

strömung bei Septumperforationen. Laryngo-Rhino-Otol 2002; 81: 276–279

3 Schultz-Coulon HJ. Das Brückenlappenkonzept zum Verschluss großer Septumdefekte. HNO 1989; 37: 123–127

4 Schultz-Coulon HJ. Three-layer repair of nasoseptal defects. Otolaryngol Head Neck Surg 2005; 132: 213–218

5 Stange T, Schultz-Coulon HJ. Nasenseptumdefektverschluss: Die endonasale erweiterte Brückenlappentechnik. Tuttingen: Endo-Press, 2009: 1–22

6 Stange T, Schultz-Coulon HJ. Nasenseptumdefektverschlüsse in Deutschland: Eine aktuelle Bestandsaufnahme. Laryngo-Rhino-Otologie 2010; 89 (3), 157–161

Dr. Thoralf Stange  
HNO-Gemeinschaftspraxis Neuss  
Krämerstrasse 1–3



**KOCHREZEPTE  
FÜR DEN KLINIKALLTAG**

**Lege artis – das neue Magazin  
für angehende Fachärzte.  
Jetzt kennenlernen:  
[www.thieme.de/legeartis](http://www.thieme.de/legeartis)**

 Thieme

## Kurzvortrag

# Elektrisch-Akustische Stimulation: Funktionelle Ergebnisse im Vergleich zur konventionellen Cochlea-Implantat- Versorgung

Tobias Rader<sup>1,2</sup>, Hugo Fastl<sup>2</sup>, Silke Helbig<sup>1</sup>, Uwe Baumann<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Audiologische Akustik, Klinik für HNO-Heilkunde, Goethe-Universität Frankfurt am Main

<sup>2</sup> AG Technische Akustik, MMK, TU München

## Einleitung

Ein Restgehör nach Cochlea-Implantation ermöglicht Patienten die synergetische Nutzung von elektrischer und akustischer Stimulation. Ein ausreichendes ipsi- oder kontralaterales Tieftongehör unterstützt die Integration elektrisch erzeugter Reizmuster und akustischer Reize derart, dass sich die Wahrnehmung von Sprache, besonders im Störgeräusch, und auch die Musikabbildung deutlich verbessern. Dies kann entweder durch ein kontralaterales Hörgerät erfolgen oder bei ausreichend tieffrequentem Restgehör am implantierten Ohr durch eine hybride elektrisch-akustische Stimulation (EAS) (von Ilberg et al. 1999, 2011). Sie stellt einen Sonderfall der Cochlea-Implantation dar, der einerseits spezielle, gehörschonende Operationstechniken wie „soft surgery“ mit „Rundfensterzugang“ und andererseits besonders kurze und atraumatische Elektroden (FlexEAS, Flex20, Hybrid-L) erfordert.

Diese Verbesserungen werden auf eine Übertragung der „Feinstruktur“ des Signals durch eine genauere Abbildung der Grundfrequenz (F0) über den akustischen Reiz zurückgeführt. Es bildet sich eine hohe Synergie zwischen Hörgeräte- und Cochlea-Implantat-(CI)-Technologie. Man nimmt an, dass die durch den akustischen Informationskanal übertragene Tonhöheninformation den CI-Träger in die Lage versetzt, sicherer zwischen Sprach- und Störsignal zu unterscheiden. Die Verfolgung eines einzelnen Sprechers in einem Gewirr aus verschiedenen Stimmen gelingt besser, wenn als Trennungsmerkmal die Grundfrequenzkontur der Stimme zur Verfügung steht (Pyschny et al. 2009). Weitere positive Effekte werden in dieser Studie bei ergänzenden psychoakustischen Messungen gezeigt.

## Zielsetzung

Die Hörleistungen verschiedener Probandengruppen wurden in Bezug auf Sprachverstehen im Störgeräusch, Tonhöhendiskrimination und Melodie-Erkennung miteinander verglichen:

- ▶ Unilateral CI: Ipsilaterales CI bei kontralateraler Taubheit
- ▶ Bilateral CI: Beidohrige CI-Versorgung
- ▶ Bimodal CI: Ipsilaterales CI kombiniert mit kontralateralem Hörgerät
- ▶ EAS: Ipsilaterales CI und Hörgerät (HG) kombiniert mit kontralateralem HG
- ▶ Normalhörende: Kontrollgruppe

Alle Messungen erfolgten in einer schallisolierten Hörkabine unter Freifeldbedingungen. Es wurde die vom CI-Träger im Alltag benutzte Einstellung des Sprachprozessors/Hörgeräts verwendet („best aided condition“). Die Patienten waren mit unterschiedlichen CI-Systemen und Implantattypen der Firmen Med-El, Cochlear und Advanced Bionics ausgestattet, die EAS-Patienten nutzten einen DUET- oder DUET2-Sprachprozessor der Firma Med-El in Kombination mit einem kontralateralen Hörgerät. Bei den durchgeführten Versuchen wurde die automatisierte Ablaufsteuerung mit dem Computerprogramm MATLAB realisiert und die Antworten der Probanden über einen Touchscreenmonitor erfasst.

## Sprachverstehen im sprachmodulierten Störgeräusch

Die Bestimmung der Sprachverständlichkeitsschwellen (SVS) erfolgte bei dem Probandenkollektiv mit dem Oldenburger Satztest (OLSA) in der geschlossenen Antwortform (Wagner et al. 1999a–c). Die Sprache wurde frontal bei adaptiv gesteuertem Lautstärkepegel dargeboten. Entsprechend der richtig erkannten Wörter

wurde der Signal-zu-Rausch-Abstand (SNR) erhöht oder erniedrigt, bis die SVS bestimmt war. Zur Minimierung des Lerneffekts erfolgte vor der Testdurchführung mindestens eine Trainingsliste mit 20 Sätzen. Die Wiedergabe des Störgeräusches erfolgte aus 4 in den Raumecken positionierten Lautsprechern (Multi-Source Noise Field, MSNF) bei 65 dB SPL (Implantierte) bzw. 75 dB SPL (Normalhörende), beschrieben in Rader et al. (2011). Als Störgeräusch diente das sprachmodulierte Störgeräusch nach Fastl (Fastl-Rauschen, Fastl 1986), welches statistisch verteilte zeitliche Lücken enthält. Die kurzen Pausen im Rauschsignal entsprechen der Silbenfolgefrequenz der deutschen Sprache und ermöglichen dem gesunden Gehör „in die Lücken zu hören“ und somit das dargebotene Sprachsignal besser zu diskriminieren. Die Ergebnisse der ermittelten SVS im Störgeräusch sind in **Abb. 1a** für die 5 Probandengruppen als Boxplot dargestellt. Die Ergebnisse zeigen deutliche und signifikante Unterschiede zwischen den untersuchten Probandengruppen. Die mittlere SVS verbessert sich stetig im Vergleich zwischen den Gruppen unilateral CI, bilateral CI, bimodal CI über EAS bis hin zu den Normalhörenden. Der Unterschied von der unilateral CI-Gruppe zu der EAS-Gruppe ist dabei mit etwa 10 dB SNR gleich groß wie der Unterschied zwischen der EAS-Gruppe und der normalhörenden Gruppe. Die besten Probanden der EAS-Gruppe erreichten dabei

fast Werte, in denen sich 50% der Ergebnisse der normalhörenden Gruppe befanden (Interquartilsperiode).

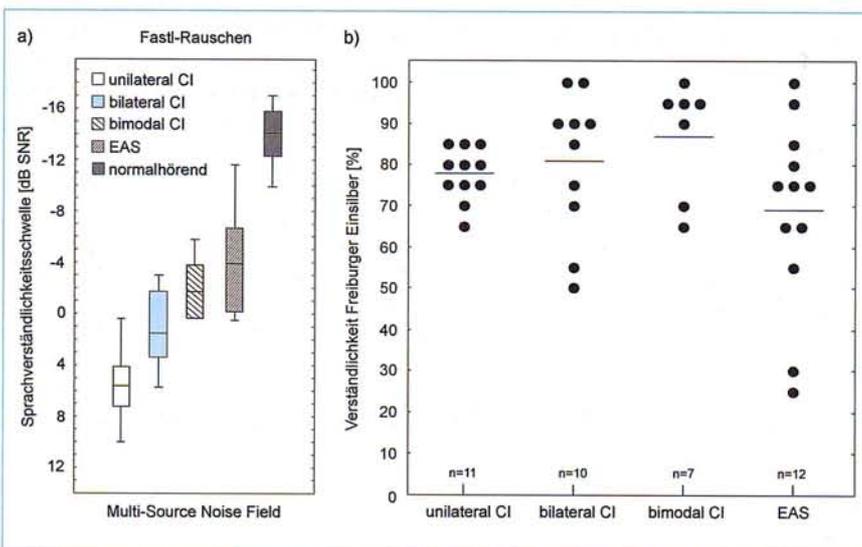
**Abb. 1b** zeigt individuelle Ergebnisse sowie Mittelwerte des Freiburger Einsilbertests in Ruhe bei einer Präsentation im Freifeld mit einem Darbietungspegel von 65 dB. Ein Vergleich des Einsilberverstehens zeigt keine signifikanten Unterschiede zwischen den Probandengruppen (ANOVA,  $p=0,137$ ). Da sich aber deutliche Unterschiede zwischen den Probandengruppen bei den Ergebnissen im Störgeräusch ergeben, kann man schließen, dass die Sprachverstehensquote in Ruhe keine Rückschlüsse über das Sprachverstehen im Störgeräusch erlaubt. Zur Erfassung der individuellen Sprachdiskrimination sollten somit Testverfahren sowohl in Ruhe als auch im Störgeräusch durchgeführt werden. Ein sprachmoduliertes Störgeräusch in Kombination mit einem Multi-Source Noise Field eignet sich in guter Weise zur Präsentation einer näherungsweise realistischen Störgeräuschbedingung.

### EAS- und CI-Simulation

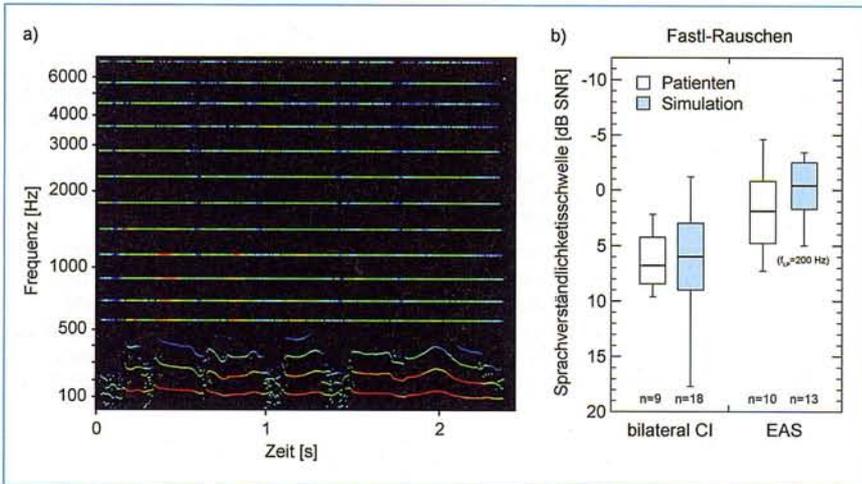
Das Sprachmaterial des Oldenburger Satztests wurde durch eine spezielle Kurzzeit-Spektraltransformation analysiert und mit einer entsprechenden Signalverarbeitung in eine EAS-Simulation

überführt (Rader et al. 2010). Die Simulationen wurden in der Teiltonzeitmutterdomäne (TTZM) nach Heinbach (1988) generiert. Die grafische TTZM-Repräsentation des OLSA-Satzes „Stefan gewann 12 grüne Blumen“ ist in **Abb. 2a** dargestellt. Zur Simulation der über die Elektroden übertragenden Sprachanteile wurde das Sprachsignal oberhalb der Übergabefrequenz entsprechend der 12 Mittenfrequenzen des Med-El DUET-Sprachprozessors bandpassgefiltert. Der CI-Übertragungsbereich beträgt 500 bis 8500 Hz. Die Mittenfrequenzen der CI-Bandpasskanäle betragen: 567, 717, 909, 1150, 1457, 1845, 2336, 2958, 3746, 4743, 6007 und 7606 Hz. Die Resynthese des Sprachmaterials wurde mit einem 12-Band-Sinusvocoder, bei dem die Vocoderfrequenzen mit den 12 Mittenfrequenzen der CI-Bandpasskanäle übereinstimmten und für eine Phasenkontinuität an den Stützstellen gesorgt wurde, realisiert. Die Addition mit einem tiefpassgefilterten Originalsignal (Filterfrequenz  $f_{LP}=200$  Hz) diente zur Simulation des tieffrequenten Restgehörs. Das Fastl-Rauschen wurde gleichermaßen prozessiert.

Die Sprachverständlichkeitsschwellen mit den Simulations-Schallenen wurden mithilfe des OLSA in einer Gruppe von 18 (CI-Simulation) bzw. 13 (EAS-Simulation) normalhörenden Probanden ermittelt. Die Sprachsignalverarbeitung erfolgte bei fixiertem Schalldruckpegel (65 dB) und adaptiver Pegelsteuerung des Störgeräusches. Zur Minimierung des Lerneffekts erfolgte vor der Testdurchführung ein Training mit mindestens einer Liste (20 Sätze). Das Schallsignal der CI/EAS-Simulation wurde binaural über Kopfhörer präsentiert. Das Ergebnis dieser Untersuchung wurde mit den Daten von 6 EAS-Patienten (DUET-Sprachprozessor) mit einer Hörerfahrung größer 3 Monaten verglichen. Die Ergebnisse sind in **Abb. 2b** dargestellt. Die Medianwerte für die Diskrimination der Simulationsschalle zeigen für die EAS-Simulation mit einer Tiefpassfrequenz von 200 Hz im sprachsimulierenden Fastl-Rauschen (SVS = -0,4 dB SNR) eine gute Übereinstimmung zu den Ergebnissen der EAS-Probandengruppe (SVS = 1,9 dB SNR). Die mit den CI-Simulationsschallen ermittelte SVS liegt mit 6,2 dB SNR im Vergleich zu realen Ergebnissen einer Gruppe von bilateral versorgten CI-Trägern mit 6,8 dB SNR deutlich ungünstiger als in der EAS-Kondition. Sowohl reale CI-/EAS-Probanden als auch die durch Simulationen ermittelten SVS



**Abb. 1 a)** Boxplots der Sprachverständlichkeitsschwellen für die untersuchten Probandengruppen im Multi-Source Noise Field mit Fastl-Rauschen 65 dB und adaptiv gesteuerten Sprachwiedergabepegel für die untersuchten Probandengruppen unilateral CI, bilateral CI, bimodal CI, EAS und Normalhörende. **b)** Individuelle Ergebnisse des Freiburger Einsilbertests in der prozentualen Verständlichkeit (Punkte) und Mittelwerte (Balken) im Freifeld bei 65 dB Darbietungspegel für die oben genannten Patientengruppen. Der Index n beschreibt die Probandenzahl.



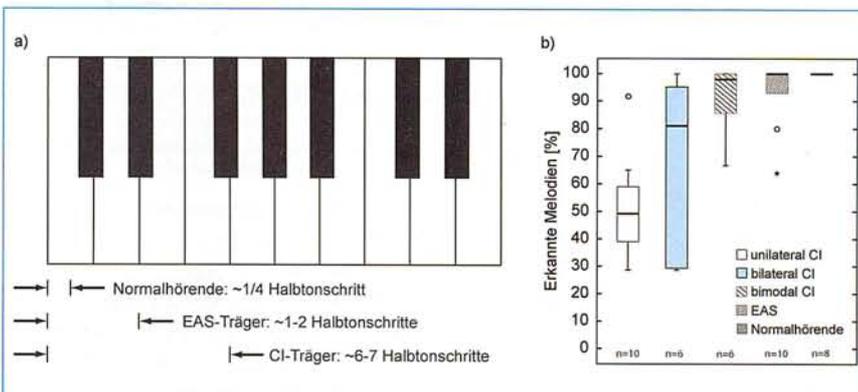
**Abb. 2a** Teilzeitmusterdarstellung nach Heinbach (1988) der EAS-Simulation für den OLSA-Satz: „Stefan gewann 12 grüne Blumen“: Die 12 horizontalen Linien repräsentieren die 12 Elektroden des DUET-Sprachprozessors (keine Information über Tonhöhenänderungen). Das kontinuierliche Spektrum mit einer Tiefpass-Filterfrequenz von  $f_{LP} = 200$  Hz entspricht dem akustischen tieffrequenten Restgehör. Die y-Achse ist Bark-skaliert. **b** Boxplots der Sprachverständlichkeitsschwellen für Simulations- und Patientenergebnisse mit den Konditionen bilateral CI (ohne tieffrequentes Restgehör) und EAS (mit tieffrequentem Restgehör). Die EAS-Simulation war mit einer Filterfrequenz  $f_{LP} = 200$  Hz realisiert. Der Index n beschreibt die Probandenzahl.

zeigten je eine Verbesserung um etwa 6 dB in der EAS-Kondition.

**Tonhöhendiskrimination und Melodieerkennung**

Tonhöhendiskrimination oder Tonhöhenunterscheidbarkeit sind wichtige psychoakustische Messgrößen, für welche ein Zusammenhang mit der Grundfrequenzdetektion eines Sprechers im Rauschen und somit bei der Trennung und Identifikation von konkurrierenden Sprechern (competing talker) sowie bei der Wahrnehmung von Musik vermutet wird.

Die Tonhöhendiskriminations-Leistung wurde in verschiedenen Probandengruppen (unilateral CI, bilateral CI, bimodal CI, EAS und Normalhörend) mit Sinustönen bei 250 Hz Bezugsfrequenz durch ein 2AFC-Verfahren (3 down, 1 up) bestimmt. Die Dauer der zu vergleichenden Testtöne betrug 500 ms mit einer on-off-Rampe von 25 ms und einer Pause von 500 ms zwischen den beiden Tondarbietungen. Die differenzielle Wahrnehmungsschwelle (just noticeable difference, JND) in Hertz wurde durch Mittelung der letzten 6 Wendepunkte bestimmt (Gahleitner et al. 2010).



**Abb. 3a**) Klaviatur mit Darstellung der durchschnittlichen Tonhöhenunterscheidbarkeit für Normalhörende, EAS- und CI-Träger. **b**) Boxplots der richtig erkannten Melodien aus einem Fundus von dem Probanden bekannten Liedern für die Gruppen unilateral CI, bilateral CI, bimodal CI, EAS und Normalhörende. Darbietung im Freifeld bei einem von den Probanden als „angenehm“ selbst gewählten Darbietungspegel. Extremwerte: \* > 3 mal Interquartilspanne; o > 1.5 und < 3 mal Interquartilspanne.

Die Ergebnisse der Tonhöhendiskrimination (JND) sind im Vergleich zu einer Klaviatur in **Abb. 3a** dargestellt: Während Normalhörende im Mittel weniger als einen Viertel Halbtonschritt auflösen können, sind es bei der uni- und bilateral versorgten CI-Gruppe 6 bis 7 Halbtonschritte. Die EAS-Gruppe erreichte bei 250 Hz Bezugsfrequenz mit einer Tonhöhenunterscheidung im Bereich von 1 bis 2 Halbtonschritten deutlich günstigere Ergebnisse als die CI-Gruppen ohne nutzbares akustisches Restgehör. Vermutlich liefert das tieffrequente Restgehör der EAS-Gruppe, das in der Regel bis etwa 500 Hz reicht, ein weitaus genaueres Abbild der Frequenzänderung.

Zur Bestimmung der Hörleistung „Melodieerkennung“ wählten die Probanden zunächst individuell aus einer Liste mit 30 gängigen Volks- und Kinderliedern die ihnen bekannten Lieder aus. Diese wurden im Anschluss an die Vorselektion mit einem charakteristischen Ausschnitt in zufälliger Reihenfolge akustisch präsentiert. Eine Melodie wurde als richtig erkannt gewertet, wenn der Proband entweder den Texttitel/Textteil benennen oder Liedpassagen nachsingen bzw. nachsummen konnte. **Abb. 3b** zeigt die Melodie-Erkennungsrate in den verschiedenen Probandengruppen. Während die Gruppen mit akustischem Restgehör (bimodal CI, EAS und Normalhörende) eine annähernd perfekte Erkennungsrate aufweisen, zeigte sich bei der bilateralen CI-Gruppe ein Rückgang auf 80%. Die Streuung der bilateral versorgten CI-Gruppe stellte sich wesentlich größer dar als in den übrigen Gruppen: Die schlechteste Erkennungsrate lag bei 30%, die beste bei 100%. Die unilaterale CI-Gruppe erzielte im Mittel mit 50% eine deutlich geringere Erkennungsrate. Dennoch waren in der unilateral versorgten Gruppe einige Versuchspersonen in der Lage, eine gute Erkennungsrate zu erreichen. Beispielsweise erreichte ein Proband eine Melodie-Erkennungsrate von über 90%, was durch ein ausgiebiges Training und besonders guter Auswertung der Rhythmusinformation zu erklären ist.

**Schlussfolgerungen**

Die Ergebnisse der vorgestellten Untersuchungen zeigen bei CI-Trägern mit ausreichend nutzbarem akustischem Restgehör im Vergleich zu konventionell versorgten CI-Trägern ohne verbliebenes Restgehör einen deutlichen Gewinn im sprachmo-

dulierten Störgeräusch und bei der Diskrimination von kleinen Tonhöhenunterschieden sowie Melodien. Auch die Simulationsdaten belegen den Vorteil des nutzbaren tieffrequenten Restgehörs bei der Sprachdiskriminationsleistung im Störgeräusch. Daher sollte ein Restgehörhalt bei allen Cochlea-Implantationen angestrebt werden.

#### Danksagung:

Die Autoren danken Constanze Gahleitner und Christine Schmiegelow für die Durchführung von Versuchen. Teile dieser Arbeit wurden dankenswerterweise von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (BA 2085/3-1) unterstützt.

#### Referenzen:

- 1 von Ilberg C, Kiefer J, Tillein J, Pfenningdorff T, Hartmann R, Sturzebecher E, Klinke R. Electric-acoustic stimulation of the auditory system - New technology for severe hearing loss. *Orl-Journal for Oto-Rhino-Laryngology and Its Related Specialties* 1999; 61: 334-340
- 2 von Ilberg C, Baumann U, Kiefer J, Tillein J, Adunka O F. Electric-acoustic stimulation of the auditory system: a review of the first decade. *Audiol Neurootol* 2011; 16 (suppl 2): 1-30
- 3 Pyschny V, Landwehr M, Walger M, von Wedel H und Meister H. Untersuchungen zum „Informational Masking“ bei Kochleaimplantat-Nutzern. *HNO* 2009; 57: 671-677
- 4 Wagener K, Kühnel V und Kollmeier B. Entwicklung und Evaluation eines Satztests in deutscher Sprache I: Design des Oldenburger Satztests. *Z Audiol* 1999a; 38 (1): 4-15
- 5 Wagener K, Brand T und Kollmeier B. Entwicklung und Evaluation eines Satztests in deutscher Sprache II: Optimierung des Oldenburger Satztests. *Z Audiol* 1999b; 38 (2): 44-56
- 6 Wagener K, Brand T und Kollmeier B. Entwicklung und Evaluation eines Satztests in deutscher Sprache III: Evaluation des Oldenburger Satztests. *Z Audiol* 1999c; 38 (3): 86-95
- 7 Rader T, Fastl H and Baumann U. Speech perception with combined electric acoustic stimulation (EAS) and bilateral cochlear implant in a multi-source noise field. *Ear and Hearing* 2011, to appear
- 8 Fastl, H. Ein Störgeräusch für die Sprachaudiometrie. *Audiol. Akustik* 1987; 26: 2-13. verfügbar unter: <http://www.mmk.ei.tum.de/~tal/demos/noise.html> Zugriff am 20.06.2011
- 9 Rader T, Baumann U und Fastl H. Simulationen zum Sprachverstehen im Störgeräusch bei elektrisch-akustischer Stimulation (EAS). In: Tagungsband der 13. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie. Oldenburg: DGA, 2010
- 10 Heinbach, W. Aurally adequate signal representation: The Part-Tone-Time-Pattern. *Acustica* 1988; 67: 113-121
- 11 Gahleitner C, Rader T und Baumann U. Studie zur Untersuchung der Wahrnehmung von Tonhöhen und Musik mit Cochlea Implantat und Hörgerät. In: Tagungsband der 13. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Audiologie. Oldenburg: DGA, 2010

*Dipl.-Ing. Tobias Rader  
Audiologische Akustik  
Klinik für HNO-Heilkunde,  
Goethe-Universität Frankfurt am Main  
Theodor-Stern-Kai 7  
60590 Frankfurt am Main  
E-Mail: tobias.rader@kgu.de*



**Wdoku**

Ärztliche Weiterbildung  
auf einen Blick.

Mit minimalem Aufwand den maximalen Überblick  
über den aktuellen Weiterbildungsstand

Weitere Informationen auf [www.wdoku.de](http://www.wdoku.de)

 **Thieme**