



Das Combyn™-ECG „Made in Austria“: neues 12-Kanal-Routine-EKG eröffnet umfangreiche Diagnosemöglichkeiten

Seit mehr als 100 Jahren wird das EKG nahezu unverändert geschrieben: seit dem Jahr 1903 mit den Ableitungen I, II, III nach Einthoven,¹ seit dem Jahr 1934 mit den Brustwandableitungen V1–V6 nach Wilson² und seit dem Jahr 1942 mit den zusätzlichen „augmented leads“ aVR, AVL und aVF nach Goldberger³. Dies sollte sich mit Verwendung des Combyn™-ECGs in Hinkunft ändern.

Das Combyn™-ECG

Hintergrund

Bei der routinemäßigen Aufzeichnung des EKG sind die Ergebnisse meist unergiebig. Viele Erkrankungen des Herzens, wie Herzinsuffizienz, Erkrankungen der Gefäße, des Wasser- und Muskelhaushaltes können nicht diagnostiziert werden, da das EKG ausschließlich die elektrische Aktivität des Herzens analysiert. Hauptfunktion des Herzens ist hingegen seine Pumpfunktion zur Versorgung der parenchymatösen Organe und der Muskeln mit Nährstoffen und Sauerstoff über die Gefäße.

Unsere Idee für ein neues EKG war, die ohnehin am Körper befestigten Elektroden gleichzeitig für andere Zwecke zu nutzen, und so haben wir zusätzliche physikalische Verfahren wie die segmentale Impedanzspektroskopie und die segmentale Impedanzrheografie in die Hardware des 12-Kanal-EKG integriert. Dies ist besonders vorteilhaft, da durch Anbringen einer einzigen zusätzlichen Doppelelektrode am Hals der Körper in 6 Segmente, nämlich beide Arme, beide Beine, Thorax und Abdomen, unterteilt werden kann. In diesen 6 Segmenten kann die Verteilung von extrazellulärem und intrazellulärem Wasser durch segmentale Impedanzspektroskopie und die Beschleunigung des Blutes mittels Impedanzrheografie in 6 Körpersegmenten analysiert werden. Die segmentale Impedanzspektroskopie hat sich in der Vergangenheit viel besser als alle anderen Verfahren bewährt, um die Körperzusammensetzung genau zu analysieren. Die segmentale Impedanzrheografie hingegen misst den zeitlichen Verlauf der winzigen

Veränderungen des segmentalen Volumens in den einzelnen Körpersegmenten, welche durch den Herzschlag verursacht sind. Dieses Verfahren sollte keinesfalls mit der Impedanzkardiografie verwechselt werden, mit welcher vergeblich versucht wurde, das Schlag- und Herzminutenvolumen bei Herzkranken zu schätzen.⁴

Zahlreiche technische Probleme mussten von uns gelöst werden. So sollte das Untersuchungsverfahren so in das Routine-EKG integriert werden, dass das ausführende Personal keinerlei Unterschiede zum Routine-EKG merkt und keine zusätzlichen Handgriffe notwendig werden und keine Verzögerungen entstehen. Dies bringt das Problem mit sich, dass bei den zahlreichen am Körper fixierten Kabeln

der eingebrachte Wechselstrom in niedrigster Intensität nicht mehr den Pfad nimmt, der für ihn vorgesehen ist, sondern unbeabsichtigte Wege nimmt und so die Messergebnisse völlig verfälscht werden. Deswegen besteht die Notwendigkeit, sehr komplexe Kabel zu fertigen, welche mit einem herkömmlichen EKG-Kabel nichts gemeinsam haben. Das Hauptproblem jedoch ist, die gewonnenen elektrischen Daten in sinnvolle physiologische und pathophysiologische Signale umzuwandeln. Dies wurde durch aufwendige Eichverfahren des Combyn™-ECG, z.B. mit Ganzkörper-DXA, Deuterium- und Natriumbromid-Verdünnungsmethoden, NT-proBNP-Bestimmungen, Ankle-Brachial-Index- und Doppelgas-Schlagvolumen-Bestimmung mittels des Fick'schen Prinzips an Hunderten Patienten verwirklicht. Abbildung 1 zeigt die Signale des 12-Kanal-EKG mit den gleichzeitig gewonnenen Rheogrammen in den verschiedenen Körpersegmenten.

Physikalische und physiologische Grundlagen des Combyn™-ECG

Integration von segmentaler Impedanzrheografie in das Combyn™-ECG

Chronische Herzinsuffizienz

Ausgangspunkt für die Integration dieses Verfahrens war die Hypothese, dass BNP oder auch NT-pro-BNP „Stretch-release“-Hormone⁵ sind, die vom Herzmuskel ausgeschüttet werden, wenn eine Überdehnung desselben weniger Interaktion zwischen Aktin- und Myosin-Elementen bewirkt (Abb. 2). Gleichzeitig ist bekannt, dass bei einer Überdehnung des



Abb. 1: Das 12-Kanal-EKG mit gleichzeitig gewonnenen Rheogrammen im Rumpf und in den Extremitäten. Die Kurven von linkem und rechtem Bein sind ident und so überlagert, dass sie wie eine einzelne Kurve imponieren

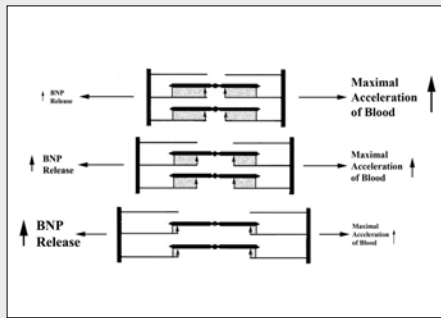


Abb. 2: Die zugrunde liegende Hypothese für die Erkennung einer Herzinsuffizienz ist eine postulierte inverse Korrelation zwischen NT-proBNP und Beschleunigung des Blutes

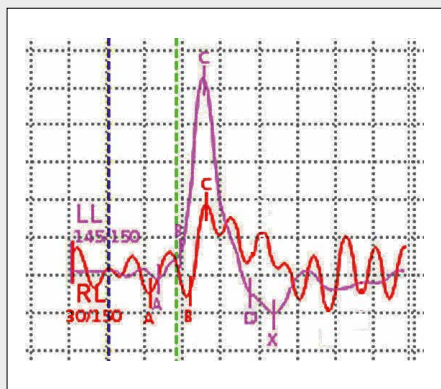


Abb. 5: Unterschiedliche Rheogramme des linken und des rechten Beines bei PAVK ermöglichen die Vermutungsdiagnose während der EKG-Schreibung

Herzmuskels auch die Beschleunigung des Blutes mit dem Herzschlag abnimmt. Die Ausgangshypothese war, dass BNP-Spiegel und die Beschleunigung des Blutes invers korreliert sind. Dies wurde in der Zwischenzeit auch bei zahlreichen Gesunden und Herzkranken bestätigt.⁶ Abbildung 3 zeigt die ROC-Kurve für die Erkennung einer Herzinsuffizienz anhand einer multiplen logistischen Regression.

Aortale Volumswellenlaufzeit: Aortensteifheit

Es ist bekannt, dass die Messung der aortalen Pulswellenlaufzeit eine Möglichkeit darstellt, über die traditionellen Risikofaktoren hinaus eine Stratifikation des kardiovaskulären Risikos durchzuführen.⁷ Dadurch, dass die Beschleunigung des Blutes in mehreren Körpersegmenten gemessen wird, ist es mit dem Combyn™-ECG auch möglich, die Ausbreitung der Volumswelle in den 6 Körpersegmenten zu erfassen, so während der Aufzeichnung des Ruhe-EKG die Volumswellenlaufzeit zeitgleich und automatisch zu erfassen und damit die Steifheit der Aorta zu diagnos-

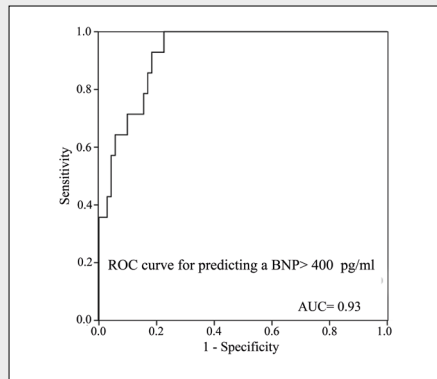


Abb. 3: ROC-Kurve für die Erkennung einer Herzinsuffizienz mithilfe einer logistischen Regression

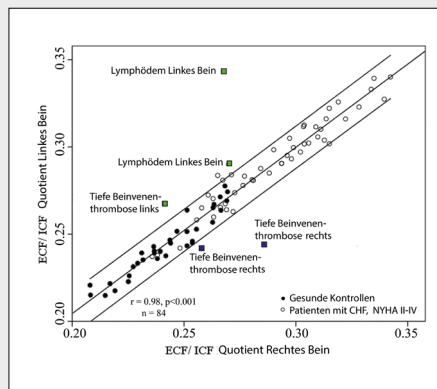


Abb. 6: Eine Expansion des Extrazellulärvolumens ist symmetrisch an beiden Beinen bei chronischer Herzinsuffizienz und einseitig bei Lymphödem oder Thrombosen erfassbar

tizieren (Abb. 4). Die gewonnenen Werte stimmen exzellent mit der Pulswellenlaufzeit überein, was nicht verwunderlich ist, da die Volumswelle die physikalische Grundlage für die Druckwelle darstellt.

Periphere Durchblutungsstörungen

Beim Vergleich der beiden Beine ist es auch möglich, festzustellen, ob die Beschleunigung der Volumswelle in einem Bein geringer ausgeprägt ist als im anderen Bein, sodass dort eventuell eine PAVK erkannt werden kann (Abb. 5). Die Sensitivität und Spezifität dieser Methode werden derzeit in weiteren Untersuchungen abgeklärt.

Integration von segmentaler Impedanzspektroskopie in das Combyn™-ECG

Hydrisierung des Körpers und von Körperteilen

Es ist bekannt, dass durch Messung der Impedanz bei verschiedenen Herzfrequenzen zwischen extrazellulärem Wasser und intrazellulärem Wasser differenziert werden kann. Die Mehrfrequenz-Impedanzanalyse wird daher seit Jahren verwendet,

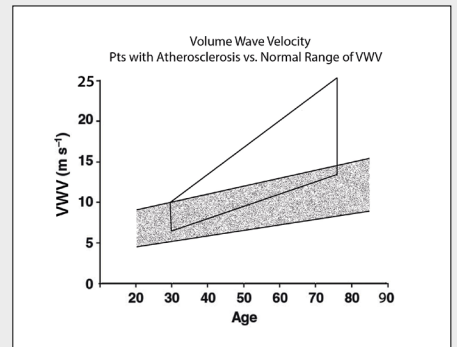


Abb. 4: Der unterschiedliche Zeitpunkt der Volumswelle in den Extremitäten ermöglicht bei Kenntnis der Rumpflänge eine Messung der Volumswellenlaufzeit, welche die Basis für die Pulswelle darstellt. Daher sind die Normwerte mit der Pulswellengeschwindigkeit (PWV) identisch

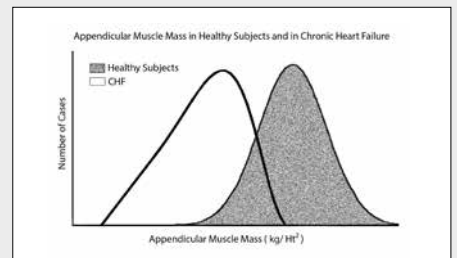


Abb. 7: Da intrazelluläres Wasser in den Extremitäten ausschließlich der Muskelmasse entspricht, kann die appendikuläre Muskelmasse genau gemessen und eine Sarkopenie erfasst werden; hier bei Patienten mit chronischer Herzinsuffizienz

um die Schwellung einer einzelnen Extremität, z.B. verursacht durch Lymphödem bei St. p. Mammaamputation, zu quantifizieren.⁸ Diese Methode ist im Combyn™-ECG integriert und ermöglicht, einseitige frische Thrombosen bzw. einseitiges Lymphödem zu detektieren. Da das Verhältnis von intrazellulärem zu extrazellulärem Wasser sehr gut erfasst werden kann, ist es durch diese Methode auch möglich, eine Überhydrisierung bei Herzinsuffizienz⁶ oder bei Niereninsuffizienz zu erkennen. Abbildung 6 zeigt den Anstieg des extrazellulären Wassers nicht nur symmetrisch in beiden Beinen bei Herzinsuffizienz, sondern auch bei einseitigem Lymphödem oder Venenthrombosen.

Sarkopenieerkennung

Da das intrazelluläre Wasser in den Extremitäten ausschließlich der dort vorhandenen Muskelmasse entspricht, ist es mit diesem Verfahren auch möglich, in den Extremitäten die appendikuläre Muskelmasse zu quantifizieren und so auch eine weitere wichtige Folge der Herzinsuffizi-

enz sowie von Lungen- und anderen Erkrankungen, wie etwa Malignomen, nämlich eine Sarkopenie, zu quantifizieren. Diese Methode wurde anhand der Ganzkörper-DXA bei mehr als 100 Patienten geeicht und verifiziert (Abb. 7).⁹ Da auch das Körperfett in einzelnen Körperteilen, also auch im Rumpf, gemessen werden kann, ist es auch möglich, die „sarkopenische Adipositas“, einen wichtigen Risikofaktor für viele Stoffwechselerkrankungen, z.B. auch den Diabetes Typ 2, zu erfassen.

Medizinische und wirtschaftliche Vorteile des Combyn™-ECG

Vorteil des Combyn™-ECG ist, dass alle oben angeführten Untersuchungsergebnisse als „Nebenprodukt“ des EKG, ohne Zeitverzögerung und ohne zusätzliche Personalkosten, dem Arzt zur Verfügung gestellt werden. Bekanntlich ist das EKG auch bei schweren Herzerkrankungen häufig normal. Mit dem Combyn™-ECG können auch nicht kardiologisch tätige

Ärzte in Bezug auf das potenzielle Vorliegen einer Herzinsuffizienz gewarnt werden und so die notwendigen Untersuchungen veranlassen. Die Mechanik des Herzkreislauf-Systems, die Funktion der großen Gefäße, der Flüssigkeitshaushalt und der Muskelstatus werden durch das konventionelle EKG nicht erkannt. Mit dem neuen EKG hingegen werden diese Ergebnisse zeitgleich als wissenschaftlicher Report mitgeliefert. Daher ist das Combyn™-ECG auch für die Präventiv- und Sportmedizin und in der Rehabilitation besonders wertvoll.

Ein Gesundheitsreport inklusive Verlaufskontrolle wird dem Patienten grafisch zur Verfügung gestellt. Dies fördert die Patientenbindung an den Arzt und begründet auch eine häufigere Aufzeichnung des refundierten Ruhe-EKG als bisher. Auch eine Refinanzierung der Anschaffungskosten des Gerätes ist über diesen Gesundheitsreport möglich.

Das Combyn™-ECG erhielt 2016 die CE-Zertifizierung, die ersten klinischen Abteilungen in Österreich wurden bereits mit

diesem Gerät ausgestattet. Unterstützt wurde es von der SFG, Projekt-Nr. 1000034146 und 1000037669, und von der FFG, Projekt-Nr. 849750 und 855562. ■

Autor: Univ.-Prof. Dr. **Falko Skrabal**
Academic Technologies at:
Institute of Cardiovascular Medicine
Mariatroster Straße 67, 8043 Graz
www.ac-tc.at
E-Mail: falko.skrabal@medunigraz.at

●01

Literatur:

1 Einthoven W: Pflügers Archiv 1903; 99: 472-80 2 Wilson FN et al: Am Heart J 1934; 9: 447-58 3 Goldberger E et al: Am Heart J 1942; 23: 483-92 4 Kamath SA et al: Am Heart J 2009; 158: 217-23 5 Bruneau BG et al: Am J Physiol 1997; 273: H2678-86 6 Skrabal F et al: Med Eng Phys 2014; 36: 896-904 7 Tsao CW et al: J Am Heart Assoc 2015; 4: e002189 8 Hayes S et al: Breast Cancer Res Treat 2005; 89: 221-6 9 Skrabal F et al: submitted 2016

Entgeltliche Einschaltung

AC-TC Academic Technologies
Institute of Cardiovascular Medicine GmbH
Mariatroster Straße 67, 8043 Graz
www.ac-tc.at