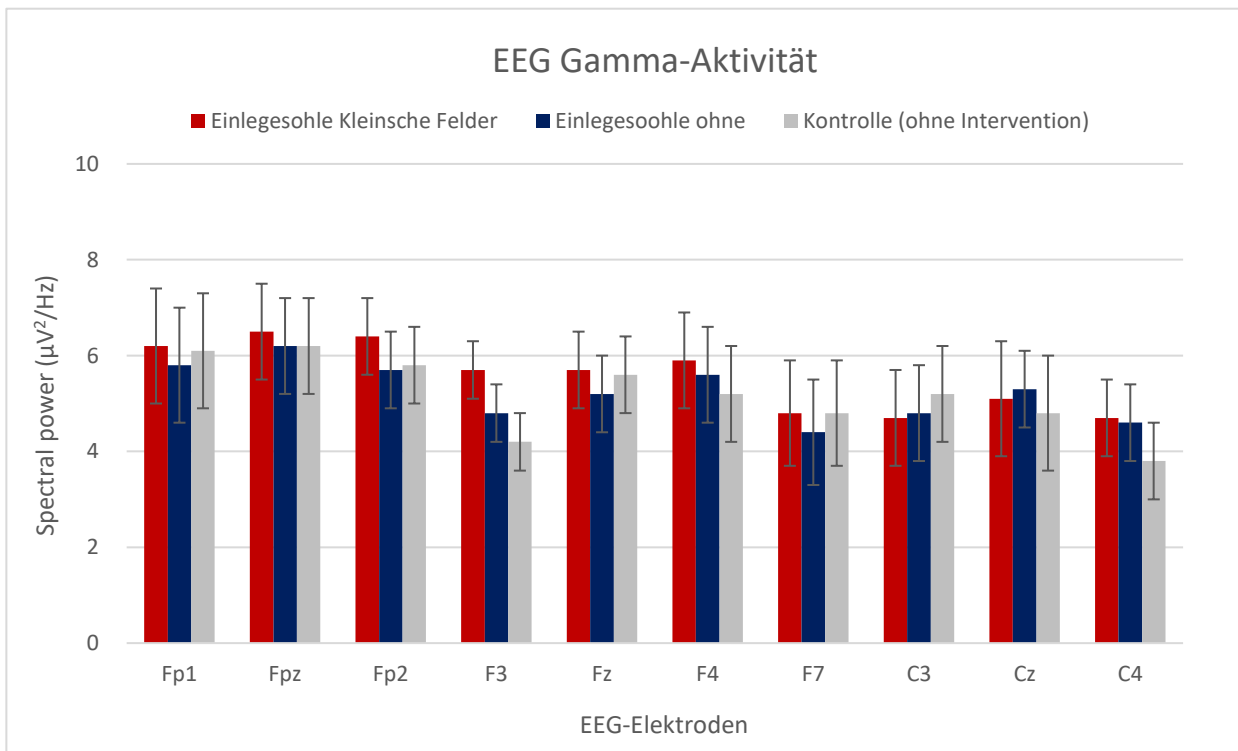
C**D**

Abbildung 8 C-D. EEG-Aktivität während des Vigilanztests bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern an ausgewählten Elektroden des frontalen und zentralen Cortex. Die Ergebnisse zeigen **C** einen Rückgang in der EEG Beta-Aktivität an den Elektroden C3, Cz, C4 (motorischer Cortex) in den Testbedingungen Einlegesohle ohne Kleinsche Felder gegenüber der Kontrollbedingung ohne vorherige Intervention sowie der Testbedingung Einlegesohle mit Kleinschen Feldern. **D** Keine statistisch bedeutsamen Unterschiede in der EEG Gamma-Aktivität in allen drei Testbedingungen.

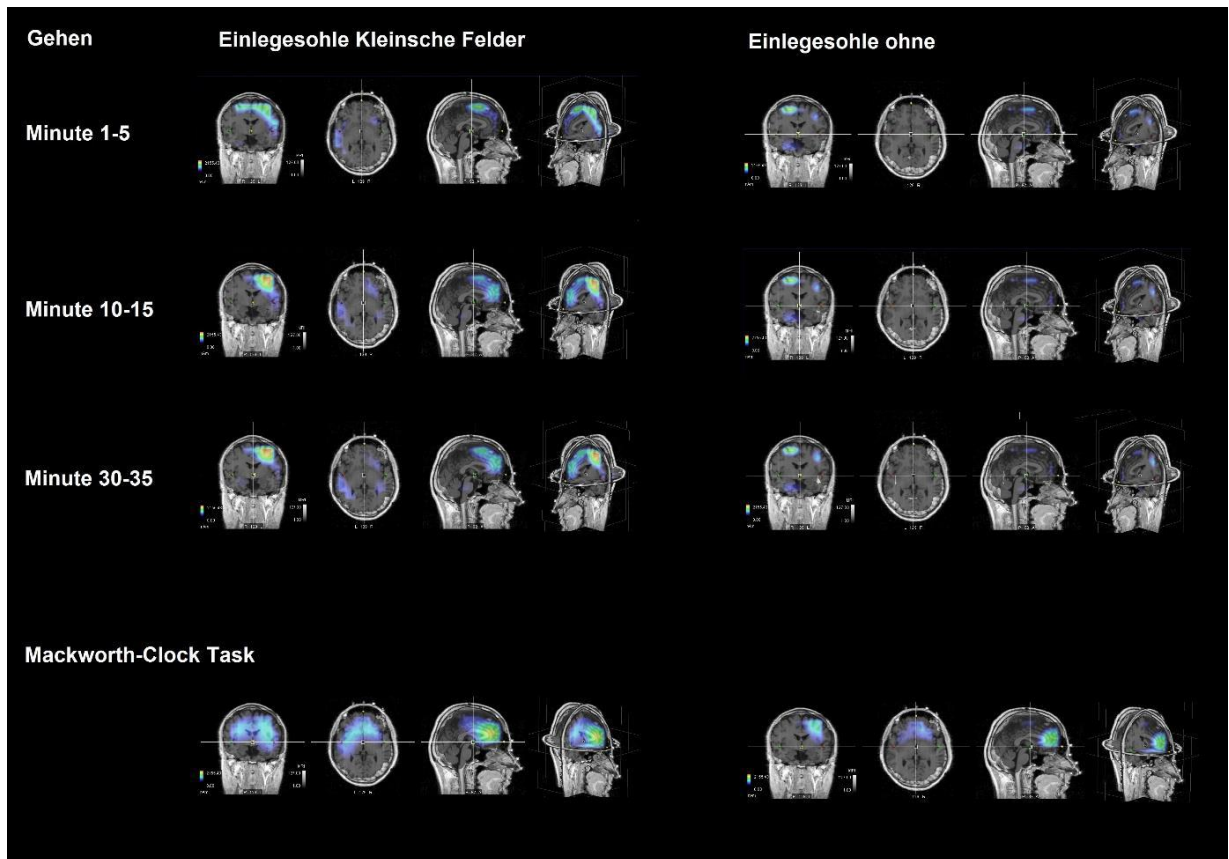


Abbildung 9. EEG-Quellenaktivierung während des Gehens und während des Vigilanztests bei Anwendung der Einlegesohlen. Bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern ist eine stärkere Aktivierung in den frontalen und zentralen Arealen während des Gehens und bei der Durchführung des Mackworth-Clock Tests zu beobachten.

5. Diskussion der Ergebnisse

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie belegen eine Wirkung der Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern auf die elektrische Gehirnaktivität, gemessen über das EEG während des Gehens sowie auf die Konzentrations- und Reaktionsfähigkeit. Die Ergebnisse des Vigilanztests zeigen schnellere Reaktionszeiten und geringere Fehlerquoten bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern gegenüber der Testbedingung Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder sowie der Kontrollbedingung ohne vorheriges Gehen. Die Analyse der EEG-Daten liefert Hinweise für die zugrundeliegenden neurophysiologischen Mechanismen, die vermutlich zu einer Verbesserung der Konzentrations- und Reaktionsfähigkeit bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern beitragen. Während des Gehens auf den Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern war über alle drei Testzeitpunkte eine Zunahme der EEG Alpha-Aktivität, in Minute 10-15 und 30-35 zusätzlich eine Zunahme der Theta-Aktivität gegenüber der Testbedingung Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder zu beobachten. Die EEG-Alpha Aktivität war auch während der Testung der Reaktionszeiten im frontalen Cortex sowie in den motorischen Arealen stärker ausgeprägt als in der Testbedingung Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder.

Die Ergebnisse der EEG-Quellenlokalisierung zeigen bei Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern beim Gehen eine stärkere Theta- und Alpha-Aktivierung (8-12.5 Hz) in den frontalen und zentralen Arealen im Gehirn. Während des Gehens ist die Alpha-Aktivität in den motorischen Arealen stärker ausgeprägt als in der Testbedingung mit Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder. Es ist ferner eine Zunahme der Theta- und Alpha-Aktivierung im Gehirn beim Tragen der Einlegesohlen mit den Kleinschen Feldern zu beobachten, die in Minute 10-15 und Minute 30-35 am stärksten ausgeprägt ist.

Die Ergebnisse der vorliegenden Messungen indizieren eine positive Wirkung der Applikation der Kleinschen Felder in Einlegesohlen auf die motorische Leistungsfähigkeit und die damit zusammenhängende Reaktionsfähigkeit des motorischen Systems. Die Reaktionszeiten und Fehlerquoten der Testung im Stehen und Gehen spiegeln als so genannte Verhaltensdaten eine verbesserte Leistungsbereitschaft des motorischen Systems durch die Anwendung der Kleinschen Felder in Einlegesohlen wider, was sich anhand der Aktivierungsmuster im Gehirn in den neurophysiologischen Daten zeigt. Während der Testung im Gehen tritt nach einigen Minuten eine Alpha-Aktivierung in den frontalen und zentralen Regionen auf. Die zentralen Gehirnregionen werden mit motorischer Planung und Steuerung in Zusammenhang gebracht. Wissenschaftliche Studien konnten bereits zeigen, dass eine Aktivierung der motorischen Regionen im Alpha-Band bzw. Mu-Band mit einer verbesserten motorischen Reaktionsbereitschaft einhergeht. Während des Gehens auf den Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern kommt es im Unterschied zum Gehen auf Einlegesohlen ohne Kleinsche Felder zu

einer stärkeren Alpha-Aktivierung der zentralen Gehirnregionen, die mit motorischer Planung und Informationsverarbeitung assoziiert sind, was einen Erklärungsansatz für die schnelleren Reaktionszeiten und geringeren Fehlerquoten liefert. Die Alpha-Aktivierung ist in den Abschnitten Minute 10-15 sowie Minute 30-35 am stärksten, was darauf hindeutet, dass der Effekt der Aktivierung des motorischen Systems durch die Einlegesohlen mit den Kleinschen Feldern durch das Gehen gegenüber dem Stehen auf den Einlegesohlen verstärkt werden kann.

Die gefundenen Ergebnisse werfen die Frage nach dem zugrundeliegenden Wirkmechanismus der Veränderung der Gehirnaktivität sowie einer Verbesserung der Konzentrations- und Reaktionsfähigkeit auf.

Ein erster Erklärungsansatz thematisiert, dass die applizierten Magnetfelder in den Einlegesohlen einen direkten Einfluss auf die Gehirnaktivität ausüben. In einer Studie zur Wirkung externer Magnetfelder auf die Gehirnaktivität konnte dies bereits gezeigt werden (Wang et al., 2019). In zahlreichen Studien zur Wirkung von transkranieller Magnetstimulation wird aufgezeigt, wie eine gezielte Applikation von Magnetfeldern in spezifischen Gehirnregionen frequenzspezifische Veränderungen hervorrufen kann (für einen Überblick siehe Hallett, 2007). Unter anderem konnte eine Anregung motorischer Potenziale bei Stimulation der primärmotorischen Areale erzeugt werden (Saisänen et al., 2008). Als Erklärungsansatz, wie eine Magnetstimulation, die nicht direkt an der Kopfoberfläche erfolgt, sondern an den Fußsohlen ansetzt, auf das Gehirn wirken kann, werden Studien aufgeführt, die eine Anregung der Gehirnaktivität durch psychophysiologische Veränderungen auf der Haut oder in der Durchblutung, die weit unterhalb der Bewusstseinschwelle liegen können, untersucht. So konnte beispielsweise gezeigt werden, dass Veränderungen auf der Haut, z. B. eine Veränderung der elektrodermalen Aktivität, im Gehirn verarbeitet werden (Critchley, 2002).

Ein zweiter Erklärungsansatz diskutiert eine Anregung über die Sensorik, d.h. die Probanden spüren eine Veränderung an den Fußsohlen, Füßen oder Beinen durch Tragen der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern, wie dies von einigen Studienteilnehmern berichtet wurde. Diese Veränderung kann auch unterhalb der bewussten sensorischen Wahrnehmungsschwelle liegen und im Gehirn verarbeitet werden.

Die oben genannten Erklärungsansätze erfordern für eine Bestätigung die Untersuchung weiterer Parameter und müssen experimentell in weiteren Studien überprüft werden, um validiert zu werden. Anhand der vorliegenden Daten steht eine Beantwortung des exakten Wirkmechanismus derzeit noch aus.

Die vorliegenden Ergebnisse haben wichtige Implikationen für folgende Anwendungsgebiete der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern:

1. Verbesserung der Leistungsfähigkeit, Konzentrationsfähigkeit und Reaktionsfähigkeit des motorischen Systems bei Sportlern im Leistungs- und Breitensport
2. Wellness, Stressabbau, Entspannung: Alpha-Aktivität im Gehirn ist u.a. ein Indikator für Entspannung. Da eine großflächige Alpha-Aktivierung des Gehirns wie in der vorliegenden Studie während des Gehens auf den Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern auftritt, könnten die Einlegesohlen auch während längerer Geh- oder Laufstrecken als Hilfsmittel eingesetzt werden, um einen stressreduzierenden Effekt und eine effizientere Regeneration zu erzielen. Eine verbesserte Alpha-Aktivierung im Gehirn bestätigt und erweitert zudem vorhergehende Studienergebnisse zur positiven Wirkung der Anwendung der Kleinschen Felder auf das Immunsystem und die Durchblutung, da es Zusammenhänge zwischen einer verbesserten Alpha-Aktivierung im Gehirn und der Regulation durch die Hypothalamus-Hypophysen-Nebennierenrinden-Achse gibt, die wiederum Einfluss auf das Immunsystem, kardiovaskuläre System und die Vasokonstriktion hat.
3. Therapie: Bei Patienten mit Störungen des Gangbildes und weiteren Erkrankungsbildern, bei denen der Neurotransmitterhaushalt des Gehirns (Frontalcortex, subthalamische Regionen) in Dysbalance ist, kann die Anwendung der Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern therapeutisch begleitend genutzt werden. Eine äußerst relevante Fragestellung der Therapiekontrolle und Entwicklung von maßgeschneiderten Interventionen bei Störungen des Gangbildes ist, auf welche Gehirnareale die Anwendung von Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern positive Effekte hat und in welchem Umfang und von welcher Dauer Effekte einer Gangtherapie auf Einlegesohlen mit Kleinschen Feldern sind. Von besonderem Interesse ist hierbei die Wirkung auf die elektrische Gehirnaktivität, die über das Elektroenzephalogramm (EEG) gemessen wird. Veränderungen im EEG sind ein objektiver Indikator für motorisches Lernen, Therapieerfolge bei Störungen des Gangbildes (z. B. bei Morbus Parkinson, Multipler Sklerose, motorischen Störungen nach Schlaganfall, demenzielle Erkrankungen, Einsatz von Endoprothetik, Erkrankungen des rheumatischen Formenkreises etc.), Verbesserungen der psychophysiologischen Befindlichkeit (Aktivierung/Wachheit, Stressreduktion), sowie Leistungsbereitschaft des kognitiven Systems.

6. Literatur

- Baker, R. R. (1980). Goal orientation by blindfolded humans after long-distance displacement: possible involvement of a magnetic sense. *Science* 210: 555–557. pmid:7423208.
- Baker, R. R. (1982). Human navigation and the 6th sense. New York, NY: Simon and Schuster.
- Baker, R. R. (1987). Human navigation and magnetoreception: the Manchester experiments do replicate. *Animal Behav.* 35: 691–704. doi:10.1016/S0003-3472(87)80105-7.
- Bazylinski, D. A., Schlezinger, D. R., Howes, B. H., Frankel, R. B., & Epstein, S. S. (2000). Occurrence and distribution of diverse populations of magnetic protists in a chemically stratified coastal salt pond. *Chem. Geol.* 169: 319–328. doi:10.1016/S0009-2541(00)00211-4.
- Brümmer, V., Schneider, S., Abel, T., Vogt, T., & Strüder, H. K. (2011). Brain cortical activity is influenced by exercise mode and intensity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(10), 1863-1872.
- Crabbe, J. B., & Dishman, R. K. (2004). Brain electrocortical activity during and after exercise: A quantitative synthesis. *Psychophysiology*, 41, 563-574.
- Critchley, H. (2002). Electrodermal responses: What happens in the brain? *Neuroscientist*, 8(2), 132-142.
- Frankel, R. B., & Blakemore, R. P. (1980). Navigational compass in magnetic bacteria. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 15–18, 1562–1564. doi:10.1016/0304-8853(80)90409-6.
- Hallett, M. (2007). Transcranial magnetic stimulation: a primer. *Neuron*, 55(2), 187-199.
- Johnsen, S., & Lohmann, K. J. (2008). Magnetoreception in animals. *Phys. Today* 61:29–35. doi:10.1063/1.2897947.
- Maus, J., Henz, D., Eekhoff, A., & Schöllhorn, W.I. (2015). Influence of different grounds during walking on cortical activity. *Proceedings of the 20th Congress of the European College of Sport Science 2015, Malmö*.
- Maus, J., Henz, D., & Schöllhorn, W.I. (2015). Effects of walking on uneven grounds on EEG activity. In C. Bermeitinger, A. Mojzisch & W. Greve (Eds.), *Abstracts of the 57th Annual Conference on Experimental Psychology 2015* (p. 165). Lengerich: Pabst Science Publisher.
- Saisänen, L., Julkunen, P., Niskanen, E. et al. (2008). Motor potentials evoked by navigated transcranial magnetic stimulation in healthy subjects. *Journal of Clinical*

Neurophysiology, 25, 367-372.

- Sastre, A., Graham, C., Cook, M. R., Gerkovich, M. M., & Gailey, P. (2002). Human EEG responses to controlled alterations of the Earth's magnetic field. *Clin. Neurophysiol.* 113: 1382–1390. doi:10.1016/S1388-2457(02)00186-4.
- Smith, A. C. & Knikou, M. (2016). A review on locomotor training after spinal cord injury: reorganization of spinal neuronal circuits and recovery of motor function. *Neural Plasticity*, Article ID 1216258. doi.org/10.1155/2016/1216258.
- Walker, M. M., Dennis, T. E., & Kirschvink, J. L. (2002). The magnetic sense and its use in long-distance navigation by animals. *Curr. Opin. Neurobiol.* 12:735–744. pmid: 12490267.
- Wang, C. X., Hilburn, I. A., Wu, D.-A., Mizuhara, Y., Cousté, Abrahams, J. N. H., Bernstein, S. E., Matani, A., Shimojo, S., & Kirschvink, J. L. (2019). Transduction of the geomagnetic field as evidenced from alpha-band activity in the human brain. *ENEURO*.0483-18.2019; DOI: <https://doi.org/10.1523/ENEURO.0483-18.2019>.
- Wiltschko, R., & Wiltschko, W. (1995). *Magnetic orientation in animals*. Berlin: Springer.