

**Institut für Physiologie, Universitätsklinikum
Benjamin Franklin, Freie Universität Berlin**

Bio-Informatik-Cluster B2

Herz II: Struktur / Funktion

Untersuchungsmethoden der elektrischen und mechanischen Myokardfunktion

A.R. Pries, H. Habazettl, L. Da Silva-Azevedo

Sommer-Semester 2003

Zur Vorbereitung auf das Seminar und Praktikum ist das Studium eines einschlägigen Lehrbuchs der Physiologie zum Erwerb grundlegender Kenntnisse zu Erregungsbildung und Ausbreitung im Herzen, des Prinzips der EKG-Ableitung und der EKG-Diagnostik sowie der Herzanatomie und Herzmechanik erforderlich.

Einführung

Das Herz hat im Organismus die primäre Aufgabe, das aus dem Körperkreislauf zurückfließende Blut zu sammeln, zunächst durch die Lunge (O₂-Aufnahme, CO₂-Abgabe) (rechtes Herz) und sodann in den Körperkreislauf (linkes Herz) zu pumpen zur Versorgung der Organe mit O₂ und Nährstoffen. Dazu ist das Herz aus zwei Vorhöfen und 2 Kammern aufgebaut. Ein gerichteter Blutstrom wird durch die Ventilwirkung der Herzklappen zwischen Vorhöfen und Kammern (Segelklappen: Trikuspidalklappe rechts und Bikuspidal- bzw. Mitralklappe links) sowie zwischen den Kammern und der A. pulmonalis (rechts) und der Aorta (links) gewährleistet.

Eine effektive rhythmische Kontraktion und Erschlaffung der Kammern erfordert die simultane Depolarisation und Repolarisation des Membranpotentials aller Herzmuskelzellen. Die Generierung dieser elektrischen Erregung erfolgt autonom im Sinusknoten im Bereich des rechten Vorhofs. Die elektrische Erregung breitet sich zunächst über das Myokard beider Vorhöfe aus, eine direkte Ausbreitung auf die Ventrikel ist nicht möglich, da das Bindegewebe zwischen Vorhöfen und Ventrikeln als Isolierschicht wirkt. Einzig über das spezifische Leitungssystem, bestehend aus AV- (atrio-ventrikulär) Knoten, Hisbündel, Tawaraschenkel und Purkinjefasern erreicht die elektrische Erregung zunächst das Herzseptum und die Ventrikelspitze, wobei im AV-Knoten eine Verzögerung der Überleitung eintritt. Im Herzmuskelgewebe breitet sich die Erregung dann von der Herzspitze zur Basis aus. Die Erregungsrückbildung durch Repolarisation der Zellen erfolgt von der Basis zur Herzspitze hin.

Diese Vorgänge können im EKG abgebildet werden.

Während des etwa 300 ms lang andauernden Aktionspotentials der Herzmuskelzellen strömt Kalzium in die Zellen ein und triggert dort die Freisetzung von noch größeren Mengen an Kalzium aus dem zellulären Speicher, dem Sarkoplasmatischen Retikulum. Dieses Kalzium induziert letztlich durch Bindung an ein Protein (Troponin C) auf den Aktinfilamenten die Interaktion von Aktin- und Myosinfilamenten und damit die Kontraktion des Herzmuskels. Elektrische Erregung und mechanische Aktion des Herzens sind also über diesen Mechanismus gekoppelt (Elektromechanische Kopplung).

Es kommt zunächst zur isovolumetrischen Kontraktion (Anspannungsphase) mit raschem Druckanstieg in den Ventrikeln. Dabei werden die Ventrikel in Schwingung versetzt und es ist der erste Herzton zu hören. Nach Übersteigen des Aorten- bzw. Pulmonalendrucks und passiver Öffnung der entsprechenden Klappen kommt es zum Auswurf des Schlagvolumens (Auswurf- oder Ejektionsphase) in die herznahen Arterien. Dies geht mit einem weiteren Druckanstieg sowohl in den Ventrikeln als auch in den herznahen Arterien einher, das Volumen der Ventrikel verkleinert sich dabei, in den herznahen Arterien wird eine Druckwelle (Pulswelle) induziert, die sich im gesamten arteriellen Gefäßsystem ausbreitet. Anspannungs- und Ejektionsphase werden der Systole zugeordnet.

Nach dem Ende der Auswurfphase beginnt die Diastole mit der isovolumetrischen Entspannung der Ventrikel, wobei sich die Aorten- und Pulmonalisklappen aufgrund des Druckgradienten zwischen Arterien und Ventrikeln rasch schließen. Der Klappenschluß, v.a. der Aortenklappe, erzeugt wiederum Schwingungen, die als 2. Herzton zu hören sind. Sobald der Druck in den Ventrikeln den Druck im jeweiligen Vorhof unterschreitet öffnen sich die Segelklappen und es beginnt die Füllungsphase mit Einstrom von Blut aus den Vorhöfen in die Ventrikel (Füllungsphase). Die Diastole endet mit Beginn der folgenden Anspannungsphase, wobei sich die Segelklappen, induziert durch den rasch ansteigenden Druckgradienten zwischen Ventrikeln und Vorhöfen, schließen.

Die Bewegungen der Vorhöfe und Ventrikel sowie der Klappen im Verlauf des Herzzyklus können mittels Echokardiogramm dargestellt und analysiert werden.

Die im Praktikum eingesetzten Untersuchungsmethoden umfassen:

ELEKTROKARDIOGRAMM (EKG),

PHONOKARDIOGRAMM (PKG),

ARTERIELLE PULSKURVEN (SPHYGMOGRAPHIE: A. CAROTIS, A. RADIALIS)

ECHOKARDIOGRAMM

ANGEWANDTE METHODEN

A. Integriertes System zur Aufzeichnung von EKG, PKG und Pulswellen

1. Elektrokardiogramm:

Es wird ein EKG mit 3 Ableitungen registriert (s. Abb. A1).

- . Bipolare Extremitätenableitungen nach Einthoven (I, II, III) (rote Extremitätenelektrode am rechten Arm, R; gelbe am linken Arm, L; grüne am linken Bein, F; schwarze, Erde, am rechten Bein).

2. Phonokardiogramm:

Aufsetzen des Kristallmikrophons auf eine annähernd horizontale Fläche des Thorax (4. ICR links parasternal). Normalerweise wird das PKG über allen klassischen Auskultationsstellen des Herzens registriert.

3. Pulswellen:

Registriert werden ein zentraler (A.carot.comm.) und ein peripherer Arterienpuls (A.radialis).

Wichtig:

1. Ruhige, entspannte Lagerung von Unterarm und Hals
2. Aufsetzen des Sensors auf die Haut über der vorher palpieren Arterie, ohne daß Pulsationen gedämpft werden.

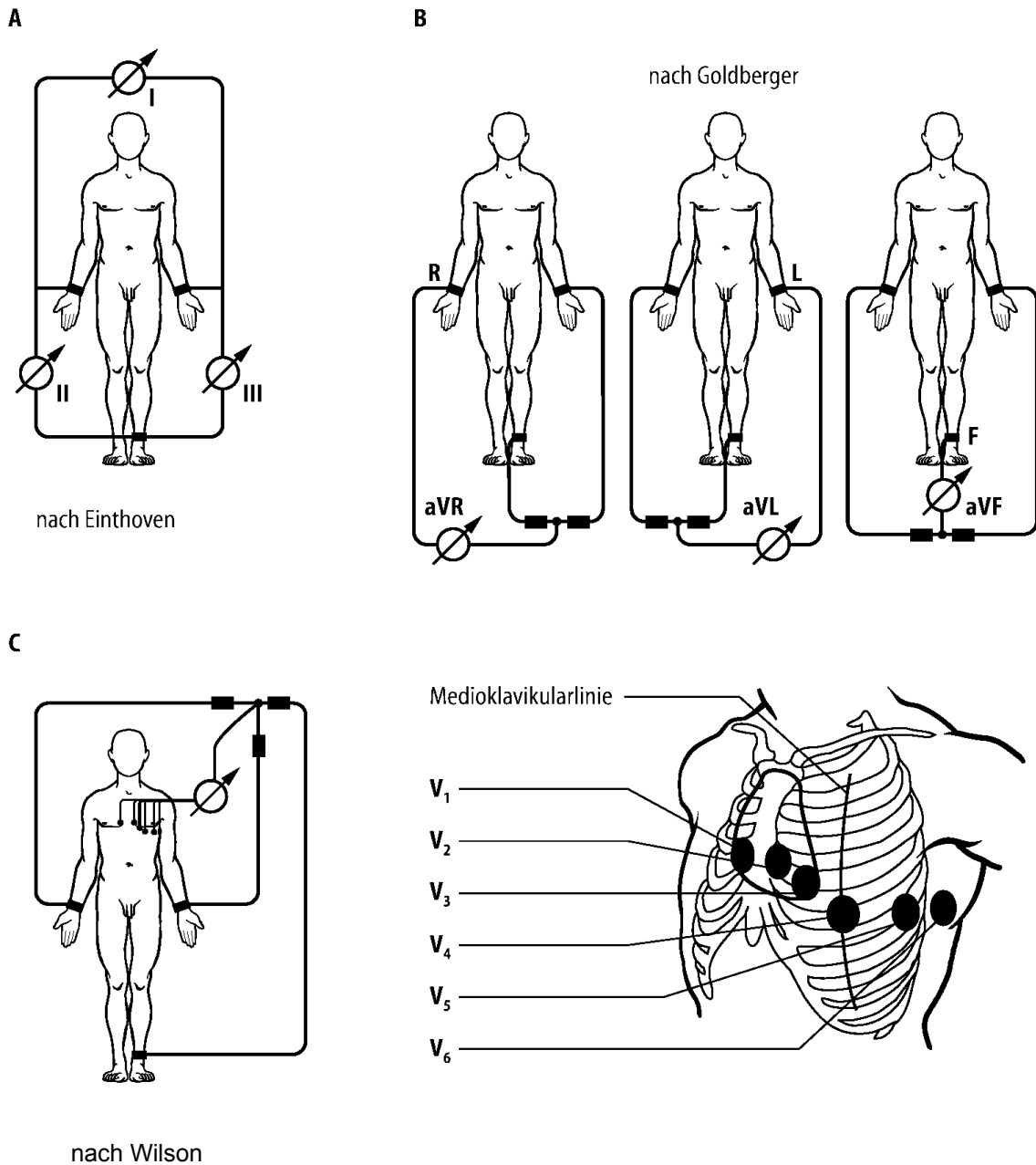


Abb. A 1 EKG: Ableitungsschema. Bipolare Extremitätenableitungen nach Einthoven (I, II, III), unipolare Extremitätenableitungen nach Goldberger (aVR, aVL, aVF), unipolare Brustwandableitungen nach Wilson (V₁, V₂, V₃, V₄, V₅, V₆).

ERLÄUTERUNGEN

Elektrokardiographie

Elektrokardiogramm (EKG)

Hauptsächlich über das Erregungsleitungssystem kommt es im gesamten Herzen zu einer Ausbreitung und darauf folgenden Rückbildung der im Sinusknoten entstehenden Erregung in einer ganz bestimmten Sequenz (im Kammerbereich zuerst Depolarisierung der oberen linksventrikulären Anteile des Septums, zuletzt der lateralen oberen Teile der linken Kammer, zuletzt depolarisierte Anteile werden zuerst repolarisiert). Ausbreitung und Rückbildung dieser Erregungsfront erzeugt ein elektrisches Feld, das sich aufgrund der guten Leitfähigkeit der Körperflüssigkeit bis zur Körperoberfläche ausdehnt. Die zeitlichen Veränderungen in Größe und Richtung dieses Feldes im Verlauf von Erregungsausbreitung und -rückbildung bewirken Veränderungen von Potentialdifferenzen, die an verschiedenen Stellen, z.B. der Körperoberfläche, abgegriffen und gemessen werden können. Die Registrierung solcher Potentialdifferenzen in Abhängigkeit von der Zeit stellt das EKG dar. Es ist somit Ausdruck der elektrischen, aber nicht der mechanischen Aktivität (Kontraktion) des Herzens und erlaubt somit keine unmittelbaren Aussagen über die Pumpfunktion des Herzens.

Vektorschleife und konventionelles EKG

Das im allgemeinen herzfern abgegriffene EKG entsteht aus der Überlagerung vieler elementarer Feldkomponenten: jede erregte Herzfaser bildet einen Dipol mit bestimmter Größe und Richtung. Im gesamten Herzen handelt es sich dabei um Millionen von elementaren Dipolen, die sich wie Vektoren addieren (und in bedeutendem Maße einander aufheben). Per Definitionem zeigt der Dipol oder Vektor von Minus (erregt) nach Plus (nicht erregt). Für jedes Zeitintervall, z.B. für jeden 0,01-Sekunden-Abschnitt, läßt sich mit der Technik des Parallelogramms der Kräfte aus den Ausschlägen incl. der EKG-Ableitungen ein sogenannter Integral- bzw. Summationsvektor bilden. Verbindet man die Spitzen der den verschiedenen Zeitintervallen entsprechenden Summationskurven miteinander, erhält man die sogenannte Vektorschleife. Die dreidimensionale räumliche Vektorschleife kann auf die drei Bezugsebenen (Frontalebene, Horizontalebene, Sagittalebene) projiziert werden und ergibt dann das Vektorkardiogramm in der Frontal-, Horizontal- bzw. Sagittalebene. Ein solches Vektorkardiogramm kann auch bei geeigneter Elektrodenplatzierung (z.B. nach Frank, 7 Elektroden) direkt registriert werden: Vektorkardiographie.

Ist die Vektorschleife bekannt, kann bei Kenntnis der Ableitungspunkte an der Körperoberfläche und der zugehörigen Ableitungslinien für jeden dieser Punkte das zu erwartende konventionelle EKG konstruiert werden. Dabei ist es notwendig, die Polung der zugehörigen Ableitungslinie (Koordinate) zu beachten (Abb. A2). Für die Brustwandableitungen gilt, daß die differente Elektrode jeweils dem Plus- (+) Pol entspricht, eine auf die Elektrode zukommende Erregung

also immer einen Ausschlag in die positive, eine davon weggehende Erregungswelle einen Ausschlag in die negative Richtung im konventionellen EKG bedeutet. Das konventionelle EKG ist die Projektion der Vektorschleife auf die jeweilige Ableitungslinie: Die Vektorschleife in der Frontalebene ergibt somit die Ableitungen I, II, III, aVR, aVL, aVF (die der Frontalebene entsprechen), die Vektorschleife in der Horizontalebene die Ableitungen $V_1 - V_6$ (die der Horizontalebene entsprechen).

Ableitungssysteme (konventionelles EKG)

1. Bipolare Extremitätenableitungen nach Einthoven (I, II, III)
2. Unipolare Extremitätenableitungen nach Goldberger (aVR, aVL, aVF)
3. Unipolare Extremitätenableitungen nach Wilson ($V_1 - V_6$)

Interpretation des EKG

Die Beurteilung des EKG setzt unter anderem die Kenntnis der Variationsbreite des Normalen voraus. In der folgenden Übersicht sind einige für das normale EKG typische Merkmale zusammengestellt. Die Anwendung dieser Kriterien gestattet zumindest, ein nahezu normales von einem ausgesprochen pathologischen EKG zu unterscheiden.

Hauptkriterien des normalen EKG:

1. Sinusrhythmus, in Ruhe Frequenz 60 - 90
Dauer der Vorhofserregung (P) < 0,10 sec
Überleitungszeit (PQ) < 0,2 sec
Dauer der Kammerdepolarisierung (QRS) < 0,10 sec
2. Elektrische Achse (Richtung des mittleren QRS-Integralvektors in Frontalebene) zwischen 0° und $+90^\circ$
3. Mittlere Integralvektoren von QRS und T haben in etwa gleiche Richtung (eventuelle Ausnahme: V_1 und V_2).
4. In sämtlichen Ableitungen kommen nur kleine Q-Zacken (Amplitude maximal 25% von zugehörigem R, Maximaldauer 0,03 sec) vor. Große Q oder QS im allgemeinen Infarktzeichen.
6. ST-Intervall (zumindest Initialsegment) in isoelektrischer Linie. Normalvariation: leichte Anhebung bei Vagotonie.

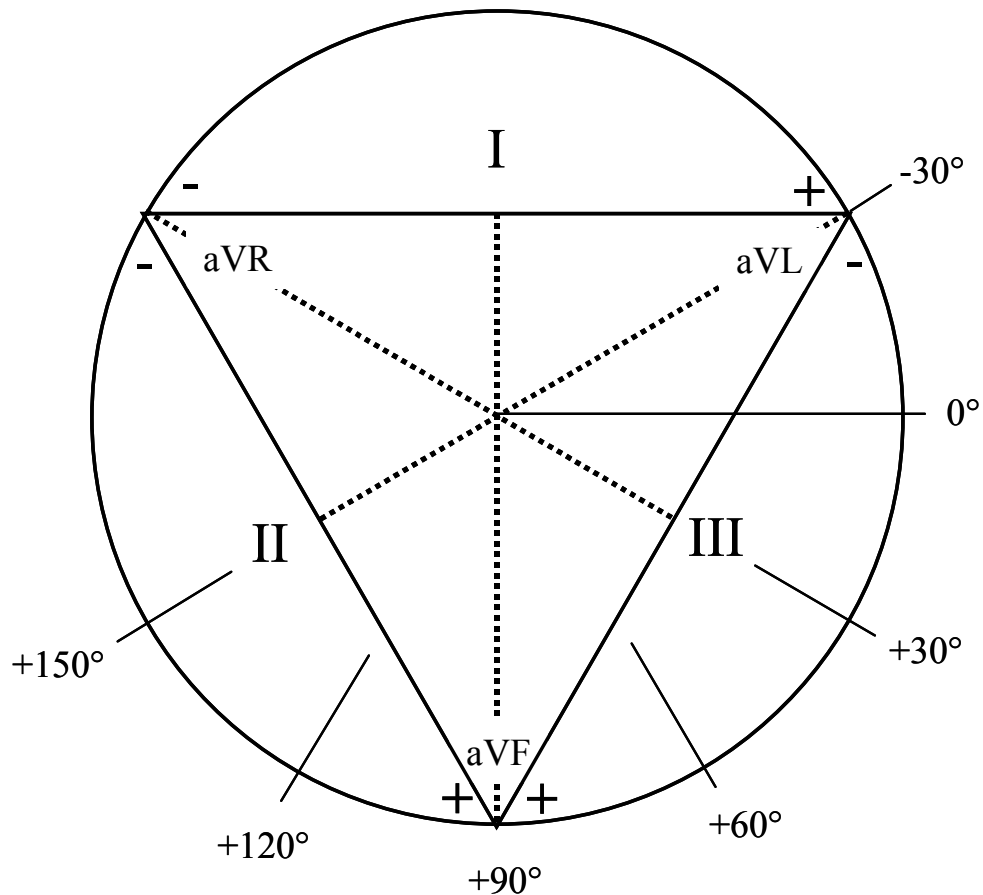


Abb. A2 Einthoven'sches Dreieck zur Bestimmung der elektrischen Herzachse: bipolare Extremitätenableitungen I, II, III und unipolare Brustwandableitungen aVR, aVL, aVF. Elektrische Herzachse: < -30°, überdrehter Linkstyp; -30° bis 30°, Linkstyp; 30° bis 60°, Indifferenstyp; 60° bis 90°, Steiltyp; 90° bis 120°, Rechtstyp; >120°, überdrehter Rechtstyp

Die gleichzeitige Registrierung von EKG, PKG und Pulswellen erlaubt, den zeitlichen Zusammenhang von elektrischer und mechanischer Herzaktivität zu analysieren

Linksventrikuläre Austreibungs- (Ejektions-) Zeit: LVET

Zeitintervall zwischen Öffnen und Schließen der Aortenklappe = Zeit von Fußpunkt bis Incisur der Carotispulskurve (s. Abb. A3 und A4). Sie ist frequenzabhängig, für die Frequenzkorrektur(LVETI = LVET-Index) sind folgende Regressionsgleichungen angegeben worden:

Geschlecht	Gleichung	Normalwert (Standardabweichung)
M	LVETI = 1,7 f + LVET	413 (10) msec
W	LVETI = 1,6 f + LVET	418 (11) msec

f (Herzfrequenz) in min^{-1} , LVET und LVETI in msec

Die Faktoren, die die Austreibungszeit hauptsächlich beeinflussen, sind die Größe des Schlagvolumens und die Größe des Aortenostiums. Bei kleinem Schlagvolumen nimmt LVET im allgemeinen ab, bei verengtem Ostium (Aortenstenose) zu.

Anspannungszeit (ICP) und Präejektionsperiode (PEP)

Die Anspannungszeit (isovolumetrische Kontraktionsperiode) ist das Zeitintervall zwischen dem Fußpunkt der Ventrikeldruckkurve (s. Abb. A4) und dem Öffnen der Semilunarklappen und kann exakt nur durch die (blutige) Herzkatheterisierung bestimmt werden.

Die synchrone Registrierung von EKG, PKG und Carotispulskurve erlaubt aber eine genaue und gut reproduzierbare Bestimmung der sog. Präejektionsperiode (PEP, von Beginn der Q-Zacke im EKG bis Fußpunkt der Aortenpulskurve). Sie setzt sich zusammen aus dem Intervall der sog. elektromechanischen Verzögerung (Beginn von Q bis Fußpunkt des steilen isovolumetrischen Druckanstiegs der Kammer) und der eigentlichen Anspannungszeit.

$$PEP = QS_2 - LVET$$

PEP wird bestimmt als Differenz zwischen QS_2 : elektromechanische Systolendauer (Beginn der Q-Zacke im EKG bis Beginn des 2. Herztons, 2. HT oder S_2 , S von engl. sound, im PKG) und LVET. Eine direkte Bestimmung von PEP als Intervall zwischen Beginn der Q-Zacke und Fußpunkt der Carotispulskurve führt zu einem Fehler in Höhe der zeitlichen Verschiebung der Carotispulskurve in bezug auf die Aortenpulskurve.

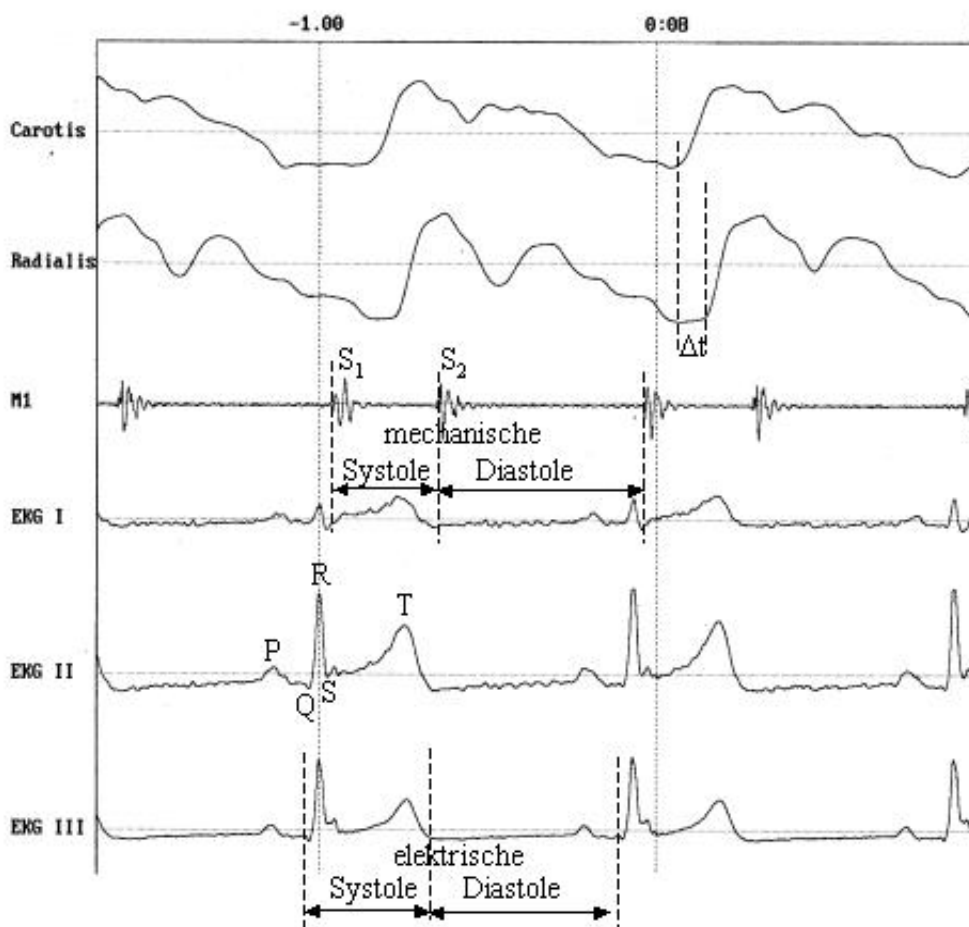


Abb. A3 EKG (Ableitungen I, II, III), Phonokardiogramm (m_1), Pulskurven und Zeitintervalle (Originalregistrierung).

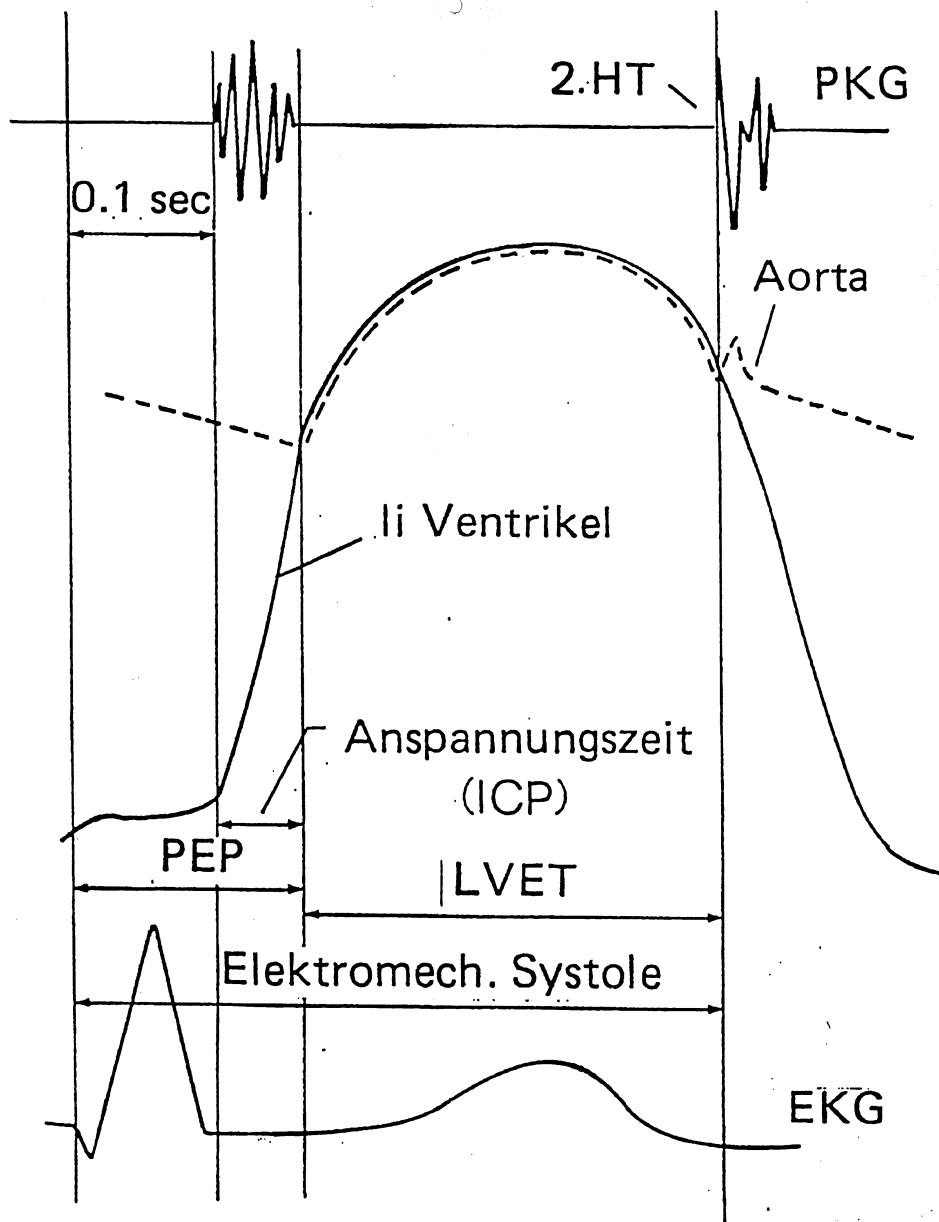


Abb. A4 Systolische Zeitintervalle bestimmt anhand von PKG, blutig gemessener Ventrikeldruckkurve und EKG (2. HT: zweiter Herzton, PEP: Präejektionsperiode, LVET: Linksventrikuläre Ejektionszeit).

Sowohl PEP als auch LVET haben sich für die Beurteilung von Funktionsänderungen der linken Kammer als sehr brauchbar erwiesen (Lewis, R.P. et al.: A critical review of the systolic time intervals, Circulation 56, 146, 1977). Beide sind jedoch frequenzabhängig. Eine Frequenzkorrektur kann mit Hilfe von Regressionsgleichungen erfolgen (s. unter LVET). Die frequenzkorrigierten Zeitintervalle werden als PEPI (PEP-Index) bzw. LVETI (LVET-Index) bezeichnet. Weitgehend frequenzunabhängig ist der Quotient PEP/LVET (normal 0,40 oder niedriger). Dieser Quotient ist daher besonders geeignet zur Beurteilung von Funktionsänderungen der linken Kammer (Anstieg bei linksventrikulärer Kontraktionsinsuffizienz, da PEP zunimmt und LVET abnimmt).

Pulswellengeschwindigkeit c

Ausbreitungsgeschwindigkeit der mit Beginn der ventrikulären Austreibungsphase in der Aorta entstehenden Pulswelle, die sich entlang der Arterien mit einer Geschwindigkeit von 4 - 12 m/sec fortpflanzt. Sie liegt über der maximalen Strömungsgeschwindigkeit des Blutes (bis ca. 1,5 m/sec).

Die Pulswellengeschwindigkeit c errechnet sich aus dem Quotienten von Pulslaufstrecke l und Zeitdifferenz t zwischen einem zentral und einem peripher abgegriffenen Puls (vgl. Abb. A3):

$$c = \frac{l}{t}$$

Die Pulswellengeschwindigkeit c erlaubt gewisse Rückschlüsse auf die Veränderungen der Gefäßelastizität, entsprechend folgender Beziehung

$$E' = \frac{c^2 AD}{V}$$

E' = Volumenelastizitätskoeffizient der arteriellen Gefäße, P) V , V = Volumen des arteriellen Gefäßschlauches, D = Dichte des Blutes. Sie erhöht sich bei Zunahme des Volumenelastizitätskoeffizienten, d.h. bei abnehmender Nachgiebigkeit des Gefäßrohrs. Die Pulswellengeschwindigkeit kann somit als Maß für die viskoelastischen Eigenschaften (Compliance) der Gefäße verwendet werden (z.B. Beurteilung der großen arteriellen Gefäße bei Hypertonie).

AUFGABEN

Simultane Registrierung von EKG in Einthoven-Ableitung, PKG und Pulswellen an A. carotis communis und A. radialis

Auswertung 1:

Bestimmung der Richtung des mittleren Integralvektors in der Frontalebene (sog. elektrische Achse) mit Hilfe des Einthovenschen Dreiecks (s. Abb. A2).

Für Ableitung I und III wird die Nettoamplitude des Ausschlages (Ausschläge nach oben sind positiv, nach unten negativ) ermittelt (im Falle eines größeren positiven Ausschlages wird der kleinere negative Ausschlag von dem größeren positiven abgezogen: Nettoausschlag ist positiv. Umgekehrtes Verfahren bei größerem negativen Ausschlag) und auf den entsprechenden Seiten des Einthovenschen Dreiecks aufgetragen. Die Verbindungslinie des Schnittpunktes der zugehörigen Projektionslinie mit dem Nullpunkt ergibt die Richtung des mittleren Integralvektors.

Die Null-Linie zur Amplitudenmessung ist die isoelektrische Linie PQ bzw. TP.

Auswertung 2:

Bestimmung folgender Zeitintervalle bei der Versuchsperson unter Zuhilfenahme der Meßfunktion des Programms (s. Abb. A3)

Die ausgemessenen Werte sind in Tab. 1, die abgeleiteten Größen in Tab. 2 einzutragen.

EKG

1. Pulsperiodendauer	$t_p = RR$
2. elektrische Systolendauer	$t_s = QT$ (Beginn Q bis Ende T)
3. elektrische Diastolendauer	$t_d = TQ$ (Ende T bis Beginn Q)
4. Überleitungszeit	PQ (Beginn P bis Beginn Q)
5. QRS-Komplex	QRS (Beginn Q bis Ende S)
6. Herzfrequenz	f
	$f/\text{min}^{-1} = 60/RR$ (RR in sec)
	RR in msec/1000 msec

Phonokardiogramm und EKG

7. mechanische Systolendauer	$t'_s (S_1S_2)$
Intervall zwischen Beginn des 1. und Beginn des 2. Herztons (S: engl. sound)	
8. mechanische Diastolendauer	$t'_d (S_2S_1)$
Intervall vom Beginn des 2. bis Beginn des 1. Herztons	
9. elektromechanische Systolendauer	QS_2
Intervall vom Beginn der Q-Zacke bis Beginn des 2. Herztons	

Systolische Zeitintervalle (Sphygmogramm, PKG, EKG, Abb. A3, A4)

10. linksventrikuläre Austreibungszeit: LVET
(Left Ventricular Ejection Time)
11. Pulsverspätung) t
(Puls der A.radialis gegenüber A.carotis comm.)
12. Pulswellengeschwindigkeit c $c = l / t$ m/sec
(l = Pulslaufstrecke)
13. Prä-Ejektionsperiode PEP = QS₂ - LVET
(Beginn der Q-Zacke bis Fußpunkt der Carotispulskurve)
14. linksventrikuläre Anspannungszeit = isovolumetrische Kontraktionsperiode: ICP
kann annäherungsweise berechnet werden als: PEP - 80 msec (doch nicht bei linksventrikulärem Schenkelblock), besser: PEP - QRS
15. Quotient PEP/LVET

Tabelle 1: Systolische und diastolische Zeitintervalle

Zeitintervall	Zeit [ms]
t _p (RR)	
t _s (QT)	
t _d (TQ)	
PQ	
QRS	
t' _s (S ₁ S ₂)	
t' _d (S ₂ S ₁)	
QS ₂	
LVET	
Δt	

Tabelle 2: Abgeleitete Größen

f _{Ruhe}	min ⁻¹	
l	m	
c	m/sec	
LVETI	sec	
PEP	sec	
ICP	sec	
PEP/LVET	-	

B. ECHOKARDIOGRAPHIE

PRINZIP DER ECHOKARDIOGRAPHIE

Von einem Schallkopf werden Ultraschallimpulse hoher Frequenz abgegeben. Alle Grenzflächen, also Übergänge einer Gewebeart in eine andere, führen zu einer Reflektion der Ultraschallwellen. Diese Echos treffen umso später am Ultraschallkopf ein, je weiter die reflektierenden Grenzflächen entfernt sind. Der Schallkopf ist so konstruiert, daß er alternierend Impulse abgibt und Echos empfängt. Der Informationsgehalt der Echosignale kann unterschiedlich verarbeitet und sichtbar gemacht werden:

- Bei der **A-mode-Technik** (Amplituden-Modulation) werden die Echos als senkrechte Linien dargestellt. Die Amplituden der Ausschläge verhalten sich proportional zu der reflektierten Schallenergie. Ihr Abstand voneinander entspricht dem Abstand der reflektierenden Grenzflächen.
- Beim **B-mode-Verfahren** (Brightness = Helligkeits-Modulation) wird der Informationsgehalt der empfangenen Echos in Lichtpunkte umgesetzt. Helligkeit und Durchmesser dieser Punkte sind dabei der empfangenen Schallenergie proportional. Ihr Abstand voneinander entspricht wiederum dem Abstand der Grenzflächen voneinander.
- Die **M-mode-Technik** (Time-motion) beruht auf einer kontinuierlichen Aufzeichnung der Lichtpunkte des B-Bildes auf einem laufenden Film eines UV- oder Foto-Schreibers (Abb. B2). M-mode-Aufzeichnungen sind für die quantitative Auswertung der Echokardiographie geeignet. Dabei werden insbesondere auch dynamische Parameter wie z.B. die Bewegungsmuster der Klappen oder die systolische Durchmesserverkürzung des linken Ventrikels bestimmt.
- Bei der **zweidimensionalen Schnittbildechokardiographie** streichen in kurzer Zeit Ultraschallstrahlen über eine Fläche. Die reflektierten Echos werden im B-mode-Verfahren nebeneinander gereiht. Wenn die Schallstrahlen divergent von einem Zentrum ausgehen, wird ein Kreisabschnitt abgebildet. Dieses Verfahren - das Sektorscanning - hat sich für die Schnittbildechokardiographie durchgesetzt, weil es den kleinen akustischen Fenstern zum Herzen gerecht wird (Abb. B1, B3, B4). Pro Sekunde werden 25-30 Einzelbilder mit etwa 100 Linien pro Bild aufgebaut, so daß die Bewegungen der angeloteten Herzstrukturen in natürlicher Geschwindigkeit zu sehen sind (Real-time-Verfahren). Wenn von der zweidimensionalen Schnittbildechokardiographie - oder kurz der 2d-Echokardiographie - gesprochen wird, ist damit also das Sektorscanning im Real-time-Verfahren gemeint. Heute werden fast ausschließlich das M-mode- und das B-2ds mode-Verfahren angewandt.

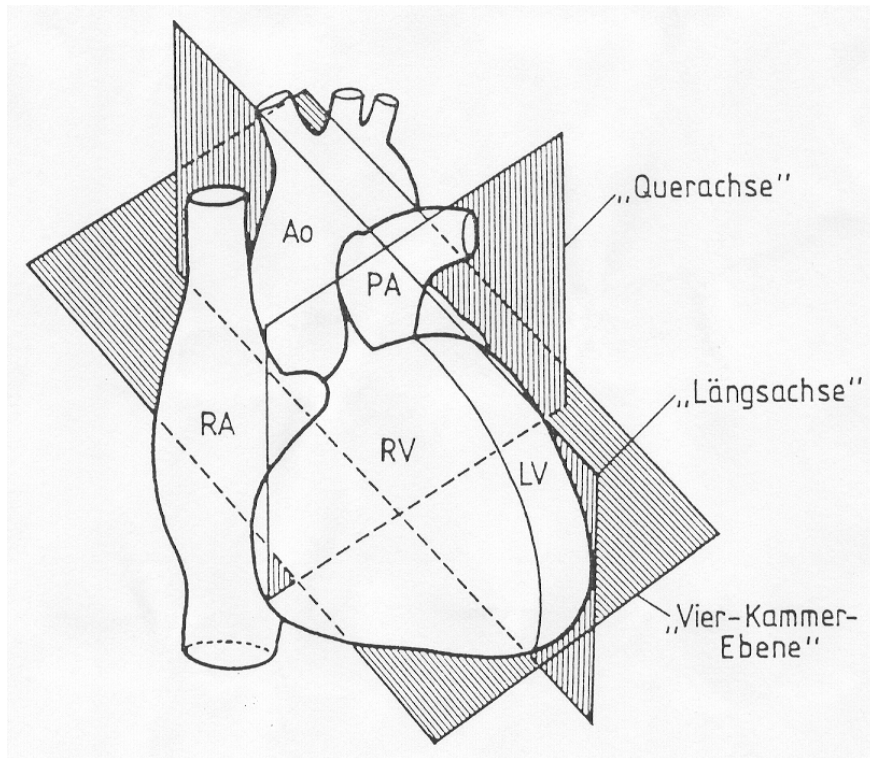
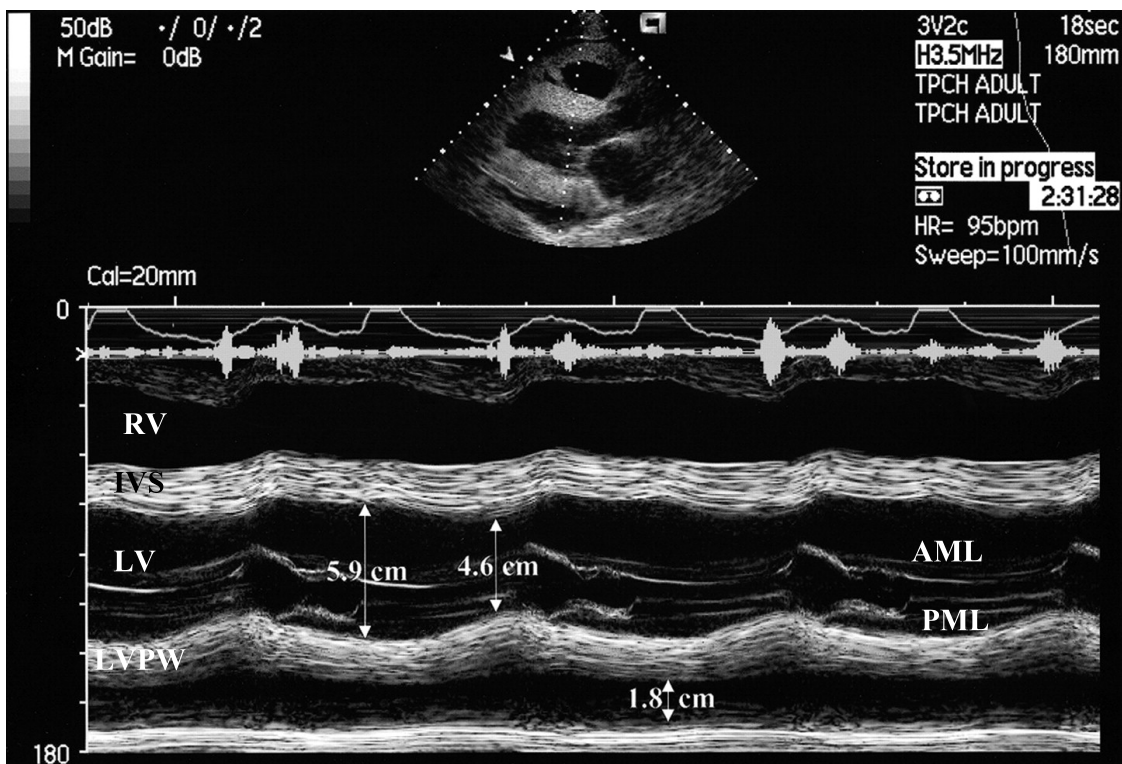


Abb. B1 Schematische Darstellung der drei rechtwinklig aufeinander stehenden Scan-Ebenen der zwei-dimensionalen Echokardiographie. Abk.: RA = Rechter Vorhof, Ao = Aorta, PA = A. pulmonalis, RV = Rechter Ventrikel, LV = Linker Ventrikel



A b

b. B2 M-mode Echokardiogramm in der Mitralisklappenebene

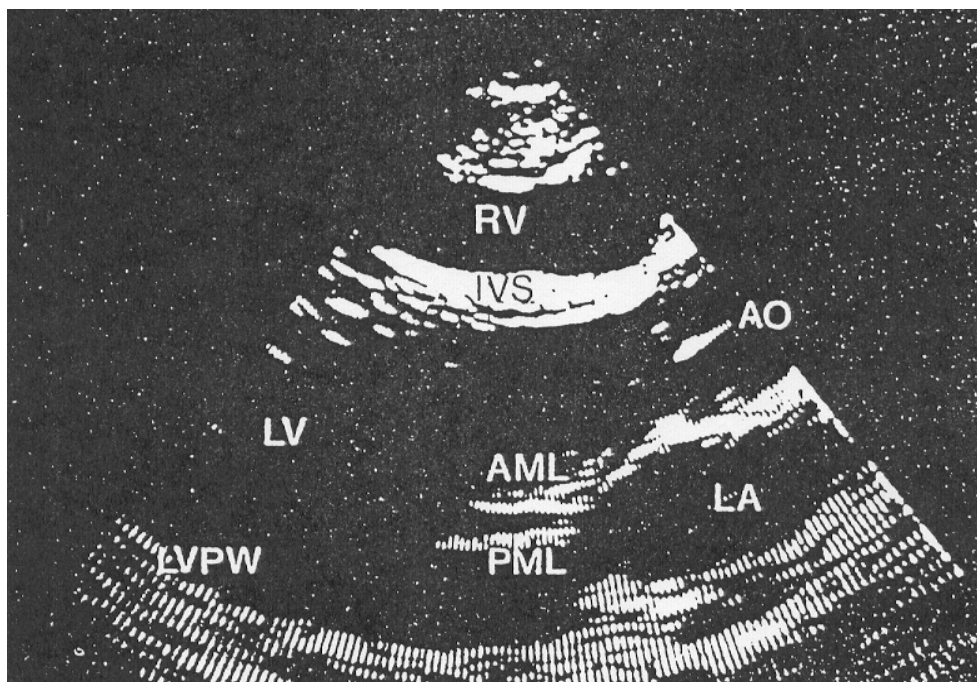
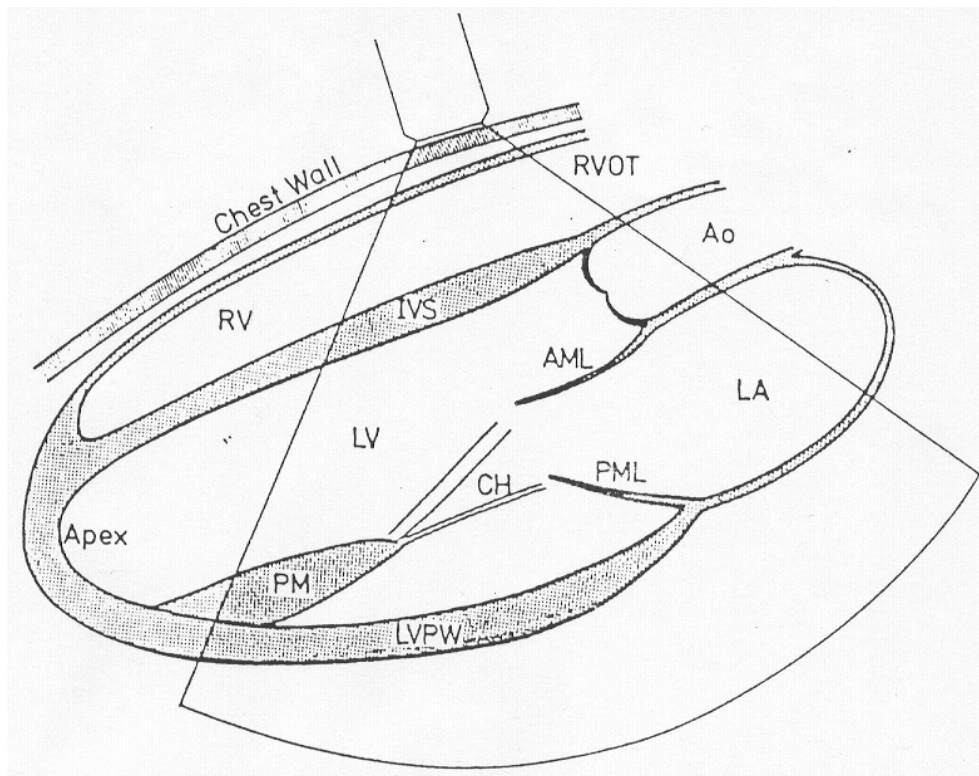


Abb. B3 Zweidimensionale echokardiographische Darstellung des Herzens in der parasternalen Längsachsebene. Abk.: RV = Rechter Ventrikel, RVOT = Rechtsventrikulärer Ausflußtrakt, IVS = Interventrikulares Septum, LV = Linker Ventrikel, AO = Aorta, LA = Linker Vorhof, LVPW = Linksventrikuläre Hinterwand, AML und PML = vorderes und hinteres Mitralsegel

ZUGANG ZUM HERZEN (STANDARDUNTERSUCHUNGEN)

Der größte Teil des Herzens ist vorne von knöchernen Strukturen, dem Sternum und den Rippen, oder von den Lungenflügeln bedeckt. Diese Gewebe sind für Ultraschallwellen praktisch undurchdringbar. Jedoch bedeckt die linke Lunge das Herz nicht vollständig. Bei den meisten Menschen liegt das Perikard im 3.-5. Intercostalraum am linken Sternalrand in einer 2-3 cm breiten Zone direkt der Thoraxwand an. Diese **parasternale** Region bietet den besten Zugang zur echokardiographischen Untersuchung. Dabei ist es von besonderem Vorteil, daß hier die zentralen Anteile des Herzens liegen und daß der Abstand von der Thoraxwand bis zu den entferntesten Herzstrukturen normalerweise nur ungefähr 12 cm beträgt.

Zusätzliche Zugänge zum Herzen, die besonders für die zweidimensionale Echokardiographie von Bedeutung sind, ergeben sich gewöhnlich von der **Herzspitze** und von **subcostal** aus. Beim subcostalen Zugang wird der Schallkopf neben dem Xiphoid aufgesetzt. Die großen Gefäße und die Herzbasis lassen sich auch von **suprasternal** darstellen.

Die beschriebenen Ableitstellen sind bei den meisten Erwachsenen mehr oder weniger gut zugänglich. Bei kleinen Kindern werden die Ultraschallwellen durch die Rippen und Lungen nicht so stark abgeschwächt, und bei Neugeborenen läßt sich der Schallkopf fast überall über dem Herzen aufsetzen. Dagegen kann es bei Erwachsenen mit einem Lungenemphysem unmöglich sein, überhaupt irgendwelche Echokardiogramme abzuleiten. Das Fehlen eines adäquaten Zuganges zum Herzen limitiert die Echokardiographie am stärksten. Ein großer Teil des für die Untersuchung nötigen Geschickes liegt darin, eine Schallkopfposition zu finden, von der aus klare Bilder registriert werden können. Die beim Erwachsenen gebräuchlichsten Ableitungsebenen sind in Abb. B1 dargestellt. Typische M-mode- und 2d-Echobilder zeigen Abb. B2-B4.

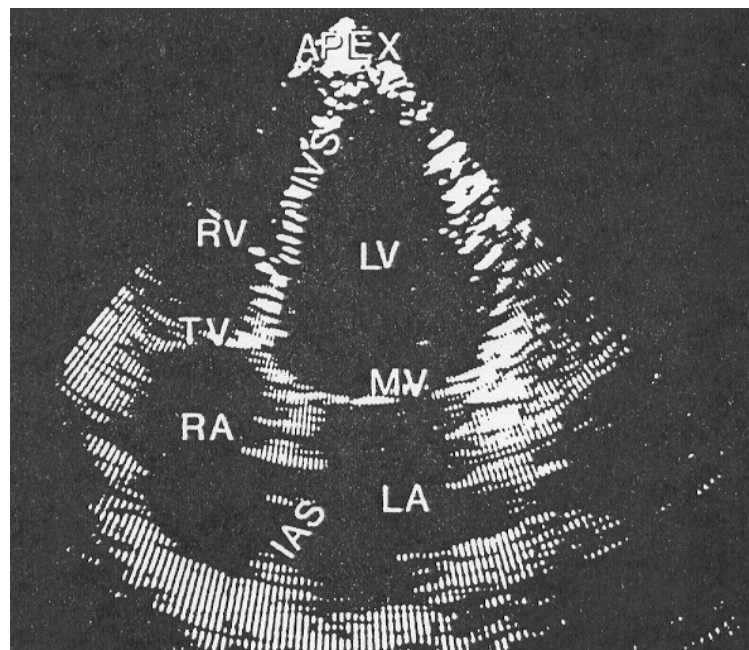
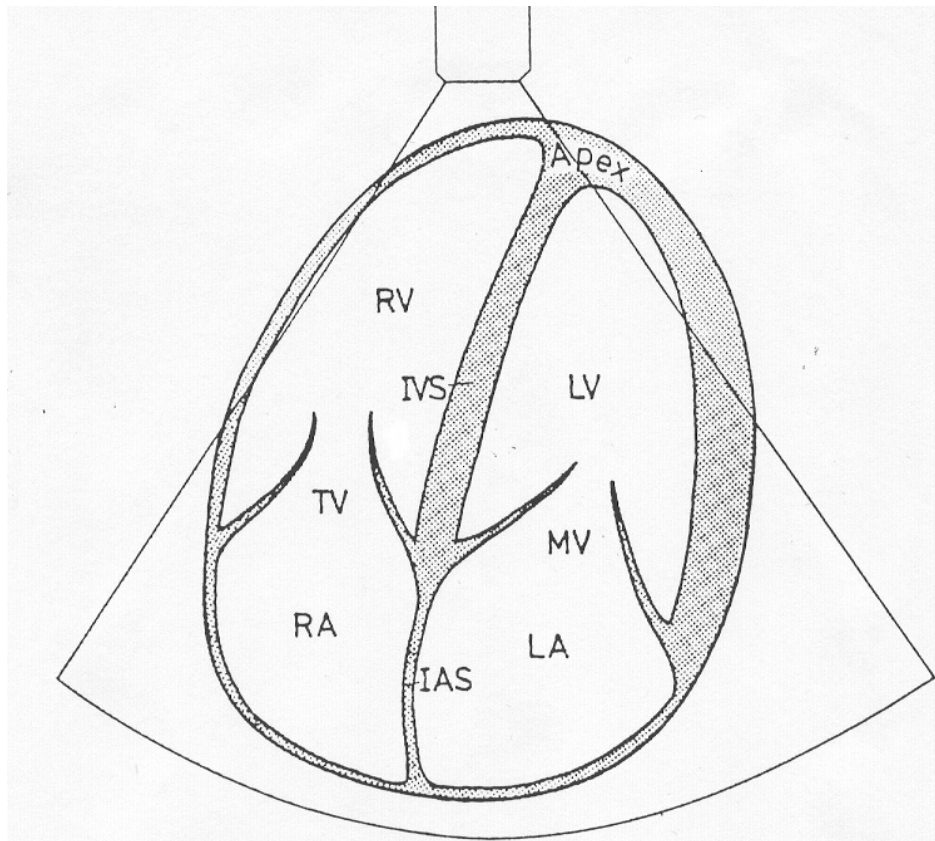


Abb. B4 Zweidimensionale Darstellung des Herzens in der Vier-Kammer-Ebene von apikal aus.
 ABK.: RV = Rechter Ventrikel, IVS = Interventrikulares Septum, LV = Linker Ventrikel,
 TV = Trikuspidalklappe, MV = Mitralklappe, RA = Rechter Vorhof, IAS = Interatriales Septum,
 LA = Linker Vorhof

Aufgabe

Sie versuchen nun an einem freiwilligen Probanden folgende Einstellungen selbst zu realisieren:

ein zweidimensionales Echokardiogramm

in der parasternalen Längsachsenebene (entsprechend Abb. B3)

in der Vier-Kammer-Ebene (Abb. B4)

ein M-mode-Echokardiogramm

im Ventrikelbereich

im Bereich der Mitralisklappen (entsprechend Abb. B2)

Beispiele für Klausurfragen

Der zweite Herzton kommt zustande durch _____

Die PQ-Zeit beträgt beim Gesunden weniger als _____

Erläutern Sie kurz wie elektrische und mechanische Diastole definiert sind sowie wie und warum sich beide Größen unterscheiden

Protokoll

Sie erstellen in Zweier- oder Dreiergruppen, entsprechend der gemeinsamen Durchführung des Praktikums, ein Protokoll über Ergebnisse **und** Bedeutung Ihrer Praktikumsversuche.

Sie beantworten oben genannte Beispiele für Klausurfragen.

Abgabe innerhalb einer Woche bei Frau Schneider im Praktikumssekretariat (Raum E77) durch Einwurf in den Kasten vor der Zugangstür.