

Steuer, Dunja; Grießbach, Gert:

Effektives Monitoring spektraler Kenngrößen auf der Basis einer adaptiven Korrelationsberechnung

DOI: [10.22032/dbt.40211](https://doi.org/10.22032/dbt.40211)

URN: [urn:nbn:de:gbv:ilm1-2019210258](https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:gbv:ilm1-2019210258)

Zuerst erschienen in: Biomedizinische Technik = Biomedical Engineering. - Berlin [u.a.] : de Gruyter. - 45 (2000), S2, S. 149-156.

Workshop Biosignalverarbeitung ; (München) : 2000.07.13-14

Erstveröffentlichung: 2000

ISSN (online): 1862-278X

ISSN (print): 0013-5585

DOI (Sammlung): [10.1515/bmte.2000.45.s2.11](https://doi.org/10.1515/bmte.2000.45.s2.11)

[Zuletzt gesehen: 2019-08-20]

„Im Rahmen der hochschulweiten Open-Access-Strategie für die Zweitveröffentlichung identifiziert durch die Universitätsbibliothek Ilmenau.“

“Within the academic Open Access Strategy identified for deposition by Ilmenau University Library.”

„Dieser Beitrag ist mit Zustimmung des Rechteinhabers aufgrund einer (DFG-geförderten) Allianz- bzw. Nationallizenz frei zugänglich.“

„This publication is with permission of the rights owner freely accessible due to an Alliance licence and a national licence (funded by the DFG, German Research Foundation) respectively.“



Effektives Monitoring spektraler Kenngrößen auf der Basis einer adaptiven Korrelationsberechnung

D. Steuer, G. Gießbach

Institut für Biomedizinische Technik und Informatik, TU Ilmenau, Deutschland

EINLEITUNG

Die Analyse spektraler Kenngrößen ist ein wesentlicher Schwerpunkt in der Biosignalverarbeitung. Oftmals tritt aber das Problem auf, dass durch Instationaritäten in den Signalverläufen die Anwendung der gut bekannten Fouriertransformation erschwert oder gar nicht möglich ist. Zahlreiche Methoden für die Untersuchung instationärer Signalverhaltens sind bekannt (z.B. adaptive Filter), erwarten aber u.U. einen hohen Rechenaufwand zur Anpassung an das Signalverhalten (z.B. Kalman-Filter, Methode der kleinsten Quadrate) oder zeigen Instabilitäten (stochastische Gradientenverfahren). Bereits in einer Vielzahl von Applikationen konnte jedoch gezeigt werden, dass insbesondere bei Instationaritäten die Anwendung von Kenngrößen, die auf einer adaptiv rekursiven Schätzung beruhen, wesentlich zum Analyseerfolg beitragen können. Durch eine effektive softwaretechnische Realisierung unter Anwendung objektorientierter Technologien ist es möglich, einfache adaptiv rekursive Strukturen zu komplexeren zu verschalten. Auf dieser Basis lässt sich eine adaptive Korrelation entwickeln, die über die Beziehung nach Wiener-Chintschin auch zur Konstruktion spektraler Kenngrößen herangezogen werden kann.

Anhand mehrerer Beispiele wird die Wirkungsweise der adaptiven Korrelation und daraus abgeleiteter Parameter gezeigt, um daraus Vorschläge für ein effektives Monitoring einer Vielzahl von Kenngrößen abzuleiten.

MATERIALIEN UND METHODEN

Die Korrelation ist eine Kenngröße zur Untersuchung der linearen stochastischen Abhängigkeit zweier Signale im Zeitbereich. Geht man beispielsweise von zwei diskreten periodischen Nullmittel-Signalen $X = \{x_i\}_{i=0, \dots, N-1}$ und $Y = \{y_i\}_{i=0, \dots, N-1}$ aus, so lässt sich die Kreuzkorrelation zwischen diesen Signalen durch die empirische Kreuzkorrelation wie folgt schätzen:

$$K(\tau) = \frac{1}{N-l} \sum_{i=0}^{N-l-1} x(i)y(i+\tau), \quad \tau = 0, \dots, l \quad (1)$$

Praktisch entspricht das jeweils einer Mittelwertschätzung für die entsprechenden τ . Das führt

zu der Idee, diese Mittelwertschätzung durch eine adaptiv rekursive zu ersetzen. Adaptive rekursive Schätzverfahren lassen sich allgemein in nachfolgender Gestalt konstruieren:

$$\begin{aligned} S_0 &= s_0 \quad (\text{Startwert}) \\ S_{n+1} &= S_n + c_n \cdot K(S_n, x_{n+1}). \end{aligned} \quad (2)$$

Dabei bezeichnet $X = \{x_i\}_{i=0,1,2,\dots}$ die Zeitreihe des stochastischen Signals, K stellt einen Korrekturterm für die Schätzfunktionenfolge $\{S_n\}_{n=0,1,2,\dots}$ dar und

$\{c_n\}_{n=0,1,2,\dots}$ ist eine Zahlenfolge, die den Bedingungen

$$\sum_{i=1}^n c_i = \infty, \quad \sum_{i=1}^n c_i^2 < \infty \quad (3)$$

genügen muss, d.h. die Folge c_n muss konvergieren, aber nicht zu schnell, z.B. $\left\{\frac{a}{n}\right\}_{n=1,2,\dots}$ mit $a = \text{const.}$ Verzichtet

man durch Ersetzen der Folge $\{c_n\}$ durch eine Konstante auf die Konvergenz des Schätzverfahrens, ist man in der Lage, sehr schnell auf Signalveränderungen zu reagieren. Dabei hat eine große Konstante c eine schnellere Anpassung zur Folge als eine kleine Konstante, wobei sich in diesem Fall aber die Streuung der Schätzfunktion erhöht. Aus Gl.2 lassen sich sehr schnell einfache adaptive Schätzer konstruieren, wobei der adaptive Mittelwert eine der bekanntesten Schätzgrößen ist.

$$\begin{aligned} M_0 &= m_0 \quad (\text{Startwert}) \\ M_{n+1} &= M_n - c \cdot (M_n - x_{n+1}). \end{aligned} \quad (4)$$

Diese Gleichung kann als ein rekursiver Tiefpassfilter interpretiert werden, dessen Grenzfrequenz durch die Wahl der Adaptionkonstanten gesteuert werden kann. Die Adaptionkonstante sollte sich im Bereich zwischen 0 und 1 bewegen. In vereinfachter Operatorschreibweise wird der adaptive Mittelwert durch $M^c(X)$ ausgedrückt.

Mit der Darstellung des adaptiven Mittelwertes und der Korrelationsberechnung nach Gl.1 kann man zur Idee einer adaptiven Korrelationsschätzung gelangen. Dabei wird mit $L_\tau(\{y_i\}_{i=0,1,2,\dots}) = \{y_{i+\tau}\}_{i=0,1,2,\dots}$ ein Verschiebungsoperator $L_\tau(X)$ und mit \otimes ein Operator

zur elementweisen Multiplikation der beiden Folgen bezeichnet. Dann lässt sich eine adaptive Kreuzkorrelation wie folgt darstellen:

$$KK'(X, Y) = [M'(X \otimes L_0(Y)), \dots, M'(X \otimes L_n(Y))] \quad (5)$$

Die Wirkung einer solchen Korrelation lässt sich am besten in einem Blockschaltbild veranschaulichen:

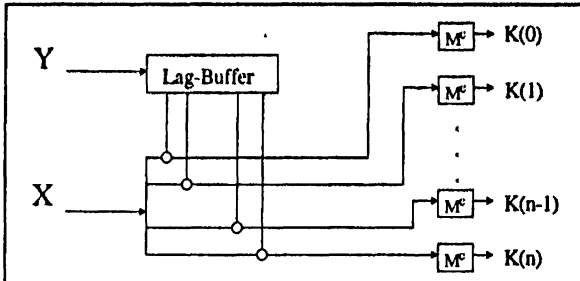


Abb. 1: Blockschaltbild der adaptiven Korrelation

Mit jedem neuen Messwert $x(t)$ und $y(t)$ wird ein neuer Vektor K der adaptiven Korrelation berechnet. Damit ist eine schnelle Reaktion auf Zustandsänderungen im Signalverlauf detektierbar.

Die Bedeutung spektraler Kenngrößen für die diagnostische Beurteilung bioelektrischer Signale ist unbestritten. Insbesondere in der EEG-Analyse ist das Ermitteln von spektralen Leistungskenngrößen aus der EEG-Diagnose nicht mehr wegzudenken. Erinnerung sei hier speziell an die Festlegung der bekannten EEG-Frequenzbänder.

Zur Ermittlung spektraler Informationen ist die Diskrete Fouriertransformation ein Basisalgorithmus. Da die Anwendung der Fouriertransformation an das Vorliegen stationärer Abschnitte gekoppelt ist, ergeben sich praktische Einschränkungen. Zudem ist ein Kompromiss bezüglich Frequenz- und Zeitauflösung zu finden. Je grösser der zu untersuchende Zeitabschnitt, desto besser die Frequenzauflösung, desto schlechter aber die zeitliche Auflösung. Für die Untersuchung kognitiver Elementarprozesse, deren mittlere Zeitdauer bei ca. 150 bis 600 ms liegt, führt die Anwendung der FFT zu einem Mittelungsprozess über die Zeit, Entwicklungen der Leistungsverschiebungen zwischen verschiedenen Frequenzbändern sind nicht beobachtbar.

Für die spektrale Untersuchung stochastischer Signale zur Schätzung der Leistungsspektraldichte ist die Anwendung des Periodogramm ein gebräuchliches Verfahren. Über die Wiener-Chintschinschen-Beziehungen wird gezeigt, dass der Zusammenhang zwischen Leistungsdichteschätzungen und Korrelationsfunktionen über die Fouriertransformation hergestellt werden kann. Damit erscheint es möglich, die bereits beschriebene adaptive rekursive Korrelation zur Ermittlung von Spektralparametern anzuwenden. Somit ergibt sich für die Kreuzspektraldichte folgende Berechnungsvorschrift:

$$P_{xy}(k) := F_{K^c(X,Y)}(k) = \frac{1}{N} \sum_{\tau=0}^{N-1} K^c(X,Y)(\tau) \cdot e^{-j2\pi k\tau/N} \quad (6)$$

$$k = 0, \dots, N-1$$

Für $X=Y$ kann ebenso die Autopspektraldichte bzw. wie im allgemeinen Sprachgebrauch üblich, das Leistungsspektrum ermittelt werden.

Über diese Berechnung spektraler Kenngrößen ist es zudem möglich, die quadratische Kohärenz zeitlich fortlaufend zu berechnen. In ihrer klassischen Form stellt die Kohärenz den Quotienten des Betragsquadrates der Kreuzspektraldichte und dem Produkt der Autopspektraldichten dar (Gl.7). Durch Anwendung von Gl.6 ergibt sich eine Möglichkeit der adaptiv rekursiven Schätzung, wodurch die Kohärenz eine Funktion von Frequenz und Zeit ist.

$$C_{xy}(k) := \frac{\|P_{xy}(k)\|^2}{P_x(k) \cdot P_y(k)} \quad , \quad k = 0, \dots, N-1 \quad (7)$$

Durch eine effektive programmtechnische Realisierung, wie sie mit Verfahren der objektorientierten Technologien möglich sind, werden die beschriebenen Verfahren komponentenbasiert umgesetzt, und lassen sich so ohne grossen zusätzlichen Programmieraufwand in entsprechende Analysensysteme integrieren [1].

Aus diesen theoretischen Betrachtungen ergeben sich eine Vielzahl praktischer Anwendungsmöglichkeiten, die im Folgenden untersucht werden.

ERGEBNISSE

Adaptive Korrelation zur Musterdetektion

Ein wesentliches Anwendungsfeld der Korrelation ist die Musterdetektion. Ausgehend von einem Prototypen des Musters ist es bei der adaptiven Korrelation möglich, fortlaufend mit der Zeit eine Detektion des Musters im Signal vorzunehmen. Anwendbar ist eine solche Vorgehensweise z.B. für das Auffinden von Spike-Wave-Komplexen im epileptogenen EEG oder die Detektion des QRS-Komplexes im EKG. Da das EKG als Störsignal oftmals auch bei der Ableitung anderer Biosignale auftritt (z.B. bei der EMG- oder EEG-Ableitung), ist es durchaus denkbar, über eine adaptive Korrelationsschätzung sofort eine Artefaktkontrolle durchzuführen. An einem Beispiel aus der EEG-Analyse soll das demonstriert werden.

Von einem Patienten wird in der klinischen Routine ein Ruhe-EEG mit 16 Kanälen nach 10-20-System mit einer Abtastfrequenz von 100 Hz abgeleitet. Die Referenz ist ein Ohrklappchen. Bei der Aufzeichnung sind auf fast allen Kanälen auch EKG-Muster zu beobachten (siehe auch Abb.2). Ursache für dieses Verhalten könnte z.B. eine ungünstige Platzierung der Referenzelektrode sein.

Um das EKG als Störgröße im EEG-Signal zu detektieren, kann ein Prototyp des QRS-Komplexes aus dem EEG-Signal gewonnen werden, wie in Abb.3 dargestellt.

Dieser Prototyp wird über die adaptive Korrelation mit dem entsprechenden EEG-Kanal korreliert. Ausgewählt wurde für dieses Beispiel der EEG-Kanal über T5. Die Länge des Musters entspricht der Korrelationstiefe und hat für dieses Beispiel die Länge von 44 Messwerten. Als Adaptionkonstante für die Korrelation bzw. für die

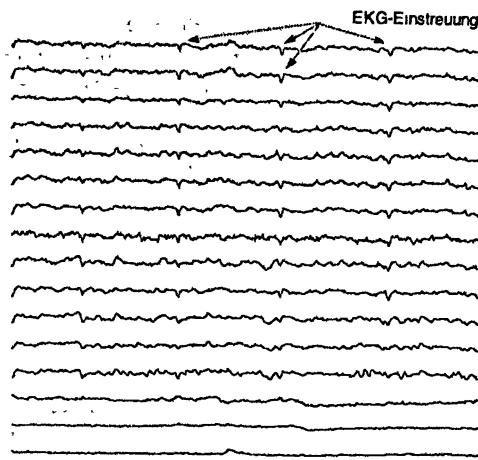


Abb. 2 : Übersichtsdarstellung des 16-Kanal EEG. Deutlich sind die Artefakte durch das Einstreuen des EKG zu erkennen

zugrundeliegenden Mittelwertschätzungen wurde nach mehreren Versuchen $c = 0,3$ gewählt.

Da die Korrelation nach Gl. 5 zu jedem Zeitpunkt, d.h. mit jedem neuen Messwert bestimmt werden kann, entsteht eine Zeit-Korrelationsdarstellung. Bereits aus diesem Ergebnisbild lässt sich eine Aussage über die Positionierung des QRS-Komplexes treffen.

Abb.4 zeigt, dass in etwa bei den Messwertindizes 70, 175, 285 und 400 die Korrelation zwischen Muster und

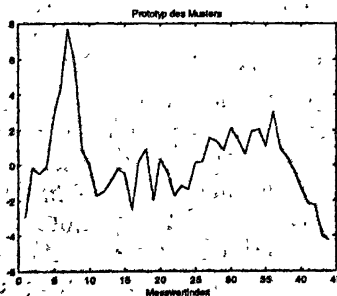


Abb. 3 : Negierter Prototyp des QRS-Komplexes, entnommen aus dem Signalverlauf an der Elektrode T5

Signalverlauf am grössten ist. Für die Auswertung plausibler ist die Darstellung des Maximums im

Korrelationsverlauf über die Zeit, wie es Abb.5

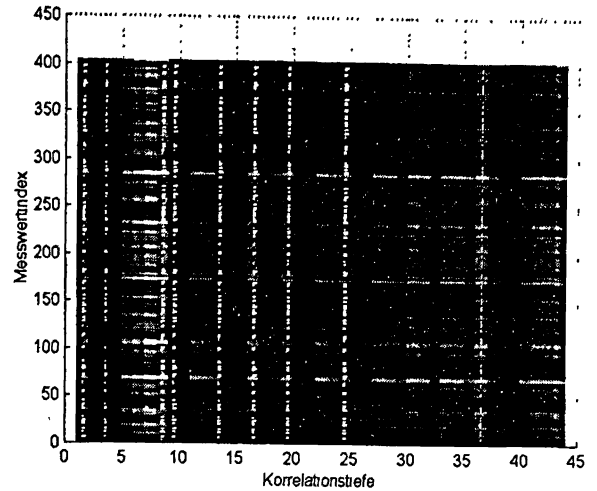


Abb. 4 : Zeit-Korrelationsdarstellung für den Kanal T5, die hellen waagerechten Linien zu den Messwertindizes 70, 175, 285 und 400 zeigt eine hohe Korrelation zwischen Signal und Muster (weiße Streifen Matlab-bedingt)

demonstriert. Die Korrelationskurve spiegelt ausgezeichnet die Position des QRS-Komplexes im Signalverlauf wider. Über Schwellenwerte ist für eine automatisierte Auswertung eindeutig die Zuordnung zum EKG zu treffen, wodurch sich weitere Möglichkeiten auch zur EKG-Analyse ergeben. Erinnert sei hier an die Bestimmung des Tachogramms aus dem Verlauf der RR-Abstände zur Untersuchung der Herzratenvariabilität und daraus abgeleiteter Aufgabenstellungen.

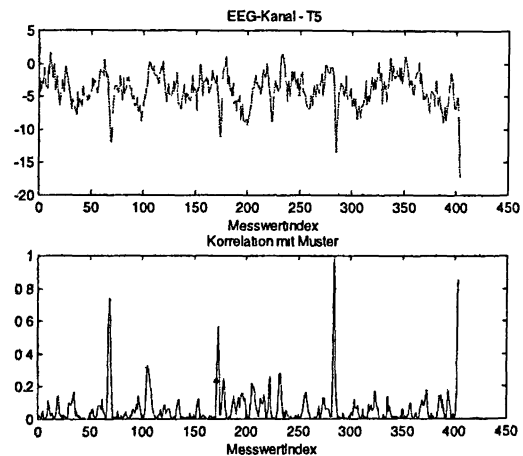


Abb. 5 : Darstellung des Zeitverlaufs des EEG-Signals an Elektrode T5 mit überlagertem EKG-Signal (Kurve oben) und zugehörige Korrelationskurve im Zeitverlauf (Kurve unten)

Bei der Untersuchung von EEG-Signalen tritt durch die verhältnismässig geringe Abtastfrequenz u.U. das Problem auf, dass der ausgewählte QRS-Komplex durch zu wenig Abtastpunkte repräsentiert ist. Dadurch wird das Ergebnis der Korrelation nicht immer gegen ein streben, sondern etwas darunter liegen. Günstiger sind die

Verhältnisse bei EMG-Untersuchungen, da dort mit höherer Abtastfrequenz abgeleitet wird. Dabei lassen sich QRS-Komplexe in ähnlicher Art und Weise auch aus dem EMG extrahieren bzw. lokalisieren. Entsprechende Untersuchungen wurden z.B. von Grießbach durchgeführt [2]. Zudem können ausgewählte Graphoelemente im Signalverlauf echtzeitfähig detektiert werden, was einen grossen Vorteil beim Monitoring von Biosignalen darstellt. Ausgewählte Signalstrukturen können ausserdem in der Art eines „Wavefinders“ in Langzeituntersuchungen bestimmt werden, um die Auswertung solch datenintensiver Aufzeichnungen zu vereinfachen.

Das vorgestellte Beispiel dient nur als Funktionsnachweis. Die Güte der Ergebnisse kann dahingehend verbessert werden, dass statt Nutzung eines einzelnen Prototypen z.B. die ersten 5 gemittelt werden, um einen repräsentativen Komplex zur Korrelation zu benutzen.

Adaptive Korrelation zur berührungslosen Entfernungsmessung

Ein weiteres Beispiel zur Anwendung der adaptiven Korrelation wird im Folgenden dargestellt. Dabei wird die Korrelation zur dynamischen Entfernungsmessung genutzt. Ziel der dargestellten Simulation ist der Nachweis der Leistungsfähigkeit der adaptiven Korrelationsberechnung für eine echtzeitfähige Analyse selbst mit recht einfachem Versuchsaufbau.

Inhalt des Versuches ist die berührungslose Entfernungsmessung zwischen zwei Mikrofonen auf der Basis einer adaptiv rekursiven Kreuzkorrelation. Dazu wird in der Versuchsanordnung ein Lautsprecher als Rauschquelle in einer Linie mit zwei Mikrofonen positioniert (Abb.6). Als Tonsignal kommt ein weisser Rauschprozess mit einer Samplefrequenz von $f_s = 22050\text{Hz}$ zur Anwendung.

Die beiden Mikrofone sind Mono-Mikrofone, deren Signale nach Verstärkung als Stereo-Signal am LineIn-Eingang einer Soundblaster-Karte zugeführt werden. Die Aufnahmebedingungen für dieses Signal sind mit einer Abtastfrequenz von $f_s = 11025\text{Hz}$ und Stereo-Abtastung festgelegt. Die Beschränkung auf 11025 Hz wurde aufgrund der technischen Leistungsfähigkeit der Versuchsanordnung getroffen.

Mathematisch kann die Problematik wie folgt erfasst werden: Beide Mikrofone haben einen beliebigen Abstand von a cm zueinander. Das von der Rauschquelle ausgesandte Signal wird am Mikrofon 1 erfasst und als linker Kanal $x_1(t)$ aufgenommen. Nach einer Verzögerungszeit von T_V Sekunden liegt das gleiche Signal, eventuell mit weiteren Störungen überlagert, am Mikrofon 2 an, und wird als $x_2(t)$ erfasst.

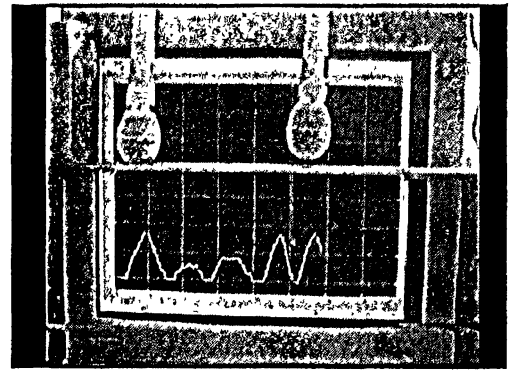


Abb.6: Versuchsaufbau zur dynamischen Entfernungsmessung über die adaptive Korrelation. Ganz links ist der Lautsprecher als Rauschquelle zu erkennen. Das linke Mikrofon ist feststehend, das rechte wird verschoben. Auf dem Monitor ist der berechnete Verlauf des Abstandes zwischen den beiden Mikrofonen dargestellt.

Es gilt in etwa:

$$x_2(t) \approx x_1(t - T_V). \quad (8)$$

Die bei der Schallausbreitung zugrundeliegende Schallgeschwindigkeit

von $c = 333 \frac{\text{m}}{\text{s}}$ bei $T = 20^\circ\text{C}$ und $p = 101 \text{ kPa}$ in Luft kann über die Gleichung

$$v = \frac{s}{t} \quad (9)$$

zur Bestimmung des Abstands benutzt werden. Dabei wird nach dem Weg umgestellt und man erhält:

$$a = \frac{c}{T_V}, \quad (10)$$

wobei c die Schallgeschwindigkeit und T_V die Verzögerungszeit darstellt. Die Schallgeschwindigkeit ist bekannt, T_V kann über die Kreuzkorrelation zwischen x_1 und x_2 ermittelt werden. Die Kreuzkorrelationsfunktion hat genau bei der Verschiebung $\tau = T_V$ ihr Maximum, so dass über einfache Maximumsuche die Verschiebungszeit bestimmt werden kann. Wird mit jedem neuen Messwert über die adaptive Korrelation diese Berechnung durchgeführt, kann man dynamisch mit dem Verschieben des 2. Mikrofons auch eine Entfernungsmessung durchführen. Dieses Vorgehen wurde in Simulink¹ technisch umgesetzt. Die Struktur der Simulation ist in Abb.7 dargestellt. Unter Simulink ist es möglich, echtzeitfähige Simulationen durchzuführen, d.h. die Signale werden von aussen echtzeitfähig erfasst und

¹ Simulink ist eingetragenes Warenzeichen der Mathworks Inc.

in der Simulationsumgebung echtzeitfähig verarbeitet. Kernstück ist das Modul „Adaptive Correlator“, das aus Geschwindigkeitsgründen als C-Code hinterlegt ist. Dieses Modul bestimmt durch einfache Maximumsuche den Index des Maximums der Korrelationsfunktion zu jedem Zeitpunkt. Die sich daran anschließende Logik dient zur Umsetzung dieser Indexinformation in eine entsprechende Zeit-Abstands-Darstellung nach Gl.9.

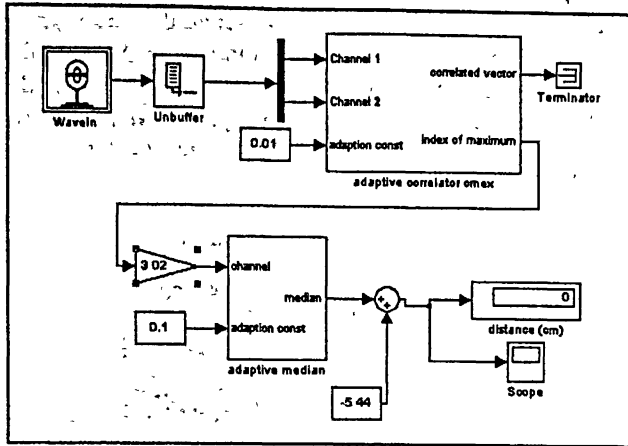


Abb. 7: Simulationsmodell der dynamischen Entfernungsmessung

Für die genannten Abtastbedingungen ergibt sich eine

$$\Delta a = \frac{33300 \frac{cm}{s}}{11025 \frac{1}{s}} = 3,02 \text{ cm}$$

Weg-Auflösung von $\Delta a = \frac{33300 \frac{cm}{s}}{11025 \frac{1}{s}} = 3,02 \text{ cm}$. Die

entstehende Darstellung wird über einen adaptiven Mittelwert geglättet, um eventuelle Ausreisser bei der Maximumsuche etwas zu unterdrücken.

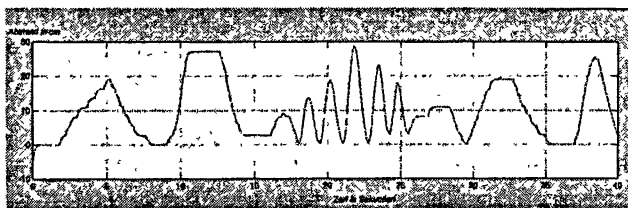


Abb. 8: Zeit-Abstands-Darstellung für die dynamische Entfernungsmessung. Das zweite Mikrofon wurde beliebig hin und her bewegt. Die dargestellte Zeitdauer beträgt 40 s bei einem Abstandsintervall von 0 bis 30 cm.

Ein Ergebnisbild ist in Abb.8 dargestellt. Es konnte gezeigt werden, dass trotz komplexer Berechnung der Abstand zwischen den beiden Mikrofonen in Echtzeit berechnet werden kann. Die kleinen Stufen in der Kurvendarstellung ergeben sich aus der Wegauflösung von 3 cm. Die Auflösung kann durch Erhöhung der Abtastfrequenz verbessert werden, allerdings stößt Simulink hier an Grenzen. Eine Umsetzung in einer höheren Programmiersprache, wie z.B. C oder Pascal, kann dieses Problem beheben. Abstände größer als 70 cm konnten unter den genannten Versuchsbedingungen nicht realisiert werden, da die Störeinflüsse aus der Umgebung dann zu groß waren.

Adaptives Leistungsspektrum

Das Leistungsspektrum ist eines der bekanntesten spektralen Auswerteverfahren in der Signalanalyse. Wie bereits erwähnt, gibt es Beschränkungen des Leistungsspektrums bezüglich Zeit- und Frequenzauflösung, wenn die zugrundeliegende FFT direkt auf das Zeitsignal angewandt wird. Das folgende Beispiel demonstriert das.

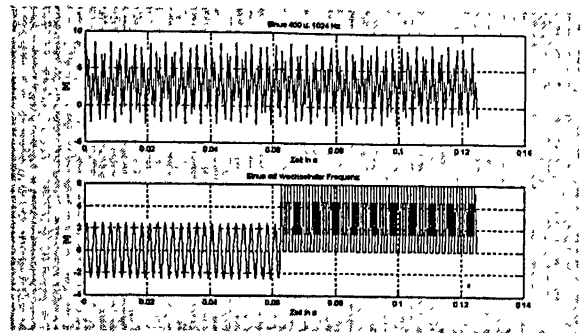


Abb.9: Signalverläufe eines periodischen und eines nichtperiodischen Signals mit den Frequenzanteilen von 400 und 1024 Hz bei 4000 Hz Abtastfrequenz

Abb.9 stellt zwei Signalverläufe dar, wovon im Kanal 1 eine additive Verknüpfung von Sinusschwingungen mit 400 und 1024 Hz Grundfrequenz und einem Offset realisiert ist, im Kanal 2 im Gegensatz dazu von der Frequenz 400 Hz nach ca. 0,06 s ein Frequenzwechsel auf 1024 Hz mit gleichzeitiger Offsetverschiebung stattfindet. Das bedeutet also, dass Signal 1 periodisch ist, und somit für eine Fourieranalyse geeignet ist, während Signal 2 nichtperiodischen Charakter hat, bzw. nur in Intervallen periodisch ist.

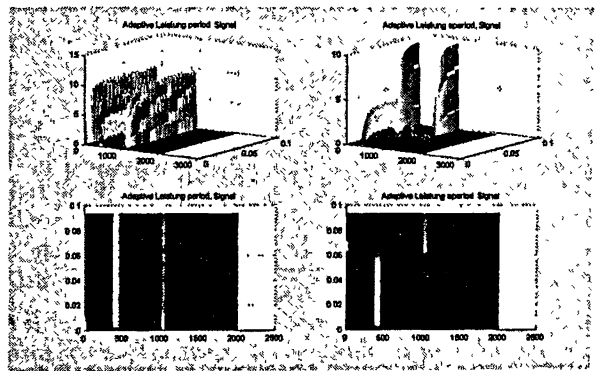


Abb. 10: Ergebnisse der Zeit-Frequenz-Analyse über eine adaptive Leistungsspektrenberechnung. Die Unterscheidung in periodisches und nichtperiodisches Signal kann sehr gut sichtbar gemacht werden.

Wird auf beide dargestellten Signale intervallbezogen eine Periodogrammschätzung durchgeführt, so ist prinzipiell keine Unterscheidung in periodisches oder nichtperiodisches Signal möglich. Eine gleiche Aussage lässt sich treffen, wenn aus der Autokorrelationsfunktion über die FFT das Leistungsspektrum berechnet wird. Damit ist grundsätzlich auch der Nachweis erbracht, dass unterschiedliche Berechnungsmethoden des Leistungs-

spektrums zu gleichen Ergebnissen führen. Aus der Gleichheit der Darstellungen für periodisches und nichtperiodisches Signal ergibt sich die Notwendigkeit, zur Erfassung der unterschiedlichen Signalcharakteristika eine Zeit-Frequenz-Analyse vorzunehmen.

Abb.10 demonstriert die Ergebnisse einer adaptiv rekursiven Leistungsspektralanalyse für beide Signale. Sehr gut ist zu erkennen, dass in Signal 1 über die gesamte Zeit neben einem Offset die beiden Frequenzanteile von 400 und 1024 Hz vorhanden sind, während in Signal 2 tatsächlich erst nach ca. 0,06 s ein Frequenzwechsel von 400 zu 1024 Hz mit gleichzeitiger Offsetverschiebung stattfindet.

Für jeden neuen Abtastwert wird die Autokorrelationsfunktion neu berechnet und einer FFT zugeführt. Das Ergebnis ist somit zu jedem Zeitpunkt eine Schätzung des aktuellen Leistungsspektrums. Dass das tatsächlich zu einer sachgerechten Analyse führt, kann durch das beschriebene Beispiel demonstriert werden.

Neben dem Funktionsnachweis über Simulationen wird im Folgenden an einem realen Beispiel die Leistungsfähigkeit des vorgestellten Algorithmus überprüft. Dazu wird von folgender Versuchssituation ausgegangen:

Ein Proband sitzt entspannt mit offenen Augen, nach ca. 6s schliesst er die Augen. Während der gesamten Versuchszeit wird ein 16-kanaliges EEG nach 10-20-System abgeleitet. Die Abtastfrequenz beträgt $f_s = 128\text{Hz}$. Den interessierenden 15s-Abschnitt aus der Ableitung an der okzipitalen Elektrode O2 zeigt Abb.11.

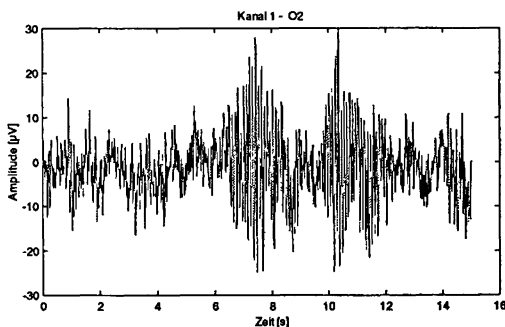


Abb. 11 :Ausschnitt aus einer EEG-Ableitung, bei der der Proband vom entspannten Zustand mit offenen Augen zum entspannten Zustand mit geschlossenen Augen wechselt, $f_s = 128\text{Hz}$, Referenz verbundene Ohren

Berechnet man über diesen Signalabschnitt das einseitige Periodogramm, so kann man das Vorhandensein von α -EEG sehr gut erkennen. Im zeitlichen Verlauf des Signals ist aber zusätzlich die Struktur von α -Spindeln erkennbar, die im Spektrum durch das Mittelungsverhalten untergeht.

Um dieses Phänomen zu erfassen, wird vom dargestellten Signal die adaptive Autokorrelation nach Gl.5 berechnet und dann über Gl.6 das Autoleistungsspektrum als Zeit-

Frequenz-Darstellung ermittelt. Dieser Versuch wurde mit einer Korrelationstiefe von 128 und einer gemeinsamen Adaptionkonstante für alle Mittelwertschätzer der adaptiven Korrelation von $c = 0,05$ durchgeführt. Durch die Korrelationstiefe von 128 ergibt sich für die Zeit-Frequenz-Darstellung eine Frequenzauflösung von $f_0 = 1\text{Hz}$, was für die vorliegende Aufgabe durchaus ausreichend ist. In der Abb. 12 kann sehr gut die Entwicklung der Leistung im α -Band beobachtet werden. Insbesondere die Struktur der α -Spindeln kommt sehr gut zur Geltung, wodurch die Befähigung der beschriebenen Vorgehensweise für ein Monitoring entsprechender Parameter nachgewiesen werden kann.

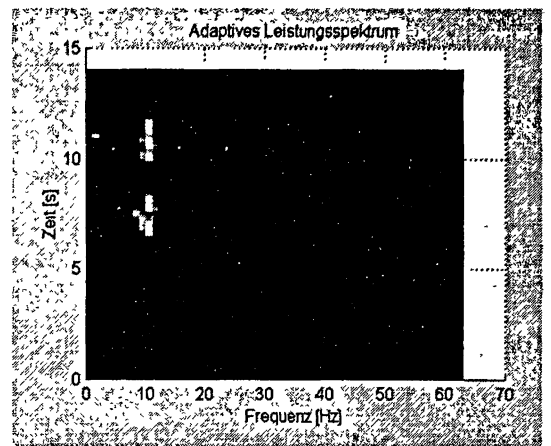


Abb. 12 :Zeit-Frequenz-Darstellung auf der Basis der adaptiven Korrelation des α -EEG's nach Abb. 11

Für den Einsatz im Monitoring-Betrieb in der EEG-Spektralanalyse erscheint es am sinnvollsten, die Standard-Frequenzbänder in ihrem zeitlichen Verlauf zu beobachten. Dazu wird das bereits beschriebene EEG-Signal in gleicher Art und Weise der adaptiven Leistungsspektrenberechnung zugeführt, wie bereits beschrieben. Von diagnostischem Interesse ist dabei die zeitnahe Beobachtung der Veränderung der Leistungsanteile in den einzelnen Frequenzbändern. Im Intensiv-Monitoring oder bei der Überwachung der Wirkung von Anästhetika besteht dafür z.B. grosser Bedarf (siehe z.B. [4]). Abb.13 demonstriert diese Vorgehensweise.

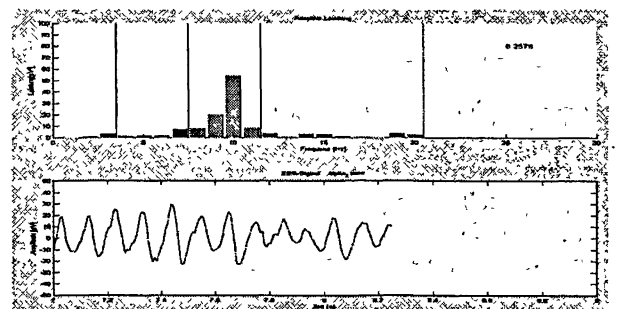


Abb. 13 :Online-Verarbeitung des EEG-Signals über ein adaptives Leistungsspektrum. Zu jedem Zeitpunkt des unten einlaufenden EEG-Kanals wird ein neues Leistungsspektrum berechnet und oben dargestellt.

Aus diesem Kontext ergibt sich des weiteren die Möglichkeit, in den einzelnen Bändern den Verlauf der Gesamtleistung zu überwachen. Auch dabei kann die Leistungsverschiebung zwischen einzelnen Bändern bzw. die Leistungsentwicklung überhaupt innerhalb eines Bandes noch einmal detaillierter beobachtet werden. Für das Beispiel des α -EEG's stellt Abb. 14 dieses Verfahren dar. Sehr gut ist für die Gesamtleistung im α -Band die Ausprägung der α -Spindeln erkennbar.

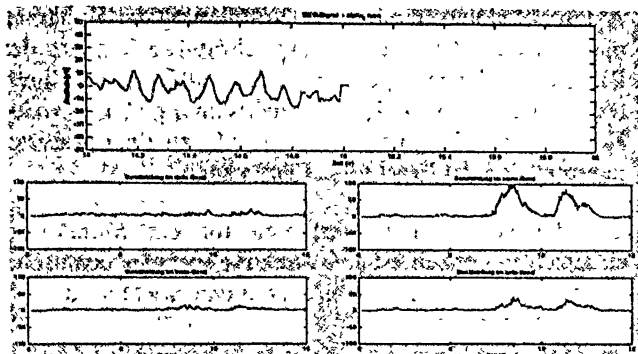


Abb. 14: Darstellung des Verlaufes der Gesamtleistungen für das δ -, θ -, α - und β -Band für das Beispiel-Signal des α -EEG's

Ein weiterer Ansatz ergibt sich aus dem Gedanken, die in der EEG-Analyse gebräuchlichen spektralen Eck- bzw. Medianfrequenzen aus dem adaptiven Leistungsspektrum zu ermitteln. So gibt es Untersuchungen, die belegen, dass eine Verschiebung spektraler Eckfrequenzen bzw. der Medianfrequenz stattfindet, wenn einem Patient während der Narkose entsprechende Pharmazeutika verabreicht werden, was durchaus zur Beobachtung der Narkosetiefe herangezogen werden kann. So stellte eine Arbeitsgruppe um Schwilden fest, dass die Medianfrequenz im Wachzustand von etwa 9 Hz auf 2 Hz während der Narkose absank, um danach in etwa den Ausgangszustand wieder zu erreichen [3]. Von der Arbeitsgruppe um Pichlmayr sind in einer Vielzahl von Studien die Einflüsse von Pharmazeutika auf das EEG und daraus abgeleiteter Parameter untersucht worden. Als Ergebnis dieser Studien entstand ein Gerät („Narkograph“¹), das auf der Grundlage spektraler Parameter wie Bandleistungen, Eck- und Medianfrequenz entsprechend die Narkosetiefe nach Kugler klassifiziert [4]. Die Ermittlung der spektralen Parameter basiert auf einer intervallbezogenen FFT, was dadurch zu praktischen Beschränkungen bei der Analyse instationärer Signalabschnitte führt.

Auf der Grundlage des adaptiven Leistungsspektrums konnte der Nachweis der kontinuierlichen Bandleistungsberechnung bereits erbracht werden. In diesem Zusammenhang ist die Berechnung spektraler Eckfrequenzen und der Medianfrequenz im fortlaufenden Zeitkontext ohne weiteres möglich. Als spektrale Eckfrequenz bezeichnet man dabei die Grenzfrequenz, unter der ein bestimmter Prozentsatz der Gesamtenergie

¹ Narkograph: Weitere Informationen unter www.narcotrend.de

des Signals liegt. Üblicherweise kommen Eckfrequenzen bei 95% und 90% der Gesamtenergie zur Anwendung. Bei einem Leistungsanteil von 50% an der Gesamtenergie spricht man von der Medianfrequenz. Als Demonstration der Wirkungsweise kommt wieder das EEG-Signal nach Abb.11 zur Anwendung. Abb.15 zeigt den Verlauf der spektralen Eckfrequenzen bzw. der Medianfrequenz in ihrem zeitlichen Verlauf.

Auch hier ist insbesondere bei der Medianfrequenz (SEF50) das Auftreten von α -Spindeln detektierbar, da die Medianfrequenz im Bereich des Auftretens der α -Spindeln auch im α -Band lokalisiert werden kann. Ohne grossen technischen Aufwand ist es somit möglich, durch die Anwendung der adaptiven Korrelation ein komplettes Monitoring-System für einen Grossteil relevanter spektraler Parameter des EEG zu entwickeln. Da der Rechenaufwand durch die Struktur der zugrundeliegenden Verfahren relativ gering ist, sind

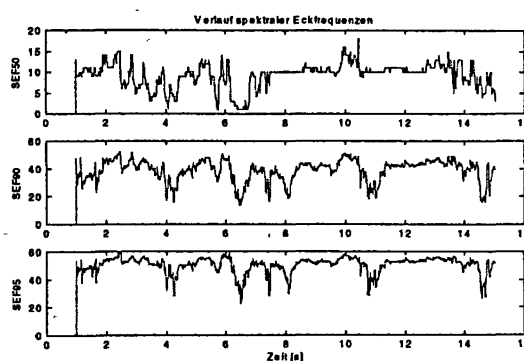


Abb. 15: Verlauf der spektralen Eckfrequenzen bei 50, 90 und 95% der spektralen Gesamtleistung auf der Basis des adaptiven Leistungsspektrums berechnet

zudem Hardwareimplementierungen dieser Algorithmik denkbar (Anfragen z.B. aus der technischen Diagnose für Sensorik in der Lagerüberwachung).

Adaptive Kohärenzberechnung

Bei der Untersuchung kognitiver Anforderungen hat sich die spektrale Kenngrösse Kohärenz als ein wesentlicher Untersuchungsparameter erwiesen. Damit ist es möglich, den funktionellen Zusammenhang zwischen verschiedenen Hirnarealen zu erfassen, und somit mentale Aktivitäten nachzuweisen. Als ein Beispiel wird der elementare Prozess der Konzeptaktivierung betrachtet. Der Proband sitzt vor einem Monitor und startet den Versuch per Knopfdruck. Nach 600 ms erscheint die Frage nach „Identischem Namen“ und ein erster Buchstabe (z.B. „A“). Nach einem Interstimulusintervall von 100 bis 600 ms wird ein zweiter Buchstabe (z.B. „a“) präsentiert. Der Proband hat jetzt die Frage so schnell wie möglich mit „JA“ oder „NEIN“ zu beantworten und eine entsprechende Taste zu betätigen. Im Falle der Übereinstimmung der beiden Buchstabennamen findet eine Konzeptaktivierung statt, die vornehmlich zur Aktivierung des Sprachzentrums (links parietal-temporal) führt. Während des Versuches findet eine EEG-Ableitung nach 10-20-System mit Referenz verbundene Ohren bei

einer Abtastfrequenz von 256 Hz statt. Detaillierte Voruntersuchungen zur Zeit-Frequenz-Analyse haben ergeben, dass das Frequenzband von 13 bis 20 Hz am sensitivsten reagiert.

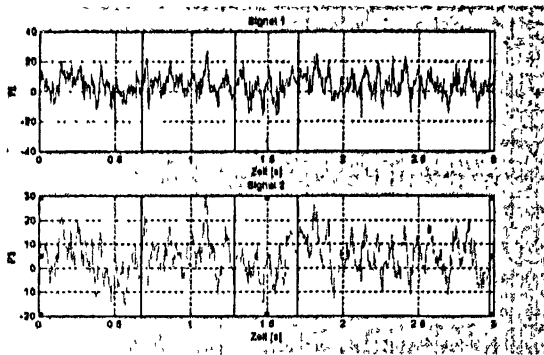


Abb. 16 :Signalverlauf an den EEG-Elektroden T5 und P3 während eines Versuches zur Konzeptaktivierung

Der folgende Versuch wurde bei einem Interstimulusintervall von 400 ms aufgenommen. Die 25-jährige Versuchsperson ist weiblich und Rechtshänder. Gezeigt werden die beiden EEG-Kanäle T5 und P3 (Abb.16), die über dem Sprachzentrum lokalisiert sind. Die mittleren Bandkohärenzen auf der Basis von Gl.7 das beta1-Band sollten nach Darbietung des zweiten Buchstabens eine Kohärenzerhöhung aufweisen, da es dann zu Synchronisationsprozessen zwischen benachbarten EEG-Kanälen speziell über dem Sprachzentrum kommt, wie es auch in der Abb.17 zu erkennen ist. Im Vergleich zur Kohärenzberechnung auf der Basis der ARMA-Modellierung nach Schack [5] kann ein qualitativ ähnliches Verhalten gezeigt werden.

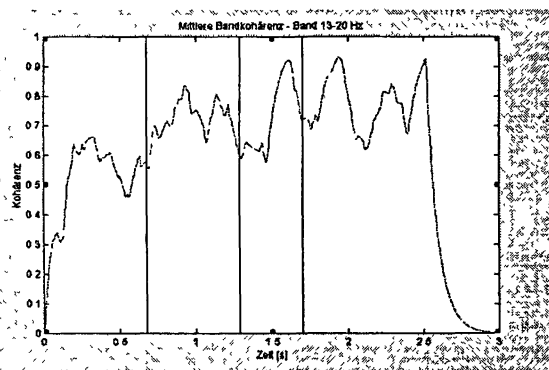


Abb. 17 :Signalverlauf an den EEG-Elektroden T5 und P3 während eines Versuches zur Konzeptaktivierung

DISKUSSION

Es konnte gezeigt werden, dass sich adaptiv rekursive Schätzverfahren auf der Grundlage einer adaptiven Korrelationsberechnung sehr gut zur Detektion von Instationaritäten eignen. An mehreren Beispielen der Signalanalyse wurde der Funktionsnachweis der zeitlich fortlaufenden Berechnung einer Vielzahl von Zeit- und Spektralkenngrößen erbracht, wodurch ein effektives Monitoring dieser Parameter, z.B. in der EEG-Analyse,

möglich erscheint. Für einen effektiven Einsatz derartiger Kenngrößen ist eine weitere Analyse notwendig. So stellt sich zum Beispiel die Frage, wie der Vektor der Adaptionskonstanten, wie er bei der Korrelation über die adaptiven Mittelwertschätzungen entsteht, günstig realisiert werden kann. Die bisherigen Untersuchungen sind immer von gleichen Adaptionskonstanten für alle Mittelwertschätzungen ausgegangen. Desweiteren existieren mehrere Ansätze, die Kohärenzberechnung nach Gl.7 zu verbessern. Da dabei die Verwendung von Autospektraldichten allein zur Normierung der Kohärenz dient, kann der Normierungsschritt auch vor der Berechnung der Spektralkenngrößen stattfinden. Dadurch lässt sich die Divisionsberechnung bei der Kohärenzermittlung umgehen, was u.U. zu einer besseren Interpretation der Ergebnisse führen kann.

Um die vorgestellten Verfahren für ein Monitoring einsetzen zu können, ist eine effektive softwaretechnische Realisierung notwendig, was derzeit untersucht wird.

Gefördert durch die DFG GR1555/1-2 und TMWFK B609-00011.

LITERATUR

- [1] Steuer, D., Grieszbach: Object-oriented realization of complex adaptive recursive estimation methods in biosignal analysis. Proc. of 3rd International Workshop on Biosignal Interpretation (BSI99), Chicago 1999, 245-248.
- [2] Griebach, G., Griebach, U.: Adaptive Korrelationsverfahren in der Biosignalanalyse. In: Muche, R., Büchele, G., Harder, D., Gaus, W. (Hrsg.), Medizinische Informatik, Biometrie und Epidemiologie (82), MMV München, 1997, 80-84
- [3] Schwilden, H., Schüttler, J., Stoeckel, H.: Closed-loopfeedback control of methohexital anesthesia by quantitative EEG analysis in humans. Anesthesiology, 67, 1987, 341-347.
- [4] Schultz, B., Schultz, A., Grouven, U., et al.: Changes with age in EEG during anesthesia. Anaesthesist. 1995, 44(7), 467-472.
- [5] Schack, B., Grieszbach, G., Krause, W.: The sensitivity of instantaneous coherence for considering elementary comparison processing. Part I: the relationship between mental activities and instantaneous EEG coherence. International Journal of Psychophysiology, 31, 1999, 219-240

Korrespondierender Autor

Dipl.-Ing. Dunja Steuer, Technische Universität Ilmenau,
 Institut für Biomedizinische Technik und Informatik,
 D-98684 Ilmenau, PF 100565
 Tel. +49 3677 69 1322, Fax. +49 3677 69 1311
 WEB : www-bmti.tu-ilmenau.de
 e-Mail : Dunja.Steuer@informatik.tu-ilmenau.de