

Evaluierung eines in Textilien integrierten EMG-Messsystems für den Oberkörper in einer Laborstudie

Tim STEINEBACH¹, Jurij WAKULA¹, Christian GIESE¹, Joachim VEDDER²

¹ *Institut für Arbeitswissenschaft, Technische Universität Darmstadt
Otto-Berndt-Straße 2, D-64287 Darmstadt*

² *Fachhochschule Vorarlberg, 6850 Dornbirn, Österreich*

Kurzfassung: In dieser Laborstudie wird ein körpergetragene EMG-Messsystem für den Oberkörper bezüglich seiner Akkuratheit und Präzision im Vergleich mit einem etablierten OEMG-System evaluiert, um die Eignung des Systems für Beanspruchungsanalysen in der Bauindustrie einschätzen zu können. Die beiden Systemkomponenten „Shirt“ für die EMG-Analysen im den Schulter-Arm-Bereich sowie „Belt“ für den Rückenbereich werden in je zwei standardisierten statischen bzw. dynamischen Szenarien mit 12 männlichen Probanden beurteilt. Die Ergebnisse zeigen, dass valide Vergleichsstudien mit dem Myontec-System möglich sind (hohe Korrelation mit dem etablierten System, hohe Präzision). Für Aussagen zur absoluten Höhe der muskulären Beanspruchung (Akkuratheit) bei statischen und dynamischen Szenarien ist das überprüfte System jedoch nur bedingt geeignet, da je nach Muskel und Szenario signifikante Messunterschiede zum etablierten System festgestellt werden konnten.

Schlüsselwörter: Wearable, EMG-Messsystem, Textilelektroden, Akkuratheit, Präzision

1. Motivation und Stand der Forschung

„Wearables“ und „Smarte Textilien“ erhalten in den letzten Jahren vermehrt Einzug in Arbeitswissenschaft sowie Praxis und werden unter anderem genutzt, um objektive Belastungs- bzw. Beanspruchungsparameter erheben zu können. Im Vergleich zu wissenschaftlichen Messsystemen liegen die Vorteile dieser Systeme in der günstigen Verfügbarkeit, dem geringen Zeitaufwand für Initialisierung und Kalibrierung sowie der geringeren benötigten Fachkundigkeit der Anwender (Piwek et al., 2016). Das hier betrachtete Myontec-System ist zudem kabellos und hat somit keine Bewegungseinschränkungen, sodass es prinzipiell auch für Anwendungen in der Praxis, wie z.B. in der Bauindustrie einsetzbar wäre.

Bevor diese neuartigen Systeme jedoch für arbeitswissenschaftliche Fragestellungen eingesetzt werden, sollte deren Messgenauigkeit anhand etablierter Messsysteme evaluiert werden. Die Genauigkeit eines Messsystems untergliedert sich in die beiden Dimensionen „Akkuratheit“ und „Präzision“ (DIN ISO 5725-1), siehe Abbildung 1. Die Akkuratheit, manchmal auch Richtigkeit genannt, bezeichnet in diesem Beitrag die absolute Abweichung der Mittelwerte zwischen dem etablierten und dem zu evaluierenden System (systematischer Fehler). Die Präzision hingegen charakterisiert die Streubreite der erhaltenen Messwerte bei Messwiederholung und gibt somit zufällige Fehler an (Zappa, 2009). Am IAD sind in der Vergangenheit bereits andere Studien bezüglich der Akkuratheitsevaluation durchgeführt worden (z.B. Steinebach et al., 2020).

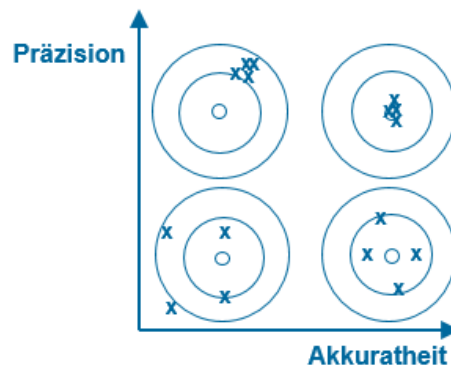


Abbildung 1: Unterteilung der Genauigkeit in Akkuratheit und Präzision (vgl. DIN ISO 5725-1)

In der Literatur liegen Evaluationsergebnisse zum aktuellen Zeitpunkt lediglich für die Myontec-Hose vor, die aber grundsätzlich das gleiche Funktionsprinzip aufweist. Kraus (2016) gibt hohe Korrelationskoeffizienten der Myontec-Hose mit dem etablierten Vergleichssystem zwischen 0,79 und 0,96 an und schließt daraus, dass das System für Biofeedback-Anwendungen ausreichend valide EMG-Signale liefert.

Zu ähnlichen Schlussfolgerungen kommen Finni et al. (2007), welche eine hohe Wiederholgenauigkeit angeben und das System mithilfe von Bland-Altman-Diagrammen analysieren. Die Myontec-Hose wird als ausreichend valide Methode zur Erfassung myoelektrischer Signale dargestellt.

Zuletzt untersuchen Colyer & McGuigan (2018) das System bezüglich der Akkuratheit. Während identisch ausgeführten Bewegungsabläufen der unteren Extremitäten - nacheinander mit den beiden Messeinrichtungen gemessen - zeigen sich relativ geringe Abweichungen der absoluten Messwerte bei niedriger EMG-Aktivität, während die Übereinstimmung bei höheren Aktivitäten schlechter wird. Die Präzision wird mit Variationskoeffizienten zwischen 9,8 und 13 % als hoch angegeben.

Bisher gibt es keine Studien zum Myontec-System für den Oberkörper, bestehend aus Shirt und Belt (Rückengurt), in Bezug auf dessen Genauigkeit.

2. Methodik

Das untersuchte Messsystem der Firma Myontec teilt sich in die zwei Komponenten „Shirt“ und „Belt“ auf. Das Shirt ist in fünf verschiedenen Größen erhältlich, wobei für akkurate Messungen vom Hersteller je Größe bestimmte anthropometrische Maße, wie z.B. der Oberarmumfang, vorgegeben werden. In die Textilien sind bipolare Elektroden eingenäht, die auf der Haut aufliegen und die Muskelpotentiale des m. trapezius pars descendens, m. deltoideus pars acromialis, m. biceps brachii und aggregierte Potentiale der kleineren Unterarmmuskeln je auf beiden Körperseiten aufnehmen. Der Belt wird oberhalb der Hüfte getragen und per Klettverschluss geschlossen. Mit ihm lassen sich Signale des m. erector spinae und m. multifidus aufzeichnen. Die Aufnahme Frequenz des Geräts beträgt 1000 Hz.

Als Vergleichssystem wird das portable TeleMyo 2400 G2 der Firma Noraxon verwendet. Oberflächenelektroden werden auf den vom Myontec-System vorgegebenen Muskeln auf der dominanten Körperseite aufgebracht und mit einer Frequenz von 1500 Hz aufgezeichnet. Die EMG-Signale wurden gleichgerichtet, mit dem RMS-Verfahren (100 ms) geglättet und zum MVC (520 ms) normiert.

Die Evaluierungsstudie im IAD-Labor untergliedert sich in insgesamt 4 Versuchsszenarien – zwei statische Szenarien („Überkopfböhen“ mit 30 N Anpresskraft, „Boh-

ren nach vorne in die Wand“ mit 40 N Anpresskraft) und zwei dynamische Szenarien („Bewegen einer Hantel“, „Aufnehmen und Eindrehen von Schrauben in ein Gewinde“). Bei den statischen Versuchen wurde das Bohren mit einem ca. 3 kg schweren Akkuschauber lediglich simuliert, indem dieser auf eine Platte gepresst wurde. Zur Kontrolle der aufgebracht Druckkräfte wurde ein 3D-Kraftmessgestell genutzt, wobei der Proband seine aktuell aufgebrauchte Druckkraft in Echtzeit verfolgen und anpassen konnte. Alle Szenarien mussten mit beiden Systemen nacheinander durchlaufen werden, da die Auflageflächen der Elektroden sich bei gleichzeitiger Nutzung gegenseitig behindern würden. In den dynamischen Versuchen wurden die Bewegungen durch eine genaue Vorgabe eines Taktes mittels eines Metronoms standardisiert. Die Versuchsreihenfolge wurde permutiert, um Reihenfolgeeffekte zu verhindern. Ferner wurden ausreichend lange Pausen eingelegt, um Effekte durch Muskelermüdung zu minimieren.

Insgesamt nahmen 12 männliche Probanden an der Studie teil (Alter: $25,6 \pm 2,7$ Jahre, Körpergröße: $186,3 \pm 4,8$ cm; Körpergewicht: $84,4 \pm 7,6$ kg; Oberarmumfang: $32,3 \pm 1,1$ cm; Schulterbreite: $44,6 \pm 1,0$ cm). Alle Probanden trugen ein Shirt der Größe L und bewegten sich innerhalb der vom Hersteller angegebenen anthropometrischen Maße.

Zur statistischen Auswertung wurden, je nachdem ob eine Normalverteilung vorlag, gepaarte t-Tests bzw. Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests auf einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ verwendet. Zusätzlich zur Akkuratheit und Präzision wurde in den dynamischen Versuchen die Korrelation der beiden EMG-Signale bestimmt, um zu überprüfen, ob das Myontec-Signal unabhängig von der absoluten Höhe der EMG-Werte einen ähnlichen Verlauf der elektrischen Aktivität wie das etablierte System aufzeichnet. Da die entsprechenden Daten nicht normalverteilt sind, wurde der Spearman Korrelationskoeffizient ermittelt.

3. Ergebnisse

3.1 Akkuratheit

In Abbildung 2 und 3 werden die gemessenen mittleren elektrischen Aktivitäten (EA) in % vom MVC für die statischen (Abb.2 a,b) und dynamischen Szenarien (Abb.3 a,b) aufgetragen. Signifikante Unterschiede der beiden Systeme sind mit einem Stern gekennzeichnet.

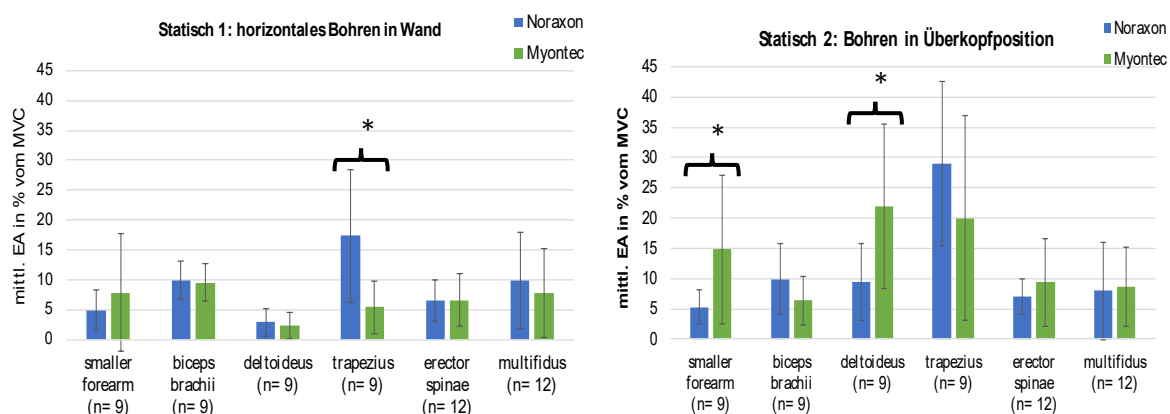


Abbildung 2 a, b: Mittlere EA in % vom MVC in den statischen Szenarien

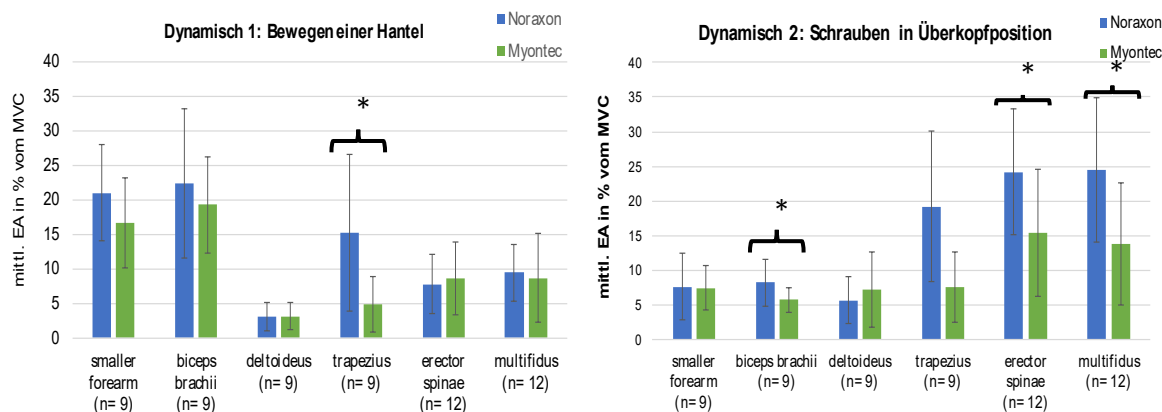


Abbildung 3 a,b: Mittlere EA in % vom MVC in den dynamischen Szenarien

Signifikante Unterschiede zwischen den beiden Messsystemen ergeben sich insbesondere im Schulterbereich (m. trapezius und m. deltoideus) sowie beim zweiten dynamischen Szenario bei beiden Rückenmuskeln. Auffällig ist außerdem, dass die gemessene EA des etablierten Systems gerade bei den dynamischen Szenarien mehrheitlich über jenen des Myontec-Systems liegt.

3.2 Präzision und Korrelation mit dem etablierten System

In Abbildung 4 wird beispielhaft die Präzision des überprüften Systems bei dem zweiten dynamischen Szenario analysiert. Es ist festzustellen, dass es kaum Abweichung bei der Messwiederholung gibt. Lediglich beim m. deltoideus sind die Abweichungen tendenziell etwas höher.

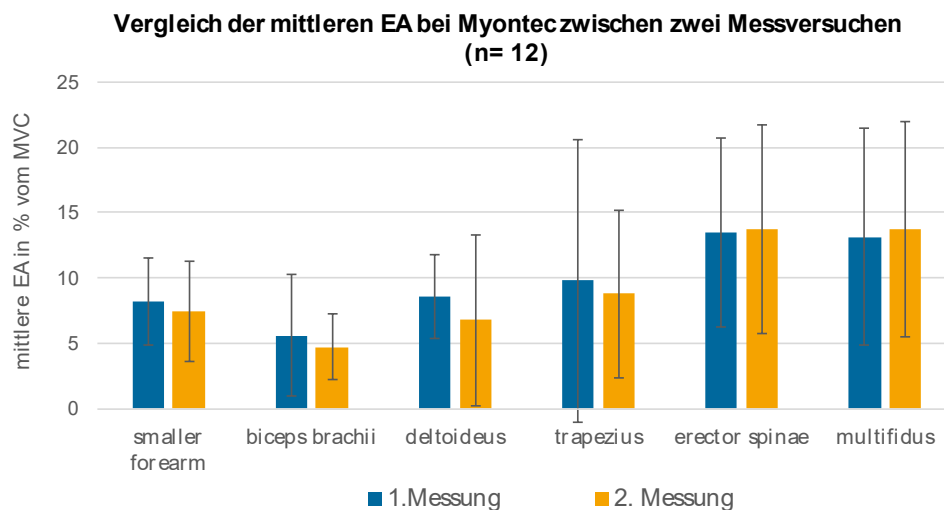


Abbildung 4: Mittlere EA in % vom MVC bei Messwiederholung mit dem Myontec-System

Zudem werden in Tabelle 1 die Korrelationskoeffizienten zwischen den synchronisierten EA-Verläufen von Noraxon und Myontec bei den dynamischen Szenarien dargestellt. Abgesehen vom m. deltoideus bewegen sich alle im Bereich mittlerer bzw. hoher Korrelationen (Cohens, 1992).

Tabelle 1: Korrelationskoeffizienten zwischen den EMG-Verläufen von Noraxon und Myontec bei den dynamischen Szenarien (* $p < 0,01$; Spearman Korrelations-Koeffizient)

Systemkomponente	Muskel	Korrelationskoeffizient
„Shirt“	Unterarmmuskeln	0,397*
	m. biceps brachii	0,531*
	m. deltoideus pars acromialis	0,100*
	m. trapezius pars descendens	0,404*
„Belt“	m. erector spinae	0,507*
	m. multifidus	0,410*

4. Diskussion

Auf Basis der durchgeführten Laborversuche lässt sich erkennen, dass die *Akkuratheit* des Myontec-Systems sich je nach Muskel und Szenario unterscheidet. Der m. biceps und die Rückenmuskeln m. erector spinae sowie m. multifidus sind in den meisten Szenarien relativ akkurat und besitzen nur geringe absolute Abweichungen. Eine Ausnahme bildet das zweite dynamische Szenario. In diesem müssen in einem bestimmten Takt Schrauben vom Boden aufgenommen und über Kopfhöhe in ein Gewinde eingeschraubt werden. Im Gegensatz zu Szenario „Dynamisch 1“, ist hierbei auch der Rückenbereich dynamisch belastet. Hierbei nimmt die Akkuratheit der beiden Rückenmuskeln signifikant ab und es kommt zu größeren Abweichungen im Vergleich zum Noraxon-Gerät. Ursache hierfür könnte eine Relativbewegung zwischen dem Myontec-Belt und der darunterliegenden Haut bzw. der Ableitstelle der Muskelpotentiale sein. Die aufgeklebten Elektroden des Noraxon-Systems hingegen bleiben zu jeder Zeit des Versuchs an identischer Position.

Ähnlich verhält es sich bei den Muskeln des Schulter-Nacken-Bereichs (m. deltoideus, m. trapezius). Die Akkuratheit ist hier sowohl bei den statischen als auch bei den dynamischen Szenarien gering - es kommt zu großen absoluten Abweichungen. Während den Versuchen konnte bei bestimmten Bewegungen bzw. Körperhaltungen ein „Abheben“ der Myontec-Textilien von der Haut beobachtet werden. Wenn die in die Textilien vernähte Elektrode in diesen Fällen den Kontakt zur Ableitfläche verliert, könnte dies für die geringe Akkuratheit insbesondere im komplexen Schultergelenk sorgen. Die mit dem Myontec-System gemessene elektrische Aktivität wird in den meisten Fällen im Vergleich mit Noraxon unterschätzt - dies ist im Falle von Messungen in der Praxis als kritisch zu beurteilen, da Überbeanspruchungen somit unentdeckt bleiben können.

Im Vergleich zu den vorliegenden Ergebnissen zur Myontec-Hose aus der Literatur ist bei dem System für den Oberkörper also insgesamt mit einer geringeren Akkuratheit zu rechnen.

Die *Präzision* hingegen ist in dem Versuch zur Messwiederholung in einem akzeptablen Bereich. Die Streuung der gemessenen EA scheint innerhalb des Systems relativ gering zu sein.

Die *Korrelationen* der EA-Verläufe zwischen den beiden Messsystemen liegen für fast alle Muskeln in mittelhohen bis hohen Bereichen und sind hochsignifikant. Die Verläufe der elektrischen Aktivität lassen sich somit gut zwischen verschiedenen Szenarien vergleichen, auch dann, wenn keine hohe Akkuratheit vorliegt. Konkret heißt dies, dass sich die EA-Verläufe auf einem unterschiedlichen absoluten Niveau bewegen, grundsätzlich jedoch ähnliche Verlaufscharakteristika aufweisen. Hieraus lässt

sich ableiten, dass das System für Analyseprobleme, bei denen z.B. zwei verschiedene Design-Optionen verglichen werden sollen, ohne eine Aussage über die absolute Höhe der Beanspruchung treffen zu müssen, durchaus geeignet sein kann. Zu beachten ist, dass entgegen der anderen untersuchten Muskeln die Korrelation des m. deltoideus pars acromialis als gering eingestuft werden muss.

Die vorgestellte Studie unterliegt einer Reihe von Limitationen. So ist das etablierte Vergleichssystem zwar seit Jahrzehnten in der Forschung im Einsatz, jedoch ist auch hier nicht von einer perfekten Akkuratheit auszugehen - dennoch wird es in der Studie als „Gold-Standard“ zum Vergleich verwendet. Zudem wurden die Systeme getrennt voneinander ausgewertet, sodass es zu kleineren Abweichungen in der Versuchsausführung gekommen sein kann. Diese wurden jedoch durch Standardisierungsmaßnahmen weitestgehend ausgeschlossen.

5. Fazit und Ausblick

In der vorgestellten Studie konnte ein in Textilien integriertes EMG-Messsystem anhand des Vergleichs mit einem etablierten System in Bezug auf die Messgenauigkeit evaluiert werden. Die Akkuratheit des Myontec-Systems ist als eher gering zu bewerten und weist insbesondere in den Muskeln des Nacken-Schulter-Bereichs und bei dynamischen Szenarien hohe Abweichungen auf. Die Präzision hingegen ist in den dynamischen Versuchen auf einem ausreichend hohen Niveau.

Es lässt sich somit festhalten, dass das evaluierte System (Shirt & Belt) für Aussagen zur absoluten Höhe der Beanspruchung nur bedingt geeignet ist. Aufgrund der hohen Korrelation der EA mit dem Vergleichssystem bei den meisten Muskeln ist eine Analyse der physiologischen Beanspruchung in Vergleichsstudien möglich.

6. Literatur

- Cohen J (1992) A power primer. *Psychological bulletin*, 112(1), 155.
- Colyer S, McGuigan P (2018) Textile Electrodes Embedded in Clothing: A Practical Alternative to Traditional Surface Electromyography when Assessing Muscle Excitation during Functional Movements. *Journal of Sports Science & Medicine* 17(1):101–109.
- DIN ISO 5725 (1997). Genauigkeit (Richtigkeit und Präzision) von Messverfahren und Messergebnissen - Teil 1: Allgemeine Grundlagen und Begriffe. Beuth Verlag, Berlin.
- Finni T, Hu M, Kettunen P, Vilavuo T, Cheng S (2007) Measurement of EMG activity with textile electrodes embedded into clothing. *Physiological measurement* 28 (11):1405–1419.
- Kraus K (2016) Functional Movement Screen – Aspekte der Validität. Reliability of Textile Electromyography Sensors. Dissertation, Universität der Bundeswehr München.
- Piwek L, Ellis DA, Andrews S, Joinson A (2016) The rise of consumer health wearables: promises and barriers. *PLoS medicine*, 13(2).
- Steinebach T, Grosse EH, Glock CH, Wakula J, Lunin A (2020). Accuracy evaluation of two markerless motion capture systems for measurement of upper extremities: Kinect V2 and Captiv. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*.
- Zappa M (2009) Messtechnische Begriffe und ihre Bedeutung im Laboralltag, Teil 1: Richtigkeit, Präzision und Genauigkeit. Mettler Toledo.



Gesellschaft für
Arbeitswissenschaft e.V.

Arbeit HUMAINE gestalten

67. Kongress der
Gesellschaft für Arbeitswissenschaft

Lehrstuhl Wirtschaftspsychologie (WiPs)
Ruhr-Universität Bochum

Institut für Arbeitswissenschaft (IAW)
Ruhr-Universität Bochum

3. - 5. März 2021

GfA-Press

Bericht zum 67. Arbeitswissenschaftlichen Kongress vom 3. - 5. März 2021

**Lehrstuhl Wirtschaftspsychologie, Ruhr-Universität Bochum
Institut für Arbeitswissenschaft, Ruhr-Universität Bochum**

Herausgegeben von der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.
Dortmund: GfA-Press, 2021
ISBN 978-3-936804-29-4

NE: Gesellschaft für Arbeitswissenschaft: Jahresdokumentation

Als Manuskript zusammengestellt. Diese Jahresdokumentation ist nur in der Geschäftsstelle erhältlich.

Alle Rechte vorbehalten.

© **GfA-Press, Dortmund**

Schriftleitung: Matthias Jäger

im Auftrag der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V.

Ohne ausdrückliche Genehmigung der Gesellschaft für Arbeitswissenschaft e.V. ist es nicht gestattet:

- den Kongressband oder Teile daraus in irgendeiner Form (durch Fotokopie, Mikrofilm oder ein anderes Verfahren) zu vervielfältigen,
- den Kongressband oder Teile daraus in Print- und/oder Nonprint-Medien (Webseiten, Blog, Social Media) zu verbreiten.

Die Verantwortung für die Inhalte der Beiträge tragen alleine die jeweiligen Verfasser; die GfA haftet nicht für die weitere Verwendung der darin enthaltenen Angaben.

Screen design und Umsetzung

© 2021 fröse multimedia, Frank Fröse

office@internetkundenservice.de · www.internetkundenservice.de