

Tierärztliche Hochschule Hannover

**Mehrzeilendetektor-Computertomographie:
Untersuchungen zu linksventrikulären Funktionsparametern des
Herzens und zu Aortenanomalien**

INAUGURAL – DISSERTATION
Zur Erlangung der Grades
einer Doktorin der Veterinärmedizin
–Doctor medicinae veterinariae –
(Dr. med. vet.)

Vorgelegt von
Christiane Regina Henjes
Oldenburg

Hannover 2011

Wissenschaftliche Betreuung: Univ.-Prof. Dr. med. vet. Ingo Nolte
Klinik für Kleintiere

1. Gutachter: Univ.-Prof. Dr. med. vet. Ingo Nolte

2. Gutachter: Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Hermann Seifert

Tag der mündlichen Prüfung: 19. Oktober 2011

Was Du mir sagst, das vergesse ich

Was Du mit zeigst, daran erinnere ich mich

Was Du mich tun lässt, das verstehe ich

(Konfuzius 550 v. Chr.)

Teile dieser Arbeit wurden bei folgenden Zeitschriften veröffentlicht beziehungsweise zur Veröffentlichung angenommen:

- Journal of Veterinary Research (am 20.12.2010 zur Publikation angenommen)

Assessment of left ventricular function by 64-detector-row computed tomography in healthy dogs: comparison with echocardiography

Christiane R. Henjes, Stephan Hungerbühler, DVM, Iwona B. Bojarski, Ingo Nolte, DVM, PhD, Patrick Wefstaedt, DVM

- „BMC Veterinary Research“ (am 23.09.2011 volume 7, article No. 57 veröffentlicht)

Multidetector-row computed tomography of thoracic aortic anomalies in dogs and cats: Patent ductus arteriosus and vascular rings

Christiane R. Henjes, Ingo Nolte, DVM, PhD, Patrick Wefstaedt, DVM

Ergebnisse dieser Dissertation wurden in Form eines Posters auf folgender Fachtagung präsentiert:

- 16. Jahrestagung der Fachgruppe „Innere Medizin und Klinische Labordiagnostik“ der DVG (InnLab 2008):

Linksventrikuläre Funktionsanalyse mittels Mehrschicht-Spiral-Computertomographie am anästhesierten Hund im Vergleich zur zweidimensionalen Echokardiographie

C. Henjes, S. Hungerbühler, I. Bojarski, P. Wefstaedt, I. Nolte

Inhaltsverzeichnis

I.	Einleitung	7
II.	Publikationen	
	1) Assessment of left ventricular function by 64-detector-row computed tomography in healthy dogs: comparison with echocardiography	16
	2) Multidetector-row computed tomography of thoracic aortic anomalies in dogs and cats: Patent ductus arteriosus and vascular rings	47
III.	Übergreifende Diskussion	50
IV.	Summary	60
V.	Zusammenfassung	64
VI.	Schrifttumsverzeichnis	68
VII.	Abkürzungsverzeichnis	78
VIII.	Verlagsbestätigung	79
IX.	Danksagung	81

I. Einleitung

Die Computertomographie ist in der Veterinärmedizin als bildgebendes Verfahren weit verbreitet. Haupteinsatzgebiet ist die Untersuchung knöcherner Strukturen und des Thorax, aber auch Weichteilgewebe (z. B. das Abdomen) lassen sich mit kontrastmittelgestützten Aufnahmen sehr gut darstellen. Im Gegensatz dazu wird die Computertomographie zur Darstellung des Herzens in der Veterinärmedizin kaum verwendet und hat sich auch in der Humanmedizin erst in den vergangenen Jahren zur Diagnostik von koronaren Herzerkrankungen durchgesetzt (ACHENBACH et al., 2001; SCHROEDER et al., 2001). Der Hauptgrund für den limitierten Einsatz der Computertomographie in der kardialen Diagnostik lag in der schlechten zeitlichen Auflösung und der langsamen Datenakquisition durch einzeilige Geräte. Erst die Einführung der Subsekundenrotation 1994 und der Mehrzeilendetektor-Computertomographie(MDCT)-Systeme 1999 führte zu einer erheblichen Verbesserung der zeitlichen Auflösung und zu verkürzten Aufnahmezeiten. Um trotz der schnellen Eigenbewegung des Herzens bewegungsartefaktarme Abbildungen zu gewinnen, wird die Bildakquisition an die Herzbewegung adaptiert. Hierfür gibt es zwei verschiedene Möglichkeiten, die prospektive Elektrokardiographie(EKG)-Triggerung und das retrospektive EKG-Gating. Bei der Verwendung der prospektiven Triggerung wird ein Trigger-Signal aus dem EKG abgeleitet, das mit einer bestimmten relativen oder absoluten Verzögerung nach einer R-Zacke einen sequentiellen Scan auslöst. Dadurch erhält man einen Datensatz, der das gesamte Herz zu einer bestimmten Herzphase abbildet. Dagegen findet beim retrospektiven

EKG-Gating die Aufnahme eines kontinuierlichen Spiraldatensatzes des Herzens zunächst unabhängig vom Herzschlag statt (KOPP et al., 2000; OHNESORGE et al., 2000). Die parallele Aufzeichnung eines EKGs zeitgleich zur Datenakquisition ermöglicht retrospektiv eine eindeutige Zuordnung der aufgezeichneten Projektionen des Rohdatensatzes zu der dazugehörigen Herzphase. Durch die kontinuierliche Akquisition dünner überlappender Schichten gelingt eine Aufnahme in isotropen Voxeln, so dass multiplanare Reformationen (MPRs) in jeder gewünschten Ebene und dreidimensionale Rekonstruktionen des Datensatzes ohne Qualitätsverlust möglich sind. Des Weiteren liegen dank der Spiralaufnahmetechnik zu allen Phasen des Herzzyklus rekonstruierbare Daten vor. Daher kann mit Hilfe von Mehrfachrekonstruktionen desselben Rohdatensatzes, unter Verwendung unterschiedlicher Rekonstruktionszeiten, der gesamte Herzzyklus abgebildet werden. Durch Applikation von Kontrastmittel werden neben dem Myokard auch die Herzlumina dargestellt. Kontrastangehobene EKG-gegate MDCT-Datensätze enthalten somit nicht nur Informationen über die Morphologie des Herzens und der umliegenden Strukturen, sondern durch die zeitliche Zuordnung der Daten und dem damit möglichen Vergleich endsystolischer und enddiastolischer Parameter auch über die Herzfunktion.

In der Veterinärmedizin stehen gegenwärtig andere Verfahren, wie die Röntgendiagnostik und die Echokardiographie für die Untersuchung des Herzens im Vordergrund. Beide Verfahren sind flächendeckend verfügbar, kostengünstig und in der Regel ohne vorherige Sedation oder Anästhesie durchführbar. Röntgenaufnahmen des Thorax werden in der Regel in zwei Ebenen angefertigt. Die Größe und Form der abgebildeten Herzsilhouette kann Aufschluss über das

Vorliegen einer Herzerkrankung geben. Allerdings ist für eine genaue Diagnose in der Regel eine nachfolgende Ultraschalluntersuchung nötig.

Mit der Echokardiographie ist eine morphologische Beurteilung des Herzens, die Bestimmung der Herzfunktion und mit Hilfe der Dopplertechnik die Darstellung des Blutflusses möglich. Die Echokardiographie verfügt über eine hohe zeitliche Auflösung und erlaubt die Beurteilung der Herzbewegung in Echtzeit. Von Nachteil sind dagegen die hohe Abhängigkeit vom Untersucher und dessen Erfahrung. Des Weiteren durchdringt Ultraschall das Gas der Lunge nicht, so dass die Beurteilung des Herzens von einem geeigneten Schallfenster abhängt und dem Herzen benachbarte Strukturen, wie die großen Gefäße, nur über kurze Abschnitte einsehbar sind.

Bevor die Echokardiographie zur Hauptmodalität der Untersuchung des Herzens wurde, hatte die selektive und nichtselektive Angiographie eine größere Bedeutung in der Veterinärmedizin. Unter Durchleuchtung und nach Kontrastmittelapplikation gelingt mit ihr die Darstellung von Herzvitien, vaskulären Shunts, und auch die Bestimmung der Herzvolumina ist durchführbar (CHAPMAN et al., 1958; SCHNEIDER et al., 2003). Allerdings kommt es hier, genauso wie bei der konventionellen Röntgentechnik, zu einer Überlagerung benachbarter Strukturen, was die Auswertung erschwert. Außerdem wird neben dem Patienten auch das durchführende Personal mit einer gewissen Strahlendosis belastet.

Im Gegensatz zur Humanmedizin hat die Magnetresonanztomographie (MRT) zur Untersuchung des Herzens in der Veterinärmedizin eine untergeordnete Bedeutung. Es handelt sich hierbei, wie bei der Computertomographie, um ein dreidimensionales Schnittbild-Verfahren, welches sich sehr gut für die Unterscheidung der

Weichteilgewebe eignet, eine hohe zeitliche Auflösung besitzt, den Blutfluss im Herzen darstellen kann und ohne ionisierende Strahlung auskommt. Von Nachteil sind die relativ lange Untersuchungsdauer, die geringe Verfügbarkeit in der Veterinärmedizin und die hohen Untersuchungskosten.

Die EKG-gegate MDCT wird in der Humanmedizin insbesondere für die Untersuchung der Herzkranzgefäße eingesetzt (ACHENBACH et al., 2001; SCHROEDER et al., 2001). Da koronare Herzerkrankungen bei Hunden nur selten auftreten, gibt es in der Veterinärmedizin kaum Bedarf für eine MDCT Untersuchung aufgrund dieser Indikation (JOHNSON et al., 2008). Andere angeborene und erworbene Herzerkrankungen sowie Anomalien der Aorta kommen dagegen häufiger vor.

Die Funktionsparameter des Herzens spiegeln die Herzleistung und die Hämodynamik eines Patienten wider. Grundlage für die Analyse der Herzfunktion ist die Bestimmung des enddiastolischen Volumens (EDV), des endsystolischen Volumens (ESV) und der Ejektionsfraktion (EF), welche sich im Verlauf verschiedener Herzerkrankungen aufgrund einer systolischen oder einer diastolischen Dysfunktion verändern (KITTLESON et al., 1984; BORGARELLI et al., 2006). Diese Funktionsparameter werden in der Veterinärmedizin hauptsächlich mittels Echokardiographie bestimmt. Da es sich hierbei um ein zweidimensionales Verfahren handelt, wird das Volumen mittels einer einzelnen Messung des Ventrikeldurchmessers (z. B. Teichholz-Messung) oder einer Flächen- und einer Längenmessung (z. B. Bullet-Methode) mit einer mathematischen Formel berechnet (TEICHHOLZ et al., 1976; GUERET et al., 1980; WYATT et al., 1980). Im Fall von Herzerkrankungen kann es zu Formveränderungen des Ventrikels kommen, so dass

die mathematischen Modelle, auf denen die Formeln basieren, auf den veränderten Ventrikel oft nicht mehr zutreffen. Um diesem Problem Rechnung zu tragen, wurde die Schichten-Summations-Methode oder auch Simpson-Methode für die zweidimensionale Echokardiographie entwickelt. Dabei werden in ihrer ursprünglichen Form multiple Kurzachsenschnitte erstellt und mit der Schichtdicke multipliziert (WYATT et al., 1980). Allerdings kann ein gleichbleibender Abstand zwischen den einzelnen Schichten und die Einstellung der Ebenen parallel zur Mitralklappe nicht garantiert werden, da der dreidimensionale Überblick fehlt. Deshalb ist die Messung des Ventrikelvolumens mit einem formunabhängigen dreidimensionalen Verfahren wie der Computertomographie wünschenswert. Neben der Volumenbestimmung mittels biplanarer Flächen-Längen-Methode ist die Volumetrie ebenfalls mit der Simpson-Methode möglich. Die Kurzachsenschnitte werden hierbei an zwei senkrecht zueinanderstehenden Längsachsenschnitten des Herzens erstellt. Dabei wird sowohl ein gleichbleibender Abstand der Schichten zueinander als auch deren paralleler Verlauf zur Mitralklappe sichergestellt und damit die reale Form des Ventrikels beachtet (JUERGENS et al., 2002; BANSAL et al., 2008).

Auch im Fall von morphologischen Veränderungen, welche bei Anomalien der Aorta vorliegen, ist ein dreidimensionaler Ansatz von Vorteil. Der persistierende Ductus arteriosus (PDA) und die Rechtsaorta sind die am häufigsten vorkommenden Aortenomalien beim Hund (PATTERSON, 1968; ELLISON, 1980; VANGUNDY, 1989).

Ein PDA entsteht, wenn sich die während der embryonalen Entwicklung physiologische Verbindung zwischen Aorta und Truncus pulmonalis nach der Geburt

nicht verschließt. Durch die zusätzliche Volumenbelastung können im Verlauf dieser Erkrankung eine exzentrische linksventrikuläre Hypertrophie und eine pulmonale Hypertension entstehen (WEIRICH et al., 1978; KITTLESON und KIENLE, 1998). Unbehandelt überlebt ein Großteil der betroffenen Tiere das erste Jahr nach Diagnosestellung nicht, deshalb wird der Verschluss eines PDA empfohlen (EYSTER et al., 1976). Dies kann entweder bei einem chirurgischen Eingriff mittels Unterbindung des PDA oder im Rahmen einer Herzkatheterintervention mit Hilfe eines Verschlusssystems, wie z. B. einem oder mehrerer Coils oder einem Schirmchensystem, durchgeführt werden (BIRCHARD et al., 1990; FOX et al., 1998; STOKHOF et al., 2000; SCHNEIDER et al., 2001; GLAUS et al., 2003; ACHEN et al., 2008). Die Auswahl des Verschlusssystems hängt von der Länge, dem minimalen Durchmesser und dem morphologischen Typ des PDA ab. Daher ist es notwendig, diese Parameter vor dem Verschluss zu bestimmen (MILLER et al., 2006). Bis jetzt wurde die Bestimmung der Parameter in der Regel direkt vor dem Verschluss angiokardiographisch durchgeführt. Da es in der dorso-ventralen Fluoroskopie zu einer Überlagerung der Aorta mit dem PDA kommt, wird die Angiographie in der Regel als monoplane rechts-laterale Fluoroskopie praktiziert. Somit kann die Größenmessung nur in einer Ebene durchgeführt werden, was bei einem dreidimensionalen Objekt mit einem Verlust an Genauigkeit einhergeht (SCHNEIDER et al., 2003; MILLER et al., 2006).

Wie beim PDA handelt es sich bei der vaskulären Ringanomalie um eine angeborene Veränderung der Aorta, auch wenn sich beide Erkrankungen hinsichtlich Ätiologie, Krankheitsbild und Diagnosestellung wesentlich voneinander unterscheiden. Eine vaskuläre Ringanomalie ist eine Missbildung der Aorta und der von ihr abgehenden

großen Gefäße, die mit einer Einengung des Ösophagus einhergehen kann (ELLISON, 1980; VANGUNDY, 1989). Bei Hunden tritt am häufigsten eine Rechtsaorta auf (ELLISON, 1980; BUCHANAN, 2004). Während der embryonalen Entwicklung werden 6 paarige Aortenbögen angelegt. Normalerweise bildet der 4. linke Aortenbogen die proximale Aorta aus, während sich der rechte vierte Aortenbogen an der Bildung der rechten A. subclavia beteiligt. Im Fall einer Rechtsaorta entwickelt sich stattdessen der vierte rechte Aortenbogen zur Aorta weiter (ELLISON, 1980). Problematisch ist dabei in erster Linie das Ligamentum arteriosum, das sich in der Regel linksseitig ausbildet und die Aorta mit dem Truncus pulmonalis verbindet. So wird der Ösophagus durch die Aorta, den Truncus pulmonalis und die Herzbasis umschlossen, und die entstehende Einengung führt zu Problemen des Nahrungstransportes in den Magen. Ein typisches klinisches Symptom hierfür ist das Regurgitieren meist kurz nach der Futteraufnahme, insbesondere bei Tieren, die gerade an feste Nahrung gewöhnt werden. Die Diagnose erfolgt in der Regel mittels Thoraxröntgen in zwei Ebenen. Während der Ösophagus in der latero-lateralen Aufnahme präkardial dilatiert ist und die Trachea eine Biegung nach ventral vollzieht, zeigt sich in der ventro-dorsalen Aufnahme eine Verschiebung der Trachea nach links (BUCHANAN, 2004). Eine Angiographie mit Darstellung der betroffenen Gefäße ist zur weiteren Abklärung ebenfalls möglich und wird von einigen Autoren empfohlen (HOUSE et al., 2005; DU PLESSIS et al., 2006). Diese Untersuchung wird aber selten durchgeführt, weil die röntgenologischen Befunde von einigen Autoren als nahezu pathognomisch angesehen werden (BUCHANAN, 2004). Außerdem wird der Wert der Untersuchung aufgrund der beim Röntgen auftretenden Gewebeüberlagerung von einigen Autoren bezweifelt

(BUCHANAN, 2004). Stattdessen wird eine linksseitige Thorakotomie empfohlen, um per Exploration die Verdachtsdiagnose zu bestätigen und ggf. eine Durchtrennung des Ligamentum arteriosum durchzuführen. Allerdings gibt es neben der Rechtsaorta noch andere vaskuläre Anomalien, die mit einer Ringbildung einhergehen, wie z. B. den doppelten Aortenbogen oder ein rechtsseitiges Ligamentum arteriosum. In solchen Fällen kann eine rechtsseitige Thorakotomie erforderlich sein (VANGUNDY, 1989). Deshalb ist eine definitive präoperative Diagnose wünschenswert.

Obwohl die Computertomographie in den vergangenen Jahren enorme technische Fortschritte durchlaufen hat, wurde diese Technik zur Darstellung des Herzens bei Tieren bisher nicht systematisch angewendet. Zu erwarten ist, dass sich die Vorteile, die bei der Untersuchung am Menschen ermittelt wurden, auch auf die veterinärmedizinische kardiologische Diagnostik bei Hund und Katze übertragen lassen. Als Vorteile der Computertomographie in der kardiologischen Diagnostik ist zum einen die hervorragende, nicht invasive dreidimensionale Darstellung morphologischer Gegebenheiten zu nennen. Zum anderen wird eine Übereinstimmung zwischen echokardiographisch und computertomographisch gemessenen Volumenwerten erwartet. Allerdings bestehen zwischen Mensch und Tier auch bedeutende Unterschiede hinsichtlich Herzphysiologie und -anatomie, deren Auswirkungen auf die Computertomographie des Herzens bis jetzt unbekannt sind. Deshalb war es ein übergeordnetes Ziel dieser Dissertationsarbeit, die Anwendbarkeit EKG-gegateter MDCT Untersuchungen des Herzens an Hunden und Katzen zu überprüfen. Dazu wurden linksventrikuläre Funktionparameter gesunder Hunde mittels Kardio-Computertomographie bestimmt und mit den Ergebnissen der Echokardiographie verglichen. Im Weiteren wurde die morphologische Darstellbarkeit

von Anomalien der Aorta anhand des PDAs und der Rechtsaorta mittels Computertomographie an Hunden und Katzen untersucht. Dabei wurde im Fall der vaskulären Ringanomalien auch die EKG-gegatete MDCT Darstellung mit der ungegateten MDCT Bildgebung verglichen.

II. Publikationen

- 1) Das folgende Manuskript wurde am 20. Dezember 2010 vom „American Journal of Veterinary Research“ zur Veröffentlichung angenommen.

Assessment of left ventricular function by 64-detector-row computed tomography in healthy dogs: comparison with echocardiography

Christiane R. Henjes, Stephan Hungerbühler, DVM, Iwona B. Bojarski, Ingo Nolte,
DVM, PhD, Patrick Wefstaedt, DVM

From the Small Animal Clinic, University of Veterinary Medicine Hannover,
Foundation, Hannover, Germany

Abbreviations:

A:	Cross-sectional area
CT:	Computed tomography
ECG-gated:	Electrocardiographically-gated
ECG:	Electrocardiography
EDV:	End diastolic volume
EF:	Ejection fraction
ESV:	End systolic volume
LAL:	Long-axis length
MDCT:	Multidetector-row computed tomography
MPR:	Multiplanar reformation

Abstract

Objective: To determine left ventricular volume and function with 64-detector-row computed tomography using two different software tools in comparison with echocardiography.

Animals: 10 healthy clinic owned beagle dogs.

Procedures: The beagle dogs underwent retrospective electrocardiographically-gated (ECG-gated) multidetector-row computed tomography (MDCT). Left ventricular end-systolic volume (ESV), end-diastolic volume (EDV) and ejection fraction (EF) were determined from short-axis multiplanar reformations (MPR) using Simpson's method and from long-axis MPR using Area-Length method. The results were compared with left ventricular ESV, EDV and EF obtained from echocardiography using the planimetric Bullet method and the geometric Teichholz method.

Results: Left ventricular volumes (EDV, ESV) measured by cardiac MDCT correlated well with those calculated by echocardiography, regardless of which methods were compared ($r=0.91-0.96$), although MDCT consistently showed higher values. Left ventricular EF correlated best using the cardiac MDCT Simpson method, compared to the echocardiographic Bullet method ($r = 0.90$).

Conclusions: This study shows that the assessment of left ventricular volume and function is feasible with 64-MDCT. To estimate the left ventricular EF with MDCT, it is advisable to use the Simpson method.

Introduction

The analysis of ventricular function parameters allows the investigation of hemodynamics and the prognosis of a variety of cardiovascular diseases. Ventricular volume is the basis of cardiac function evaluation. Many cardiac indices such as ejection fraction are derived from ventricular volume. Other indices, such as end-systolic and end-diastolic volume index, also require previous determination of the ventricular volumes. Diagnostic and therapeutic decision making requires assessment of these parameters in veterinary medicine. These indices are valuable not only to decide the management of a specific condition, but are also of prognostic relevance in different heart diseases including left ventricular hypertrophy, dilated cardiomyopathy¹ and valvular heart disease².

To date, cardiac volume measurement in veterinary medicine relies on 2-dimensional modalities, such as cineangiocardiology^{3,4}, equilibrium radionuclide ventriculography⁵⁻⁷ or echocardiography⁸⁻¹⁰. All these techniques are inherently compromised by the need of geometric models because 3-dimensional volumes have to be calculated out of 2-dimensional measurements. In contrast, cardiac MDCT and cardiac MRI are true 3-dimensional modalities. Magnetic resonance imaging is the accepted gold standard method to measure left ventricular volume and function in human medicine. In the past the appliance of magnetic resonance imaging for ventricular volume determination in dogs was studied as well¹¹. However, in veterinary medicine magnetic resonance imaging of the heart is not widely available as it requires extensive training not only for the image post-processing but also for image acquisition. Furthermore, image acquisition is time consuming, due to the need to adapt every MRI sequence to each patient in terms of heart rate and indication of the examination; therefore it requires prolonged anesthesia in comparison to MDCT examination.

Imaging of the moving heart requires a high temporal resolution to achieve artefact-free display of myocardial contraction and chamber extension over the cardiac cycle.

Application of computed tomography (CT) to cardiac imaging has long been limited by insufficient temporal resolution because of slow gantry rotation and long total acquisition time that result from slow volume coverage with single slice imaging. Recent technical advances in MDCT techniques have provided a new opportunity for cardiac imaging. The introduction of MDCT-systems with subsecond rotation times remarkably improved spatial and temporal resolution, making MDCT a useful tool for the evaluation of cardiac function¹²⁻¹⁸ in human medicine. The use of a 64-slice MDCT scanner, which acquires the data using isotropic voxels, allows a real 3-dimensional reconstruction of images and enables to make measurements in any desired plane, which should improve accuracy. Initially, in human medicine most attention was directed toward the validation of MDCT for non-invasive imaging of the coronary artery tree¹⁹. Besides, computed tomography technology has proven to be useful for the evaluation of plaque composition²⁰, the study of myocardial perfusion²¹ and for the evaluation of cardiac valves morphology²² and calcification²³.

With cardiac MDCT, imaging is continuously acquired throughout the entire cardiac cycle using a helical scan technique. With retrospective synchronization technique, the patient's ECG trace is recorded simultaneously during spiral data acquisition and data from all heart phases are stored. Thus, due to retrospective ECG-gating, image series can be reconstructed at different times of the cardiac cycle within the R'-R' interval from a single MDCT examination, which is mandatory for the assessment of cardiac function. Therefore, contrast enhanced MDCT data of the heart does not only allow to gather information about cardiac morphology, but also the quantification of global left ventricular function is possible, including ESV, EDV and EF. Several techniques to calculate left ventricular volumes by

cardiac MDCT have been established in human medicine. The Simpson method is based on multiple short-axis reformations of the left ventricle; in contrast, the biplanar Area-Length method relies on perpendicular long-axis views^{12,13}. Previous studies in human medicine proved the accessibility of cardiac volume measurements by MDCT, but the examined ranges of ESV and EDV are not representative for the canine heart. To date, there are only a few reports dealing with the use of MDCT to create images of animal hearts and in contrast to human medicine, systematic analyses about adaptability of cardiac MDCT to dogs are lacking.²⁴⁻²⁶

Only 2-dimensional echocardiography is routinely used in veterinary medicine for cardiac imaging, because of its non-invasiveness, high accessibility and low cost. Nevertheless echocardiography has some limitations like left ventricular foreshortening or different projections which cannot be acquired during the same cardiac cycle. MDCT might be one suitable method to overcome these limitations. The Bullet method is a two dimensional planimetric method for volume measurement, which is easy to perform. Additionally, it has been validated against cineangiocardiology⁴ and proved its applicability in previous studies^{8,27}. Thus, echocardiographic Bullet method served as imaging modality of reference in this study. In addition echocardiographic volume measurement was carried out using the Teichholz method as a 1-dimensional approach.

The purpose of this study was to evaluate ECG-gated MDCT examination for the determination of global left ventricular function parameters, using two different software tools and to compare the results with echocardiography.

Materials and Methods

Ten healthy clinic owned laboratory beagle dogs (4 female, 6 male), with a mean weight of 19.49 kg \pm 2.30 SD (range 17.2-22.7 kg) and mean age of 6.8 years \pm 1.08 SD (range 6-8

years) were used. The study was approved by the Ethical Committee of the Lower Saxony State Office for Consumer Protection and Food Safety (33.9-42502-05-08A561). All dogs were free of cardiovascular disease, based on the findings of physical examination and echocardiography. Anaesthesia was induced intravenously with 0.5 mg/kg Diazepam^a and 0.2 mg/kg Levomethadon^b. Then, Propofol^c was administered until endotracheal intubation was possible. Anaesthesia was maintained at 1.3 vol% end-tidal isoflurane^d concentration in an air oxygen (50%) mixture by use of mechanical ventilation. The respiratory rate was set at 8 breaths/min and the tidal volume was adjusted to maintain PaCO₂ between 40 and 45 mm Hg end tidal exhaled CO₂; isoflurane levels and oxygen saturation were continuously measured with a calibrated monitor^e. Heart rate was recorded by ECG, systolic, diastolic and mean arterial blood pressures were recorded. Throughout the study 0.9% saline was infused at a rate of 5 ml/kg/h. Data was not acquired until 30 min had elapsed after the onset of anaesthesia to ensure stability of anaesthetic conditions. At first MDCT examination was performed, followed by echocardiographic imaging. All studies were completed in approximately 110 min.

Multidetector cardiac CT

CT-Protocol and Image Acquisition

Contrast enhanced MDCT examinations were obtained using a 64-detector-row CT system^f. Patients were placed in supine position, ECG leads were attached to the paws and ECG was recorded simultaneously during spiral CT examination. Scans were obtained in apnea with a collimation of 64 x 0.625 mm, table pitch 0.20, tube voltage 120 kV, tube current 400 mA and tube rotation time 0.4 sec. Field of view was adapted individually for each dog. The patients received 3 ml/kg of contrast medium (Iohexol^g), intravenously by a peripheral vein at a flow

rate of 3 ml/sec by using a power injector^h. The scanning delay was determined with a bolus tracking technique. For automatic detection of contrast medium arrival, the region of interest was placed in the ascending aorta. The threshold was set at 110 Hounsfield units. As soon as the threshold was exceeded, a clinical scan was performed automatically.

Image Reconstruction

Image series were reconstructed by a multisector reconstruction algorithm at multiple phases at increments of 5% of the R-R Interval covering the cardiac cycle (matrix: 512 x 512).

Window settings were adapted individually. The anatomic axes of the heart are different from the CT transverse acquisition plane. For further evaluation MPR's were created according to the anatomical long-axes and the short-axis of the left ventricle. For this purpose, the data was imported into a commercially available softwareⁱ.

In the planar view modus of this software three planes of the heart are displayed, which are oriented at 90° angles relative to each other. These planes show a sagittal, a dorsal and a transversal view of the heart. The software offers the option to generate cardiac axes automatically, but in all cases a manual correction of these images was necessary. At first, a short-axis reformation was generated. Therefore, the short-axis plane was tilted parallel to the plane of the mitral valve. For further image reformation, a short axis plane at mid papillary level was selected because display of papillary muscles simplified orientation. In this short-axis view the vertical long-axis plane was tilted until it dissected the left ventricle connecting the edges of the papillary muscles. The horizontal long-axis plane was automatically directed perpendicular to vertical long-axis plane. The achieved images are already approximations of the real long-axis views, but they shorten the left ventricle. In a last step, the horizontal long-axis plane was adjusted parallel to the interventricular septum to connect left ventricular apex

and the centre of the mitral orifice displaying a four-chamber view. The vertical long-axis view was oriented perpendicular along a line from the apex of the left ventricle to the centre of the mitral orifice displaying a two-chamber view (Fig. 1)^{28,29}.

For global left ventricular function assessment, only diastolic and systolic phases are needed. End-diastole and end-systole were defined as maximal and minimal left ventricular dimensions respectively (Fig. 2). The generation of MPR's according to anatomical heart planes, the selection of end-diastole and end-systole and the following data analysis was made by one operator.

MDCT Data Analysis

The left ventricular volume measurement was calculated using two different modalities: 1. Simpson's method based on short axis reformations, 2. Biplane Area-Length-method by means of a 2- and a 4-chamber view. The following measurements were obtained from each image set: left ventricular EDV and ESV. Left ventricular EF was calculated using the following formula: $EF = (EDV - ESV) / EDV \times 100$. All measurements were calculated three times; means of these calculations were used for further statistical analysis.

1. Simpson's method: MPR were created in short-axis orientation (section thickness of 5 mm and no intersection gap) covering the entire left ventricle from base to apex (Fig. 3). The most basal slice lying just forward to the atrioventricular ring and surrounded by at least 50% myocardium was defined as left ventricular base. The first slice with a visible lumen was defined as apex of the left ventricle. Endocardial borders were traced manually in systolic and diastolic short-axis images^j. Papillary muscles and trabeculations were considered to be part of the left cavity for better comparability to echocardiography. The left ventricular volume

(V) was calculated by adding all cross-sectional areas (A_N) and multiplied by section thickness (S):

$$V = \sum A_N \times S$$

2. Biplane Area-Length-method: Using integrated computer software the left ventricle was traced manually on a previously created 2- and on a 4-chamber-view in end-diastolic and end-systolic phase (Fig. 4). Long-axis length was positioned from left ventricular apex to the level of the mitral valve. The resulting area and the long-axis length (LAL) of the 2-chamber and of the 4-chamber view, were used to calculate the left ventricular volume automatically by integrated software, according to:

$$\frac{8}{3} \times \Pi \times \text{Area (of vertical long-axis plane)} \times \text{Area (of horizontal long-axis plane)} / \text{LAL}$$

where LAL is the shorter of 2 long axis in 2D

Echocardiography

Examination was performed in right lateral recumbency using a commercially available system^k. Images were obtained using a 7.0 MHz transducer. The images were saved in cine-loop format triggered to ECG. The frame showing the biggest cavity was determined as end-diastolic frame. The cavity size with the smallest dimension was defined as end-systole. All measurements were made by one experienced operator on 3 consecutive heart beats; the mean of these measurements was used for further statistical analysis.

Bullet formula

The cross sectional area (A) of the left ventricle was traced in short-axis image at the level of chordae tendineae. The left ventricular length (L) was measured on the right parasternal long

axis five-chamber view, obtained to maximize the length of the left ventricle as the distance from apex to the mitral-aortic junction^{6,8,9}. Volume was calculated according to:

$$V = 5/6 \times A \times L$$

Teichholz formula

Left ventricular measurements were obtained from the right parasternal long axis view, using 2D-guided M-mode echocardiography. Left ventricular systolic and diastolic diameters (LVd) were measured according to the leading-edge to leading-edge method. The EDV and ESV were calculated by using the Teichholz formula¹⁰:

$$V = (7 \times (LVd)^3) / (2.4 + LVd)$$

Statistical analysis

Heart rates during MDCT and during echocardiographic examination were compared using a paired t-test. The left ventricular volumes and left ventricular ejection fraction are expressed as median and mean \pm standard deviation. Differences in measurements between the two modalities were compared using a Kruskal-Wallis test and Dunn's test for multiple comparisons using Graphpad Prism software (Version 4). *P*-values < 0.05 were considered to be statistically significant. Correlation analysis between MDCT and echocardiography measurements was performed using the Pearson's correlation test and a Deming regression analysis. Bland-Altman analysis was performed for each pair of values of left ventricular EDV, ESV and EF to calculate limits of agreement and systematic errors between the two modalities.

Results

The heart rate during helical CT acquisition ranged from 78 to 126 beats per minute, whereas heart rate during echocardiography ranged from 73 to 100 beats/min. Heart rate was significantly lower during echocardiographic examination ($P < 0.01$). The MDCT data acquisition was accomplished in less than 10 s (range: 8,7 to 9,8 s) and data sets showed a good image quality for functional analysis in all patients.

Left ventricular volumes measured by echocardiography and by MDCT are summarized as median and mean \pm standard deviation in Table 1. A statistical significant difference was shown only between medians of the echocardiographic Teichholz method and the MDCT Area-Length-Method for left ventricular EDV and ESV (P -value < 0.05). Mean left ventricular volumes (EDV and ESV) measured by cardiac MDCT correlated excellent with those measured by echocardiography irrespective of which method was used (Table 2,). Correlations of mean left ventricular volumes (EDV and ESV) calculated by echocardiographic Bullet method and calculated by cardiac MDCT Simpson method are demonstrated in Fig. 5.

Left ventricular EF measured by cardiac MDCT using the Simpson method had an excellent correlation with that measured by the echocardiographic Bullet method ($r = 0.90$) (Fig 5). However, correlation between echocardiographic Bullet method and MDCT Area-Length method, between echocardiographic Teichholz method and MDCT Simpson method and between echocardiographic Teichholz method and MDCT Area-length method was not statistically significant (P -value > 0.05) (Table 2).

Comparison of the two MDCT modalities (MDCT Area-Length method and MDCT Simpson method) showed an excellent correlation for EDV ($r = 0.99$), ESV ($r = 0.97$) and EF ($r = 0.85$) (Table 2).

The dispersion of differences of left ventricular EDV, left ventricular ESV and left ventricular EF assessed with echocardiographic Bullet method and MDCT Simpson method are illustrated with Bland-Altman plots (Fig. 6). Results of Bland-Altman analyses are summarized in Table 2.

Discussion

The purpose of the present study was to evaluate the agreement of cardiac MDCT for left ventricular volume determination in anaesthetized dogs in comparison to echocardiography. Cardiac MDCT volume (EDV and ESV) measurements by the Simpson method and by the Area-Length method correlated excellently with the volume calculation made with the echocardiographic Bullet method and the Teichholz formula, irrespective of which methods were compared. However, cardiac MDCT yielded higher values for left ventricular end diastolic and end systolic volumes than echocardiographic volume calculation. These results are in accordance to those of previous studies, which compared cardiac MDCT with echocardiography in humans^{13,30} and could be due to volume overestimation with the MDCT measurements, volume underestimation with the echocardiographic volume calculation or a combination of both.

For MDCT Simpson method, acquired thin transversal slices are reformatted to short-axis slices of 5 mm thickness; this caused a slight blurring of endocardial margins. Besides, hyperdens pixels at the ventricular border could represent parts of the ventricular muscles. This effect could explain the overestimation of the left ventricular volume. Theoretically, further accuracy could be achieved with the MDCT Simpson method by reformatting the data in short-axis plane to thinner slices³¹.

In echocardiography, papillary muscles often appear inseparable from the left ventricular wall; thus the decision of when to exclude or to include parts of the muscle tissue causes difficulties. For reasons of a better comparability of both modalities, MDCT and echocardiography, papillary muscles and trabeculations were included in the ventricular cavity in this study. This could have led to volume overestimation especially when using the MDCT Simpson method due to contrast filling of trabecular interspaces.

In the MDCT Simpson method an accurate definition of the most basal slice is important, because it has a major influence on the left ventricular volume. It contains the largest cross-section area of the MDCT image reformations stack, multiplied by the section thickness of 5 mm. A potential error of the left ventricular volumetry might be caused from inadequate slice selection. Thus, the most basal slice in diastolic and systolic MPR was adjusted parallel to the plane of the mitral valve that covered the most basal portion of the left ventricle, just forward of the atrioventricular ring¹⁵. On the other hand, there are limitations of echocardiographic quantitation of ventricular volumes. These problems encompass foreshortening of views from which the left ventricular length is measured and difficulties in delineation of the endocardial border due to the echo dropouts and thickness of the echo band leading to volume underestimation made by the echocardiographic Bullet method⁹. The major problem of echocardiographic volume calculation by the Teichholz-method is that volume determination relies on one dimensional M-Mode measurements. Left ventricular volume, which contains information about a three-dimensional structure, is extrapolated from a single dimension of the left ventricular long or short axis. The limitations of echocardiography are particularly evident in the case of left ventricular dyssynergy^{9,32}.

When comparing CT and echocardiographic measurements of the left ventricular ejection fraction, only results of MDCT Simpson method showed significant correlation to those of the

echocardiographic Bullet method. In contrast, results of MDCT Area-Length method did not show a significant correlation to results of echocardiographic Bullet method. These findings are not surprising, because the MDCT Simpson method is based on area measurements in 10-14 slices. Therefore inaccuracies of endocardial border tracing in one slice have only little effect on the results. In contrast, inaccuracies in the MDCT Area-Length method, which relies on analysis of two perpendicular long axis views, might change the results considerably. In conclusion, the MDCT Simpson method should yield more exact calculations than the MDCT Area-Length method based on geometric assumptions. These findings are in accordance with reports in human medicine comparing the Simpson method and the Area-Length method¹³.

Cardiac MDCT underestimated the ejection fraction as one of the most important left ventricular parameters, whereas EDV and ESV were overestimated by MDCT. Theoretically, an insufficient time resolution results in systematic overestimation of left ventricular ESV due to its inability to capture the maximum systolic contraction. Inferior temporal resolution in comparison to other modalities for left ventricular volume measurement is a commonly mentioned aspect in human studies. This information cannot be neglected in veterinary medicine either. The temporal resolution of cardiac MDCT depends on three factors: image reconstruction algorithm, gantry rotation time and heart rate^{33,34}. In this study data sets were reconstructed by a multisegment reconstruction algorithm, which is based on data interpolation between two and more consecutive cardiac cycles. This approach is effective to improve the temporal resolution. However, cardiac function and volume may differ from beat to beat and sinus arrhythmias, which are common in dogs (but not observed in this study), may cause inaccuracies.

In this study challenge occurred because commercial software programs for calculating volumes and EF, which were developed to be used in humans, were used in dogs. First attempts to perform the scan in prone position as a more physiological posture opposed to supine position failed. In human medicine MDCT of the heart is always performed in supine position. According to this, the software programming for Simpson measurement relies on models which only accept images from this positioning. Another feature of the program is the semi automatically contour detection of cardiac borders. However, automatic delineated endocardial borders can be manually corrected. Although contrast enhancement of the ventricular chamber was good, extensive corrections in nearly all slices were necessary, thus manual contour tracing was easier but quite time consuming. For volume evaluation by Area-Length method MPR were obtained according to the horizontal and vertical long axis from the transverse images. The software already proposed this axes but correction of the slices were necessary in each dog.

With respect to the determination of left ventricular performance by means of cardiac MDCT, potential sources of error have to be noted, for example, the requirement of iodinated contrast media. There are only small differences in the Hounsfield Units of the blood, the myocardium and the valves; consequently, non-enhanced MDCT images cannot distinguish these structures clearly. Thus, delineating the wall from the blood of the ventricle requires the injection of contrast media. The injection of contrast media causes a volume load and might influence left ventricular volumes and ejection fraction in cardiac CT.

Another drawback of cardiac MDCT examinations is the need for general anaesthesia and short apnea in animals to avoid motion artefacts. This approach may cause problems in patients, which are potentially compromised because of a heart disease. Besides, the anaesthesia may alter functional parameters, and the measurements may not reflect the cardiac

performance. In our study MDCT and echocardiographic examinations were performed during the same anaesthetic period with comparable anaesthetic conditions during both examinations. The MDCT examination and the echocardiographic examinations were performed rapidly and sequentially to minimize effect of time under anesthesia; nevertheless, the heart rates were statistically lower during echocardiographic examination.

Even though volume measurement by cardiac MDCT has its shortcomings, it is a relatively simple and non-invasive technique, besides, it benefits from the high spatial resolution and the short acquisition time. Additionally, a single cardiac MDCT image acquisition of approximately 10 s provides detailed anatomic information, which is difficult to obtain with other diagnostic techniques and without need for extra acquisition time. The data set contains multiple additional information about cardiac and pericardial structures and overcomes several problems of echocardiography such as left ventricular foreshortening or different projections of the heart, which cannot be acquired during the same cardiac cycle. Cardiac MDCT is not affected by patient variables such as obesity or small acoustic window. Because MDCT is a true volumetric modality, enlarged or grossly deformed hearts should not influence the accuracy of the measurements made by the Simpson method, as assumptions about left ventricular shape and geometry are avoided. Additionally, previous human studies showed small operator dependence³⁵. Furthermore, the possibility of post-processing is of great advantage. It is feasible to separate data acquisition and data evaluation and to accomplish these procedures by different persons. Slice reformation for volume measurement or morphologic evaluation can be repeated as many times as necessary, until a satisfactory orientation is achieved. This should improve precision of examination.

The advantages of echocardiography in cardiac imaging include the lack of radiation exposure, possibility to characterize the flow, ability to provide real-time beat-to-beat analysis, and the avoidance of anaesthesia and iodinated contrast administration.

Finally, some limitations of the present study should be addressed. The limited number of subjects and the homogeneity in study group (weight, breed) must be taken into account.

Larger studies with different breeds are needed to confirm feasibility of MDCT for volume determination in dogs of all breeds and sizes. Due to patient selection, no pathologic findings regarding left ventricular function were expected. Therefore, the reliability of this method remains to be demonstrated in dogs with impaired heart function. The MDCT examination was always performed first, thus even though anaesthetic conditions were stable, the effect of time under anaesthesia might influence results of the MDCT and the echocardiographic examination. In our study echocardiography served as reference method. Even though echocardiography is an often used standard for volume determination in dogs, it has its own weaknesses. Therefore, a direct comparison between MDCT and magnetic resonance imaging as gold standard method is desirable to finally estimate the value of the method for functional cardiac imaging in dogs.

Conclusion

In conclusion this study shows that calculation of left ventricular volume is feasible using either cardiac MDCT Simpson method or Area-Length method in comparison to echocardiography. For estimation of left ventricular ejection fraction cardiac MDCT Simpson should be preferred because of closer correlation to echocardiography.

Footnotes

- a. Diazepam-ratiopharm, Ratiopharm GmbH, Germany
- b. L-Polamivet, Intervet Deutschland GmbH, Germany
- c. Narcofol[®] 10mg/ml, CP-Pharma Handelsgesellschaft mbH, Germany
- d. Isoflurane CP[®], CP-Pharma Handelsgesellschaft mbH, Germany
- e. GE Datex-Ohmeda, GE Healthcare, Finland
- f. Brilliance 64, Philips, Netherlands
- g. Omnipaque[®] -350, Bayer Vital, Germany
- h. Medrad Vistron CT Injection System, Medrad, USA
- i. Cardiac viewer, Philips, Netherlands
- j. LV/RV Analysis, Philips, Netherlands
- k. GE Vivid 7, GE Healthcare, Denmark

References

1. Borgarelli M, Santilli RA, Chiavegato D et al., Prognostic Indicators for Dogs with Dilated Cardiomyopathy, *J Vet Intern Med* 2006; 20:104-110
2. Kittleson MD, Eyster GE, Kowlen GG et al., Myocardial function in small dogs with chronic mitral regurgitation and severe congestive heart failure, *J Am Vet Med Assoc* 1984; 184:455-459
3. Chapman CB, Baker O, Reynolds J et al., Use of Biplane Cinefluorography for Measurement of Ventricular Volume, *Circulation* 1958; 18:1105-1117
4. Gueret P, Meerbaum S, Zwehl W et al., Two-Dimensional Echocardiographic assessment of Left Ventricular Stroke Volume: Experimental Correlation With

Thermodilution and Cineangiography in Normal and Ischemic States, *Cathet Cardiovasc Diagn* 1981; 7:247-258

5. van den Brom WE, Stokhof AA, Radionuclide angiography in the normal dog: equilibrium studies, *Res Vet Sci* 1989; 47:333-337
6. Sisson DD, Daniel GB, Twardock AR, Comparison of left ventricular ejection fractions determined in healthy anesthetized dogs by echocardiography and gated equilibrium radionuclide ventriculography, *Am J Vet Research* 1989; 50:1840-1847
7. Hetyey Cs, Balogh L, Andócs G et al., Comparison of Echocardiography and gated equilibrium Radionuclide ventriculography in the measurements of left ventricular systolic function parameters in healthy dogs, *Acta Vet Hung* 2002; 50:21-29
8. Wyatt HL, Heng MK, Meerbaum S et al., Cross-sectional echocardiography. II. Analysis of mathematic models for quantifying volume of the formalin-fixed left ventricle, *Circulation* 1980; 61:1119-1125
9. Gueret P, Meerbaum S, Wyatt HL et al., Two-dimensional echocardiographic quantitation of left ventricular volumes and ejection fraction. Importance of accounting for dyssynergy in short-axis reconstruction models, *Circulation* 1980; 62:1308-1318
10. Teichholz LE, Kreulen T, Hermann MV et al., Problems in Echocardiographic Volume Determinations: Echocardiographic-Angiographic Correlations in the Presence and Absence of Asynergy, *Am J Cardiol* 1976; 37:7-11
11. Dell'Italia LJ, Blackwell GG, Pearce DJ et al., Assessment of ventricular volumes using cine magnetic resonance in the intact dog. A comparison of measurement methods, *Invest Radiol* 1994; 29:162-167

-
12. Juergens KU, Grude M, Fallenberg EM et al., Using ECG-Gated Multidetector CT to Evaluate Global Left Ventricular Myocardial Function in Patients with Coronary Artery Disease, *Am J Roentgenol* 2002; 179:1545-1550
 13. Bansal D, Singh RM, Sakar M et al., Assessment of left ventricular function: comparison of cardiac multidetector-row computed tomography with two-dimension standard echocardiography for assessment of left ventricular function, *Int J Card Imaging* 2008; 24:317-325
 14. Hennemann MM, Schuijf JD, Jukema JW et al., Assessment of global and regional left ventricular function and volumes with 64-slice MSCT: A comparison with 2D echocardiography, *J Nucl Cardiol* 2006; 13:480-487
 15. Juergens KU, Grude M, Maintz D et al., Multi-Detector Row CT of Left Ventricular Function with Dedicated Analysis Software versus MR Imaging: Initial Experience, *Radiology* 2004; 230:403-410
 16. Juergens KU, Fischbach R, Left ventricular function studied with MDCT, *Eur Radiol* 2006; 16:342-357
 17. Heuschmid M, Rothfuss JK, Schroeder S et al., Assessment of left ventricular myocardial function using 16-slice multidetector-row computed tomography: comparison with magnetic resonance imaging and echocardiography, *Eur Radiol* 2006; 16:551-559
 18. Hosoi S, Mochizuki T, Miyagawa M et al., Assessment of Left Ventricular Volumes Using Multi-detector Row Computed Tomography (MDCT): Phantom and Human Studies, *Radiat Med* 2003; 21:62-67

-
19. Achenbach S, Giesler T, Ropers D et al., Detection of Coronary Artery Stenoses by Contrast-Enhanced, Retrospectively Electrocardiographically-Gated, Multislice Spiral Computed Tomography, *Circulation* 2001; 103:2535-2538
 20. Schroeder S, Flohr T, Kopp AF et al., Accuracy of Density Measurements Within Plaques Located in Artificial Coronary Arteries by X-Ray Multislice CT: Results of a Phantom Study, *J Comput Assist Tomogr* 2001; 26:900-906
 21. Nikolaou K, Sanz J, Poon M et al., Assessment of myocardial perfusion and viability from routine contrast-enhanced 16-detector-row computed tomography of the heart: preliminary results, *Eur Radiol* 2005; 15:864-871
 22. Willmann JK, Kobza R, Roos JE et al., ECG-gated multi-detector row CT for assessment of mitral valve disease: initial experience, *Eur Radiol* 2002; 12:2662-2669
 23. Willmann JK, Weishaupt D, Lachat M et al., Electrocardiographically Gated Multi-Detector Row CT for Assessment of Valvular Morphology and Calcification in Aortic Stenosis, *Radiology* 2002; 225:120-128
 24. Berninger WH, Redington RW, Doherty P et al., Gated Cardiac Scanning: Canine Studies, *J Comput Assist Tomogr* 1979; 3:155-163
 25. Ringertz HG, Skiöldebrand CG, Refsum H et al., A Comparison Between the Information in Gated and Nongated Cardiac CT Images, *J Comput Assist Tomogr* 1982; 6:933-938
 26. Mancini GBJ, Peck WW, Slutsky RA et al., Use of Computerized Tomography to Assess Myocardial Infarct Size and Ventricular Function in Dogs During Acute Coronary Occlusion and Reperfusion, *Am J Cardiol* 1984; 53:282-289
 27. Wyatt HL, Haendchen RV, Meerbaum S et al., Assessment of Quantitative Methods for two-dimensional Echocardiography, *Am J Cardiol*; 1983; 52: 396-401

-
28. Anonymous, Standardization of cardiac tomographic imaging. From the Committee on Advanced Cardiac Imaging and Technology, Council on Clinical Cardiology, American Heart Association; Cardiovascular Imaging Committee, American College of Cardiology; and Board of Directors, Cardiovascular Council, Society of Nuclear Medicine, *Circulation* 1992; 86:338-339
 29. Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V et al., Standardized Myocardial Segmentation and Nomenclature for Tomographic Imaging of the Heart: A Statement for Healthcare Professionals From the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association, *Circulation* 2002; 105:539-542
 30. Kim TH, Hur J, Kim SJ et al., Two-Phase Reconstruction for the Assessment of Left Ventricular Volume and Function Using Retrospective ECG-Gated MDCT: Comparison with Echocardiography, *Am J Roentgenol* 2005; 185:319-325
 31. Cui W, Kondo T, Anno H et al., The accuracy and optimal slice thickness of multislice helical computed tomography for right and left ventricular volume measurement, *Chin Med J* 2004; 117:1283-1287
 32. Serres F, Chetboul V, Tissier R et al., Comparison of 3 Ultrasound Methods for Quantifying Left Ventricular Systolic Function : Correlation with Disease Severity and Prognostic Value in Dogs with Mitral Valve Disease, *J Vet Intern Med*; 22:566-577
 33. Flohr T, Bruder H, Stierstorfer K et al., New Technical Developements in Multislice CT, Part 2: Sub-Millimeter 16-Slice Scanning an Increased Gantry Rotation Speed for Cardiac Imaging, *Rofo* 2002; 174:1022-1027

34. Mahnken A, Hohl C, Suess C et al., Influence of Heart Rate and Temporal Resolution on Left-Ventricular Volumes in Cardiac Multislice Spiral Computed Tomography. A Phantom Study, *Invest Radiol* 2006; 41:429-435
35. Boehm T, Alkadhi H, Roffi M et al., Time-effectiveness, Observer-dependence, and Accuracy of Measurements of Left Ventricular Ejection Fraction Using 4-channel MDCT, *Rofa* 2004; 176:529-537

Figures

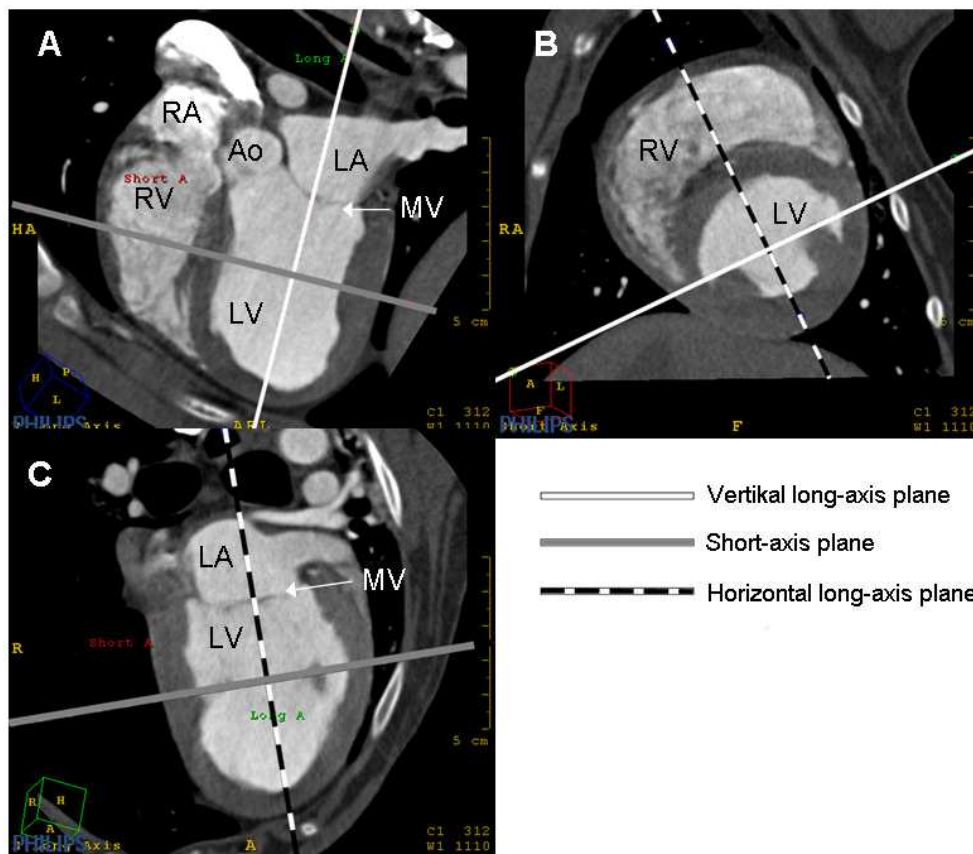


Fig. 1: Multiplanar reformatting of the heart allows visualisation in standard tomographic view. The images are arranged as in planar view modus. A: Horizontal long-axis four-chamber view; B: Short-axis view C: Vertical long-axis two-chamber view. LV: left ventricle, LA: left atrium, RV: right ventricle RA: right atrium MV: mitral valve, Ao: Aorta

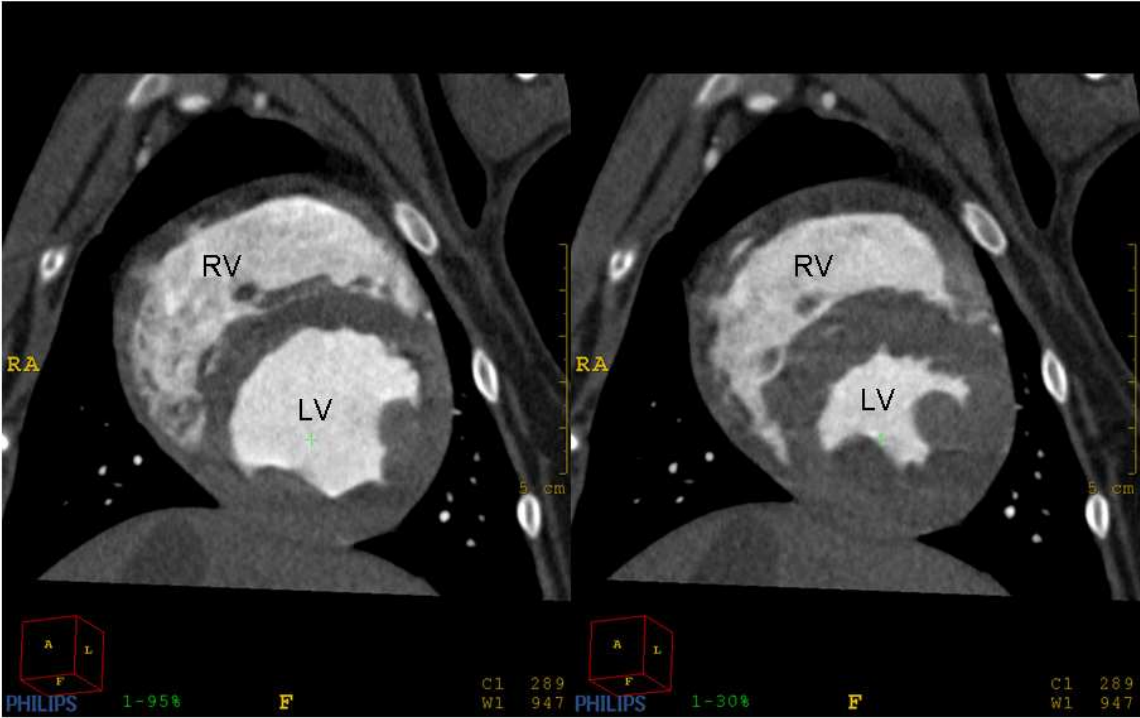


Fig. 2: Representative short-axis MPR (MDCT) in end-diastolic (A) and end-systolic (B) heart phase. LV: left ventricle RV: right ventricle

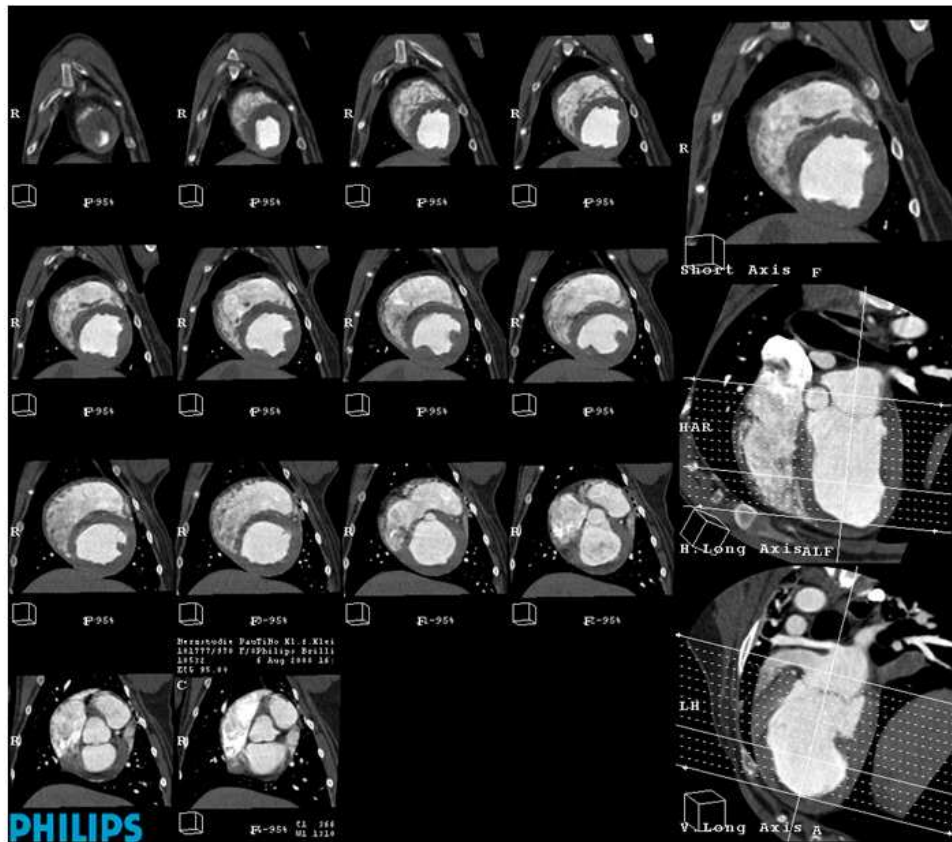


Fig. 3: Simpson method: MPRs were generated in short-axis orientation parallel to the mitral valve in this example from end-diastolic reconstructed images for endocardial contour tracing

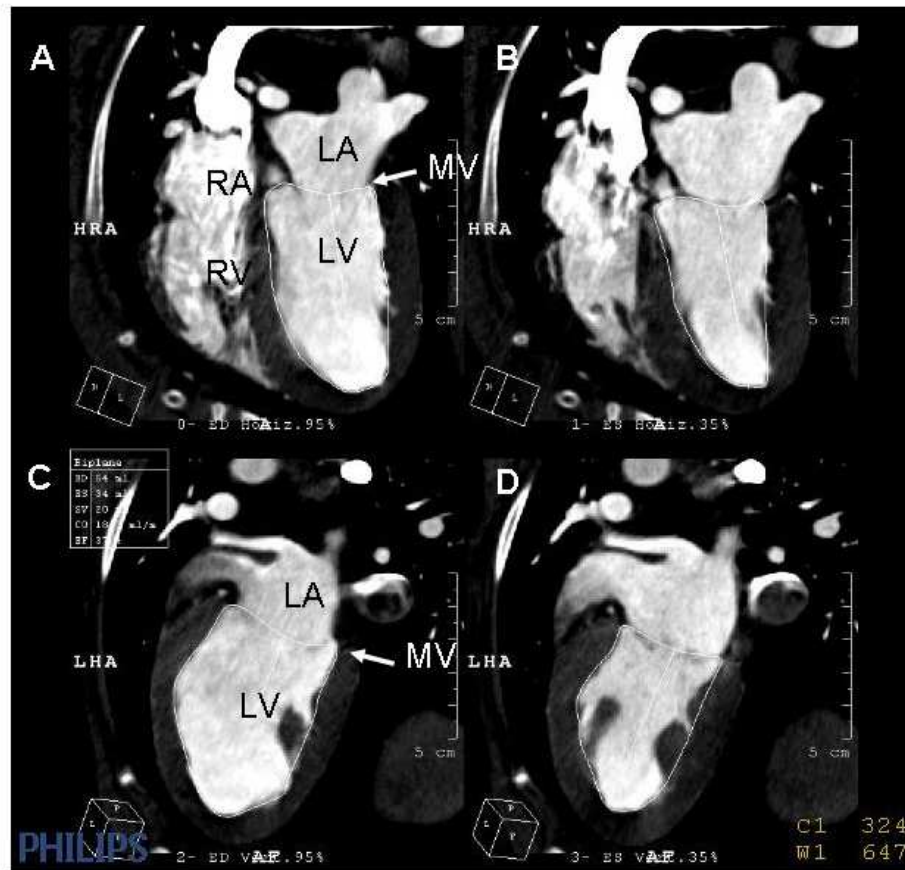


Fig 4: Standard 4-chamber (A, B) and 2-chamber views (C, D) created in systole (B, D) and diastole (A, C). The left ventricular cavity was traced, left ventricular long axis was defined and integrated computer software calculated left ventricular volumes using biplane area-length method. LA: left atrium LV: left ventricle, RA: right atrium RV: right ventricle, MV: mitral valve

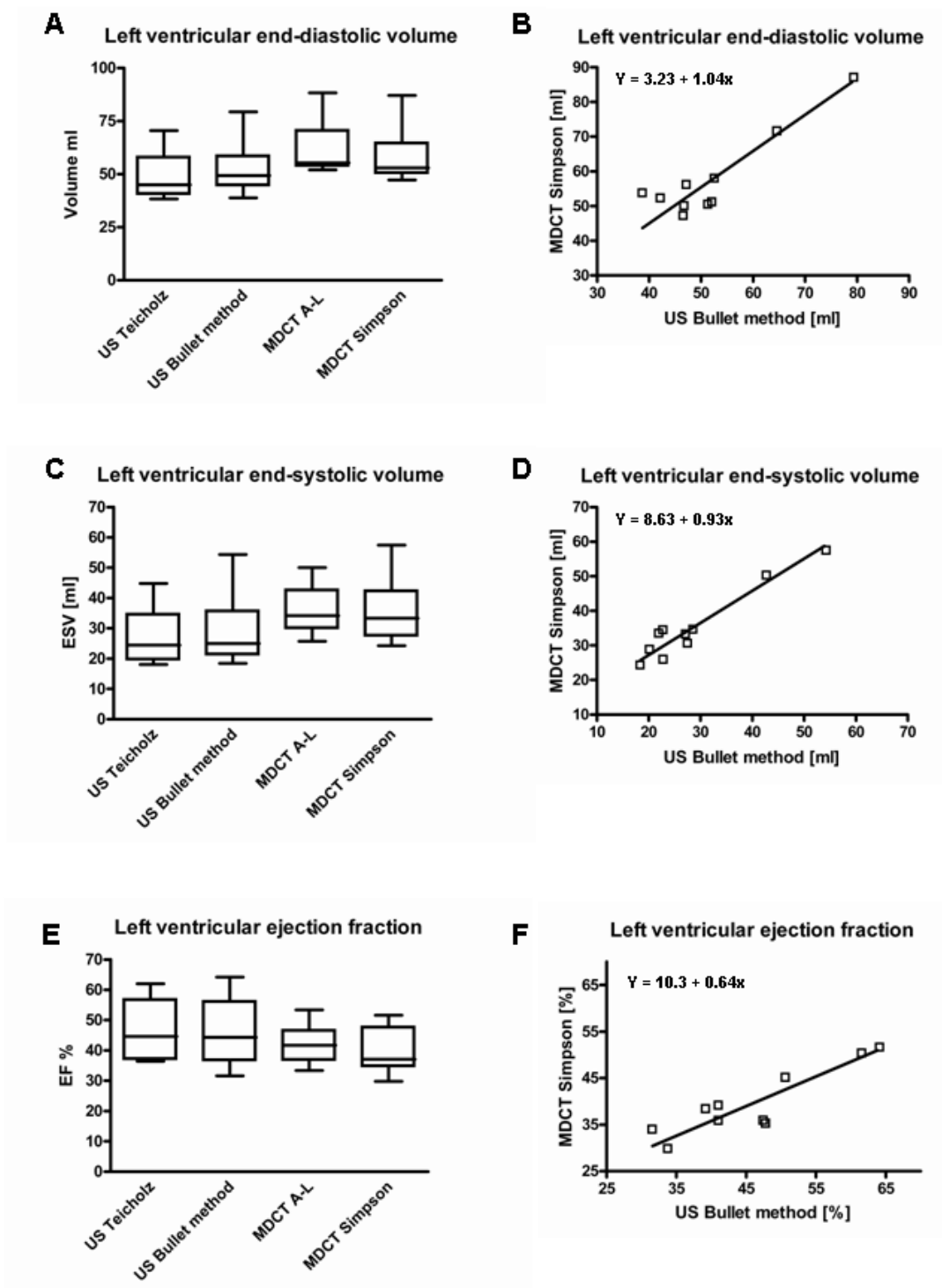


Fig. 5: Box and Whisker diagrams showing median, 25th and 75th percentile and smallest and largest observation of left ventricular volumes and function – EDV (A), ESV (C) EF (E) – and Scatter plots showing correlation and Deming regression line between left

ventricular parameters – EDV (B), ESV (D), EF (F) – as determined by MDCT

Simpson method and echocardiographic Bullet method

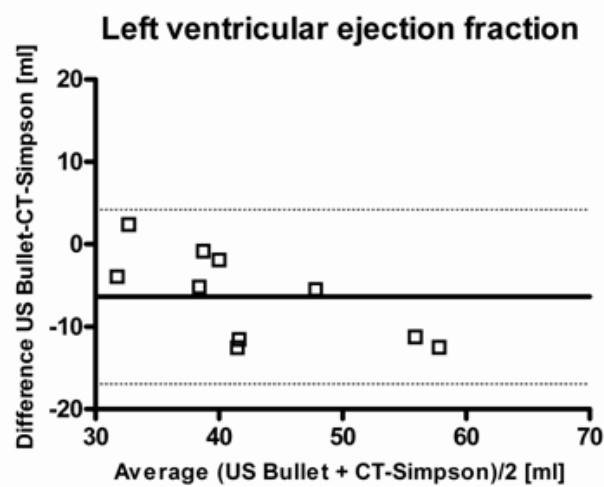
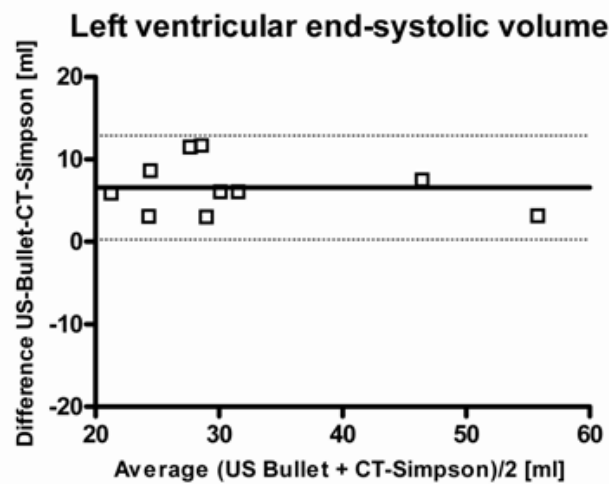
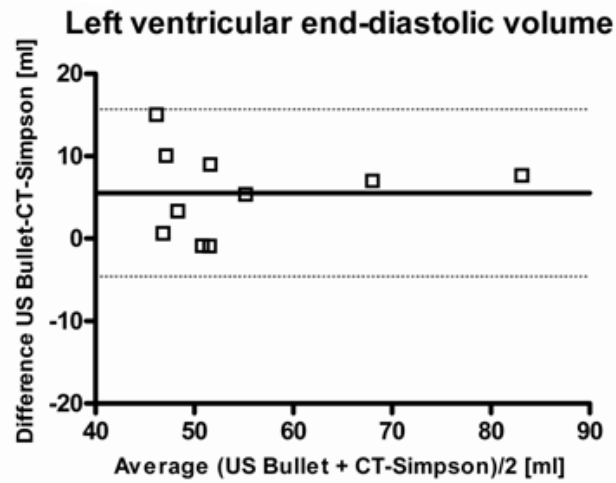


Fig. 6: Bland-Altman plots of echocardiographic Bullet method (US-Bullet) and MDCT

Simpson method (CT Simpson) show relationship between differences and means for each parameter. (solid line; mean value of differences; dotted lines, mean value of differences \pm 1.96 standard deviation)

Tables

Table 1: Volumetric and functional Parameters of the left ventricle in 10 dogs

	MDCT		Echocardiography	
	CT Simpson	CT A-L	US Teichholz	US Bullet
<u>EDV (ml)</u>	57.72 \pm 12.32 (52.95)	61.50 \pm 12.20 (55.33)	48.59 \pm 11.42 (44.94)	52.17 \pm 11.84 (49.29)
<u>ESV (ml)</u>	35.20 \pm 10.52 (33.30)	35.64 \pm 7.89 (34.17)	26.51 \pm 9.72 (24.39)	28.68 \pm 11.30 (25.02)
<u>EF (%)</u>	39.50 \pm 7.19 (37.10)	42.03 \pm 5.99 (41.67)	46.22 \pm 9.39 (44.60)	45.85 \pm 10.81 (44.28)

Data are mean \pm standard deviation (median), CT Simpson, MDCT Simpson method; CT A-L, MDCT Area-Length method; US Teichholz, echocardiographic Teichholz method; US Bullet, echocardiographic Bullet method

Table 2: Left ventricular volumes and ejection fraction: comparison of the different measurement methods.

	EDV				ESV				EF			
	Correlation		Bland-Altman		Correlation		Bland-Altman		Correlation		Bland-Altman	
	r	P	Bias	SD	r	P	Bias	SD	r	P	Bias	SD
US Bullet vs. CT Simpson	0.91	<0.01	5.55	5.17	0.96	<0.01	6.58	3.21	0.90	<0.01	-6.35	5.39
US Bullet vs. CT A-L	0.92	<0.01	9.33	4.81	0.91	<0.01	6.96	5.33	0.62	0.06	-3.82	8.50
US Teichholz vs. CT Simpson	0.94	<0.01	9.13	4.23	0.95	<0.01	8.75	3.19	0.57	0.08	-6.72	7.90
US Teichholz vs. CT A-L	0.96	<0.01	12.91	3.59	0.91	<0.01	9.13	4.14	0.19	0.60	-4.19	10.15
US Bullet vs. US Teichholz	0.88	<0.01	-3.58	5.61	0.92	<0.01	-2.17	4.36	0.81	<0.01	0.36	6.34
CT Simpson vs. CT A-L	0.99	<0.01	3.78	1.62	0.97	<0.01	0.38	3.54	0.85	<0.01	2.53	3.80

r, Pearson's Correlation Coefficient; P , P -value of correlation; Bland-Altman, Bland-Altman Analysis; Bias, average difference; SD, standard deviation of the difference; MDCT Simpson method; CT A-L, MDCT Area-Length method; US Teichholz, echocardiographic Teichholz method; US Bullet, echocardiographic Bullet method

2) Das folgende Manuskript wurde am 23.09.2011 im Journal „BMC Veterinary Research“ veröffentlicht (volume 7, article No. 57)

Multidetector-row computed tomography of thoracic aortic anomalies in dogs and cats: Patent ductus arteriosus and vascular rings

Christiane R. Henjes, Ingo Nolte, DVM, PhD, Patrick Wefstaedt, DVM

From the Small Animal Clinic, University of Veterinary Medicine Hannover,
Foundation, Hannover, Germany

Abstract*Background*

Diagnosis of extracardiac intrathoracic vascular anomalies is of clinical importance but remains challenging. Traditional imaging modalities as radiography, echocardiography or angiography are inherently compromised by the difficulties of a 2-dimensional approach to a 3-dimensional object. We postulated that accurate characterisation of malformations of the aorta would benefit from 3-dimensional assessment. Therefore, multidetector-row computed tomography (MDCT) was chosen as a 3-dimensional, new, and noninvasive imaging technique.

The purpose of this study was to evaluate patients with 2 common diseases of the intrathoracic aorta, either patent ductus arteriosus or vascular ring anomaly, by contrast-enhanced 64-row computed tomography.

Results

Electrocardiography (ECG)-gated and thoracic nongated MDCT images were reviewed in identified cases of either a patent ductus arteriosus or vascular ring anomaly. Ductal size and morphology were determined in 6 dogs that underwent ECG-gated MDCT. Vascular ring anomalies were characterized in 7 dogs and 3 cats by ECG-gated MDCT or by a nongated thoracic standard protocol.

Cardiac ECG-gated MDCT clearly displayed the morphology, length, and caliber of the patent ductus arteriosus in 6 affected dogs. Persistent right aortic arch was identified in 10 animals, 8 of which showed a coexisting aberrant left subclavian artery. A mild dilation of the proximal portion of the aberrant subclavian artery near its

origin of the aorta was present in 4 dogs, and a diverticulum analogous to the human Kommerell's diverticulum was present in 2 cats.

Conclusions

Contrast-enhanced MDCT imaging of thoracic anomalies gives valuable information about the exact aortic arch configuration. Furthermore, MDCT was able to characterize the vascular branching patterns in dogs and cats with a persistent right aortic arch and the morphology and size of the patent ductus arteriosus in affected dogs. This additional information can be of help with regard to improved diagnoses of thoracic anomalies and the planning of surgical interventions.

III. Übergreifende Diskussion

Ziel der vorgestellten Studien war es, die Anwendbarkeit der Computertomographie des Herzens an Hunden und Katzen zu überprüfen. Während sich in der Humanmedizin die Computertomographie zur Untersuchung des Herzens in den letzten Jahren weit verbreitet hat, gibt es nur vereinzelte Berichte über Herzuntersuchungen in der Veterinärmedizin (BERNINGER et al., 1979; RINGERTZ et al., 1982; MANCINI et al., 1984; JOLY et al., 2007; POWNDER und SCRIVANI, 2008). Für die computergestützte Datenauswertung in den hier vorgestellten Studien wurden dementsprechend herzspezifische Programme verwendet, die ursprünglich für humanmedizinische Untersuchungen ausgelegt waren. Bei der Auswertung der Aortenanomalien war dies mit der Anwendung von multiplanaren Reformationen (MPRs) und dem dreidimensionalen (3D) *Rendering* problemlos möglich. Dagegen scheiterten erste Versuche, die Volumetrie mittels Simpson-Methode beim Hund an Daten durchzuführen, die in Bauchlage gewonnen wurden, weil die Einstellungen der Kurzachsenschnitte und die Begrenzung zur Apex bzw. Mitralklappe durch das Auswertungsprogramm immer wieder verworfen wurden. Die Programme zur Volumenbestimmung mittels Simpson-Methode beruhen auf Modellen, die für die Untersuchung des menschlichen Herzens entwickelt wurden. Da die kardiale Mehrzeilendetektor-Computertomographie (MDCT) Untersuchung des Herzens beim Menschen in Rückenlage erfolgt, konnte die Berechnung des Herzvolumens bei Hunden daher ebenfalls nur an Bildern durchgeführt werden, die in Rückenlage akquiriert wurden.

Auch die semiautomatische Konturerkennung des linken Ventrikels, welche die Auswertung beschleunigen soll, konnte die endokardialen Ränder, trotz guter Kontrastmittelfüllung des Ventrikels, beim Hund nur unzureichend markieren. Deshalb war es schneller und praktikabler, die Umrandung komplett manuell vorzunehmen, anstatt die vorgezeichneten Begrenzungen zu korrigieren. Ebenfalls nur eingeschränkt hilfreich war die automatische Erstellung der Herzachsen für die Flächen-Längen-Methode durch ein vorhandenes Programm. Auch hier beruht das Programm auf Vorgaben aus der Humanmedizin. Da sich aber die Form des Brustkorbs und die Lage des Herzens zwischen Mensch und Tier unterscheiden, mussten die vorgeschlagenen Achsen für alle Hunde stark korrigiert werden.

In der ersten Studie wurden die linksventrikulären Funktionsparameter (enddiastolisches Volumen (EDV), endsystolisches Volumen (ESV), Ejektionsfraktion (EF)) an 10 herzgesunden Beaglen mittels Echokardiographie (Bullet- und Teichholz-Methode) und 64-zeiliger EKG (Elektrokardiographie) -gegateter Computertomographie (Simpson- und Flächen-Längen-Methode) bestimmt. Ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den ermittelten Medianwerten (EDV und ESV) bestand nur zwischen der computertomographischen Flächen-Längen-Methode und der echokardiographischen Teichholz-Methode. Das computertomographisch per Simpson-Methode und per Flächen-Längen-Methode ermittelte EDV und ESV zeigte keinen statistisch signifikanten Unterschied zur echokardiographischen Bullet-Methode, und die Ergebnisse dieser Methoden korrelierten exzellent miteinander. Allerdings erbrachte die Volumenbestimmung (EDV, ESV) per MDCT höhere Werte im Vergleich zur echokardiographischen Berechnung. Vergleichbare Ergebnisse fanden sich auch bei der Untersuchung von Menschen (KIM et al., 2005; BANSAL et

al., 2008). Hierfür kommen verschiedene Ursachen in Frage. Zum einen führt die Kurzachsenschnittdicke bei der Simpson- Methode zu einer leichten Verwischung der Grenzen, so dass eine Überschätzung des realen Volumens durch die MDCT möglich ist. Zum anderen wurden die Papillarmuskeln generell in die Messungen miteinbezogen. Dabei war die Füllung der intertrabekulären Räume in der Simpson- Methode sichtbar und wurde entsprechend ins Lumen mit einberechnet, was ebenfalls zu einer Volumenüberschätzung führen kann. Insgesamt ist auch eine Unterschätzung des realen Volumens durch den Ultraschall denkbar. Ein Hauptproblem der echokardiographischen Bullet-Methode ist die Darstellung des linken Ventrikels in seiner gesamten Länge. Häufig kommt es zu einer tangentialen Anschallung und damit zu einer verkürzten Darstellung. Außerdem ist die genaue Abgrenzung des Ventrikellumens aufgrund eines breiten Echobandes schwierig (GUERET et al., 1980).

Im Vergleich der EF zeigten die Ergebnisse der echokardiographischen Bullet-Methode mit der computertomographischen Flächen-Längen-Methode, der echokardiographischen Teichholz-Methode mit der computertomographischen Simpson-Methode und der Teichholz-Methode mit der computertomographischen Flächen-Längen Methode keine statistisch signifikante Korrelation. Dagegen zeigten die echokardiographische Bullet-Methode und die computertomographische Simpson-Methode eine starke Korrelation zueinander. Allerdings wurde die EF per MDCT im Vergleich zur Echokardiographie unterschätzt. Auch wenn in dieser Studie die EKG-gegateten MDCT Aufnahmen mit einem multisegmentalen Rekonstruktionsalgorithmus berechnet wurden, was sich insgesamt positiv auf die zeitliche Auflösung auswirkt (BOESE et al., 2000; MAHNKEN et al., 2006), ist diese

im Vergleich zur Echokardiographie und zur Magnetresonanztomographie (MRT) schlechter. Während die Auswirkung der niedrigeren zeitlichen Auflösung in der Diastole gering ist, ist es dagegen schwer, den genauen Zeitpunkt der Systole abzugreifen, und schon geringe Unterschiede der zeitlichen Auflösung können eine messbare Auswirkung haben. Dies kann eine maßgebliche Ursache dafür sein, dass die EF im Vergleich zum Ultraschall in der Studie unterschätzt wurde.

Als Limitation der Volumetriestudie kann die eingesetzte Referenzmethode gesehen werden. Die zweidimensionale Echokardiographie ist die erste Wahl für die Diagnose verschiedener Herzerkrankungen, wie z. B. einem Ventrikelseptumdefekt (VSD). Für die Volumenbestimmung wird sie in der Praxis und in Studien regelmäßig eingesetzt, besitzt aber aufgrund der Zweidimensionalität einige Schwächen (GUERET et al., 1981; WYATT et al., 1983; BORGARELLI et al., 2006; SERRES et al., 2007). Ein Vergleich mit einer anderen dreidimensionalen Bildgebungstechnik wäre vorteilhaft gewesen. In Frage kommen dabei die dreidimensionale Echokardiographie und die MRT. Allerdings hat sich die dreidimensionale Echokardiographie zur linksventrikulären Volumenbestimmung in der Veterinärmedizin noch nicht ausreichend etabliert, und zum Zeitpunkt der Studie stand diese Technik nicht zur Verfügung. In der Humanmedizin gilt die MRT als „Gold-Standard“ für die Bestimmung der linksventrikulären Funktionsparameter. Diese wurde in der Veterinärmedizin zur Untersuchung des Herzens allerdings nur in vereinzelten Studien eingesetzt, die Untersuchungsdauer ist deutlich länger im Vergleich zur Computertomographie und neben der Datenauswertung erfordert auch die Datengewinnung ein intensiveres Training (DELL'ITALIA et al., 1994).

Im zweiten Teil der vorliegenden Arbeit wurde die Darstellbarkeit von Aortenanomalien anhand von persistierender Ductus arteriosus (PDAs) und vaskulären Ringanomalien untersucht.

Die Diagnosestellung und Klassifikation des PDA gemäß MILLER et al. (2006) erwies sich insbesondere in den sagittalen MPRs und in den 3D *gerenderten* Aufnahmen als schnell und sicher. Die Ausmessung in angepasster dorsaler, sagittaler und transversaler Ebene war in allen untersuchten Fällen leicht möglich. Da der PDA mittels MPRs in allen drei Raumrichtungen abgebildet wurde, konnten wir feststellen, dass der minimale Durchmesser der PDAs in den verschiedenen Ebenen leichten Schwankungen unterlag und damit keine perfekte runde Form besaß. Dies ist insofern beachtenswert, als dass die Messung in der konventionellen Angiographie meist nur in einer Ebene erfolgt (SCHNEIDER et al., 2003; MILLER et al., 2006) und damit nicht unbedingt die größte Ausdehnung des minimalen Durchmessers des PDA widerspiegelt.

Als weiteres Beispiel für Aortenanomalien wurden vaskuläre Malformationen untersucht. Die Auswertung der vaskulären Ringanomalien ergab, dass neben der Rechtsaorta häufig auch eine linke aberrante A. subclavia vorlag. Diese kann ebenfalls zu einer Einengung des Ösophagus führen und soll nach Meinung einiger Autoren zusätzlich durchtrennt werden (VANGUNDY, 1989). Dies wurde in unserer Studie nicht durchgeführt, da nach Durchtrennung des Ligamentum arteriosum in keinem Fall eine Engstelle beobachtet werden konnte. Grund hierfür war der relativ weit distal gelegene Ursprung der linken aberranten A. subclavia in allen Fällen. Auf dieser Höhe näherte sich die Rechtsaorta der Mittellinie bereits wieder an. Außerdem lag der Ursprung auf der linken Seite der Rechtsaorta, so dass insgesamt

ausreichend Platz für den Ösophagus blieb. Bemerkenswert ist das Vorliegen eines Kommerell Divertikels bei zwei Katzen. Eine vergleichbare Erweiterung am Ursprung der linken aberranten A. subclavia wurde bisher nur beim Menschen beobachtet, und es wird angenommen, dass es sich dabei um ein Überbleibsel des linken 4. Aortenbogens handelt (DONNELLY et al., 2002). Es konnte gezeigt werden, dass ein solches Divertikel bei Kindern zu einer eigenständigen Kompression des Ösophagus führen kann und dass es zu wiederkehrenden Symptomen kommt, wenn beim Menschen nur eine Durchtrennung des Ligamentum arteriosum durchgeführt wird (BACKER et al., 2002). Deshalb wird in der Humanmedizin bei Vorliegen eines Kommerell Divertikels, eine umfangreichere operative Maßnahme gefordert (BACKER et al., 2002). Das Vorliegen eines Kommerell Divertikels wurde in der Veterinärmedizin bisher nicht beschrieben, allerdings beobachtete ein Fallbericht eine leichte Dilatation des Ursprungs der linken aberranten A. subclavia bei zwei Hunden (HOUSE et al., 2005). Diese Veränderung konnten auch wir bei 4 Hunden der Studie darstellen. Ob das Vorliegen eines Kommerell Divertikels bei Tieren vergleichbare Folgen wie bei Menschen hat, muss weiter untersucht werden. Für die Diagnose derartiger Fälle eignet sich eine MDCT Untersuchung hervorragend.

Die MDCT Untersuchungen der vaskulären Ringanomalien wurden entweder mit einem EKG-gegateten Herzprotokoll oder einem Standardthoraxprotokoll durchgeführt, je nach Entscheidung des zuständigen Radiologen. Die Bedeutung des EKG-Gatings für die morphologische Beurteilung auf Herzebene, zeigte sich insbesondere an zwei Hunden, die zusätzlich zur Aortenanomalie einen VSD aufwiesen. So konnte ein zusätzlich bestehender VSD computertomographisch nur bei dem Hund dargestellt werden, der mittels EKG-Gating untersucht wurde,

während die vergleichbare Veränderung des anderen Hundes, der mittels Thoraxstandardprotokoll untersucht wurde, nicht abgrenzbar war. Im Gegensatz dazu war die Auswirkung des EKG-Gatings auf die großen Gefäße deutlich geringer. Zwar nehmen die Bewegungsartefakte, der durch das Herz passiv mitbewegten Strukturen, durch den Einsatz des EKG-Gatings ab (ROOS et al., 2002), die Diagnosestellung war im Fall einer vaskulären Ringbildung aber auch in den ungegateten per Standardthoraxprotokoll aufgenommenen Abbildungen sicher möglich.

Als kritisch ist die Notwendigkeit einer Anästhesie für computertomographische Untersuchungen von Tieren anzusehen. In der Studie zum Vergleich der linksventrikulären Funktionsparameter wurden die computertomographischen und die echokardiographischen Untersuchungen in derselben Narkose direkt aneinander anschließend durchgeführt, um den Einfluss der Anästhesiezeit auf die Ergebnisse so gering wie möglich zu halten. Dennoch muss man bedenken, dass sich eine Auswirkung der Anästhetika auf die Herzleistung nicht verhindern lässt und damit die zu bestimmenden Herzparameter im Sinne eines systematischen Fehlers verändert werden. Im Fall der Aortenanomalien hat die Narkose keinen Einfluss auf die Diagnosestellung und die morphologischen Messungen. Allerdings ist es notwendig, genau abzuwägen, ob ein chirurgischer Eingriff in derselben Anästhesie erfolgen sollte oder eine Trennung zwischen Bildgebung und Operation und damit eine zusätzliche Anästhesie empfehlenswert ist. Im Fall der Rechtsaorta wird die Herzleistung selbst von der Erkrankung nicht verändert. Außerdem erwies sich das zeitaufwendige 3D *Rendering* mit der Möglichkeit zur interaktiven Rotation bei dieser Indikation als enorm hilfreich für die Diagnosestellung und für die Erfassung der

dreidimensionalen Zusammenhänge. Damit die notwendigen Nachbearbeitungsschritte die Narkose nicht unnötig verlängern, favorisieren wir bei dieser Indikation eine Trennung zwischen Bildgebung und chirurgischem Eingriff. Dagegen ist die Herzleistung beim Vorliegen eines PDA je nach Größe in unterschiedlich starkem Maße beeinträchtigt (WEIRICH et al., 1978). Des Weiteren sind für die Ausmessung und Typbestimmung des PDA nur MPRs erforderlich, die mit etwas Übung relativ schnell erstellt werden können. Da diese Messungen während einer ggf. nachfolgenden Angiographie entfallen, sollte ein solches Vorgehen insgesamt nur zu einer geringen Verlängerung der Narkosezeit führen. Dies ist vor dem Hintergrund, dass nicht jeder PDA für einen Katheter-gestützten Verschluss gut geeignet ist und so die Angiographie in einzelnen Fällen komplett vermieden werden kann, akzeptabel.

Die Strahlenbelastung, die mit einer MDCT Untersuchung verbunden ist, stellt insbesondere in der Humanmedizin einen Faktor dar, der den Einsatz der kardialen MDCT begrenzt. Gerade das EKG-Gating und die notwendige Datenakquisition in dünnen überlappenden Schichten, führen im Verlauf der Herzuntersuchung zu einer relativ hohen Strahlenbelastung, die nur durch den Einsatz zusätzlicher Optionen, wie der Dosismodulation, im Rahmen gehalten werden kann. In der Veterinärmedizin muss man diese Strahlenbelastung differenziert sehen. Zum einen werden aus Kostengründen an Tieren im Laufe eines Lebens selten Verlaufsuntersuchungen mittels MDCT oder die Untersuchung verschiedener Organsysteme durchgeführt. Zum anderen kann eine Strahlenbelastung des Personals, welche sich durch den Einsatz alternativer Untersuchungsverfahren, wie der Angiographie, ergeben würden, durch den Einsatz der MDCT eingeschränkt werden.

Generelle Vorteile der computertomographischen Untersuchung des Herzens und der Aorta umfassen die hohe räumliche Auflösung und die kurzen Akquisitionszeiten. Die Datengewinnung ist einfach, so dass für die Bildakquisition keine intensive Ausbildung nötig ist. Dagegen setzt die Bildauswertung eine ausreichende Übung und ein gutes anatomisches Wissen und räumliches Vorstellungsvermögen voraus. Aus diesem Grund ist die Möglichkeit zur späteren Nachbearbeitung ideal. Die Datengewinnung und -auswertung kann auf diese Art zeitlich oder auch personell getrennt werden, was deutliche organisatorische Vorteile mit sich bringt. Im Verlauf der Nachbearbeitung können die Schnittebenen beliebig oft erstellt und wieder verworfen werden, ohne dass das Tier dafür einer länger andauernden Untersuchung unterzogen werden muss. Auch die Strukturen, die das Herz umgeben, können ohne zusätzliche Akquisitionszeit erfasst werden.

Insgesamt haben die Studien gezeigt, dass die nicht invasive computertomographische Untersuchung des Herzens an Hunden und Katzen leicht anwendbar ist. Die linksventrikulären Volumina konnten mit starker Korrelation zur Echokardiographie bestimmt werden. Allerdings sollte die Volumetrie mittels MDCT beim Hund, aufgrund der notwendigen Narkose und der Strahlenbelastung für das Tier, nur nach enger Indikation, zum Beispiel in Verbindung mit einer morphologischen Fragestellung, erfolgen. Die untersuchten PDAs ließen sich mittels MDCT leicht diagnostizieren und ausmessen, jedoch ist für eine endgültige Bewertung der Methode ein Vergleich der Messungen des PDA mittels MDCT zur Angiographie in zukünftigen Studien sinnvoll. Im Fall der vaskulären Ringanomalien waren die Aufzweigungsmuster der großen Gefäße hervorragend darstellbar.

Deshalb erwies sich die MDCT zur präoperativen Diagnose für diese Indikation als ideale Methode.

V. Summary

Christiane Regina Henjes

Multidetector-row computed tomography: Investigations concerning left ventricular functional parameters of the heart and aortic anomalies

In recent years, computed tomography has become more important in veterinary medicine. Imaging of the heart and its adjacent structures has long been neglected, because of the rapid movement of the heart and associated motion artifacts. Also in human medicine, increasing application of multidetector-row computed tomography (MDCT) for the examination of the heart was not achieved until the development of MDCT in combination with retrospective electrocardiographically (ECG)-Gating was accomplished. In contrast, systematic analyses about the illustration of cardiac MDCT in dogs and cats are lacking. The aim of the here introduced investigations was to evaluate the adaptability of MDCT to dogs and cats. For this purpose the left ventricular function was determined in 10 healthy beagle dogs by MDCT Simpson- and Area-Length-Method and was compared to results calculated by echocardiography (Bullet- and Teichholz Method). In addition retrospective analysis of anomalies of the aorta (6 patent ductus arteriosus (PDAs) and 10 persistent right aortic arches), including its characteristics, was accomplished.

The quantification of the left ventricular volumes and ejection fraction by MDCT was carried out using two different methods.

1. Simpson method. Multiplanar reformations (MPRs) were created in short-axis orientation covering the entire left ventricle parallel to the mitral valve. The

endocardial borders of each slice were traced, cross-sectional areas were multiplied by section thickness and the results were added up to the total volume of the left ventricle.

2. Biplane Area-Length-method. For the evaluation by Area-length-method the left ventricle was traced in horizontal and vertical long axis MPR.

Echocardiographic volume determination was performed by using the planimetric Bullet method and the geometric Teichholz method.

A statistical significant difference was shown only between medians of the echocardiographic Teichholz method and the MDCT Area-Length-Method for left ventricular end-diastolic volume (EDV) and end-systolic volume (ESV). Mean left ventricular volumes (EDV and ESV) measured by cardiac MDCT correlated excellent with those measured by echocardiography irrespective of which method was used. Overall, the results of MDCT in the volume determination were higher than those of echocardiography. In contrast, cardiac MDCT underestimated the ejection fraction (EF) as one of the most important left ventricular parameters.

The higher values of left ventricular volumes measured by MDCT may be due to an overestimation of volumes by computed tomography, an underestimation by echocardiography or a combination of both. The inferior time resolution of MDCT is probably responsible for the underestimation of the ejection fraction.

The application of commercial software programs, which were developed for humans, was associated with difficulties. However, these could be resolved by adequate positioning and manual post-processing.

In the second part of the studies vascular ring anomalies, which were imaged by ECG-gated cardiac MDCT or by non-gated thoracic standard protocol, were

evaluated retrospectively. In 6 cases of a PDA ductal size and morphology were determined. Branching pattern of vascular ring anomalies were evaluated in 7 dogs and 3 cats.

Cardiac ECG-gated MDCT was able to clearly display the morphology, length and calibre in case of a PDA. Persistent right aortic arch was identified in 10 animals, 8 of them showed a coexisting aberrant left subclavian artery. A mild dilation of the proximal portion of the aberrant subclavian artery near its origin of the aorta was present in 4 dogs and a diverticulum analogous to the human Kommerell's diverticulum was present in 2 cats.

This finding of a Kommerell's diverticulum in 2 cats is of special interest. Until now, this alteration has only been observed in humans. In addition, 4 dogs showed a mild dilation at the origin of aberrant left subclavian artery. Whether a Kommerell's diverticulum in animals causes a similar effect as in humans, should be examined in further studies.

Whereas ECG-Gating is essential for the left ventricular volume determination, it is possible to display anomalies of the aorta by a non-gated thoracic standard protocol. However, demonstration of a coexisting disease at the level of the heart as a ventricular septal defect (VSD) is not reliable without ECG-Gating.

Critical is the necessity of anesthesia for the MDCT examination in animals. In case of left ventricular volume determination this may change the parameters in terms of a systematic error. In case of anomalies of the aorta it has to be considered whether the imaging and the surgical intervention is carried out in the same anesthesia or if it is better to separate these aspects.

The main advantage of the investigation of the heart and of aortic anomalies by MDCT is the three dimensional representation. The measurement of structures in all three spatial directions achieves greater accuracy and the three-dimensional illustration allows a quick and easy registration of the underlying aortic anomaly. The determination of left ventricular volume is feasible using either cardiac MDCT Simpson method or Area-Length method in comparison to echocardiography. To estimate the left ventricular EF with MDCT, it is advisable to use the Simpson method. Because of the necessity of anesthesia and the associated radiation exposure, MDCT should only be applied when following strict indication criteria. Overall, the studies showed that the non-invasive MDCT examination of the heart in dogs and cats is applicable without difficulties and it is particularly useful to complement the diagnosis of congenital heart diseases.

VI. Zusammenfassung

Christiane Regina Henjes

Mehrzeilendetektor-Computertomographie: Untersuchungen zu linksventrikulären Funktionsparametern des Herzens und zu Aortenanomalien

Die Computertomographie hat in den vergangenen Jahren in der Veterinärmedizin stark an Bedeutung gewonnen. Die Darstellung des Herzens und der umliegenden Strukturen wurde dabei aufgrund der schnellen Eigenbewegung des Herzens und den sich daraus ergebenden Bewegungsartefakten weitgehend ausgespart. Auch in der Humanmedizin führte erst die Entwicklung der MDCT (Mehrzeilendetektor-Computertomographie) in Verbindung mit retrospektivem Gating zum Herzzyklus zu einem verstärkten Einsatz dieser Technik in der kardiologischen Diagnostik. Systematische Untersuchungen zur Darstellung des Herzens von Hund und Katze fehlen dagegen bisher. Ziel dieser Studien war es deshalb, die Anwendbarkeit der MDCT bei Hunden und Katzen zu überprüfen. Dafür wurden zum einen die linksventrikulären Funktionsparameter an 10 gesunden Beaglen mittels computertomographischer Simpson- und Flächen-Längen-Methode bestimmt und mit echokardiographisch (Bullet-Methode und Teichholz-Methode) ermittelten Werten verglichen. Zum anderen erfolgte die computertomographische retrospektive Auswertung von Aortenanomalien (6 persistierende Ductus arteriosus (PDAs) und 10 Rechtsaorten) inklusive ihrer Charakteristika.

Die Quantifizierung der Volumina und der Ejektionfraktion (EF) erfolgte computertomographisch mit zwei verschiedenen Methoden.

1. Scheibchen-Summationsmethode oder auch Simpson-Methode. Hierfür wurden Kurzachsenschnitte durch den linken Ventrikel parallel zur Mitralklappenebene erstellt. Zur Volumenberechnung wurde nun die Ventrikelinnenfläche jeder Einzelschicht mit der Schichtdicke multipliziert und die dadurch bestimmten Teilvolumina zum Gesamtvolumen des linken Ventrikels summiert.

2. Biplanare Flächen-Längen-Methode. Die Auswertung nach der Flächen-Längen-Methode erfolgte durch die manuelle Umrandung der Fläche des linken Ventrikels in horizontaler und vertikaler Längsachse.

Echokardiographisch wurde das Volumen einerseits mit der geometrischen Teichholz-Methode und andererseits mit der planimetrischen Bullet-Methode bestimmt.

Ein statistisch signifikanter Unterschied zeigte sich nur beim Vergleich der Medianwerte zwischen den echocardiographisch mittels Teichholz-Methode bestimmten Volumina (EDV (enddiastolisches Volume), ESV endsystolisches Volumen)) und den computertomographisch per Flächen-Längen-Methode berechneten Werten. Die Mittelwerte der linksventrikulären Volumina, die mit Hilfe von MDCT bestimmt wurden, korrelierten stark mit denen, die per Echokardiographie gemessen wurden, unabhängig davon, welche Methode verwendet wurde. Insgesamt fielen die Ergebnisse der MDCT zur Volumenbestimmung höher aus als die der Echokardiographie. Im Gegensatz dazu unterschätzte die kardiale MDCT die EF als einen der wichtigsten linksventrikulären Funktionsparameter.

Da die Werte der MDCT im Bereich der Volumenbestimmung höher ausfielen als die der Echokardiographie, kann an einer Überschätzung der Volumina per MDCT, einer Unterschätzung mittels Echokardiographie und einer Kombination aus beiden

liegen. Die geringere zeitliche Auflösung der MDCT ist wahrscheinlich für die Unterschätzung der EF verantwortlich.

Die Anwendung humanmedizinischer Programme in der Veterinärmedizin war zwar mit Problemen verbunden, diese konnten aber durch eine entsprechende Lagerung der Tiere und manuelle Nachbearbeitung der Bilder behoben werden.

Für den zweiten Teil der Studien wurden Aortenanomalien, die mittels Elektrokardiographie(EKG)-gegateter Herzuntersuchung und ungegateter Thoraxstandarduntersuchung dargestellt wurden, retrospektiv ausgewertet. In 6 Fällen eines PDA wurden die Größe des PDA und die Morphologie bestimmt. Die Aufzweigungsmuster von vaskulären Ringanomalien wurden bei 7 Hunden und 3 Katzen beurteilt.

Die kardiale EKG-gegate MDCT konnte die Morphologie, Länge und die Größe des PDA in allen Fällen klar wiedergeben. Ein persistierender rechter Aortenbogen wurde bei 10 Tieren identifiziert, von denen 8 eine gleichzeitig bestehende aberrante linke A. subclavia zeigten. Eine leichte Dilatation am Ursprung der aberranten A. subclavia war bei 4 Hunden vorhanden und ein Kommerell Divertikel wurde bei 2 Katzen diagnostiziert. Das Auftreten eines Kommerell Divertikels bei 2 Katzen ist besonders hervorzuheben, da diese Veränderung bisher nur beim Menschen beobachtet wurde. Zusätzlich zeigten 4 weitere Hunde eine nur leichte Dilatation im Bereich des Ursprungs der linken aberranten A. subclavia. Ob ein Kommerell Divertikel beim Tier vergleichbare Folgen wie beim Menschen aufweist, sollte in weiterführenden Studien geklärt werden.

Während das EKG-Gating essentiell für die linksventrikuläre Volumenbestimmung ist, können Aortenanomalien prinzipiell auch mit einem Standardthoraxprotokoll

dargestellt werden. Allerdings lassen sich gleichzeitig bestehende Erkrankungen auf Herzebene, wie z. B. ein VSD, nicht sicher darstellen.

Als kritisch ist die Notwendigkeit einer Anästhesie für die computertomographische Untersuchung anzusehen. Im Fall der Bestimmung der linksventrikulären Funktionsparameter kann dies zu einer Veränderung der Parameter im Sinne eines systematischen Fehlers führen. Im Fall der Aortenanomalien muss genau abgewogen werden, ob Bildgebung und chirurgischer Eingriff innerhalb derselben Anästhesie durchgeführt werden sollten oder ob es medizinisch sinnvoller ist, diese beiden Aspekte zu trennen.

Der Hauptvorteil der MDCT zur Untersuchung des Herzens und der Aortenanomalien liegt in der dreidimensionalen Darstellung. Eine Ausmessung der Strukturen in allen drei Raumrichtungen führt zu einer größeren Genauigkeit, und die dreidimensionale Darstellung ermöglicht eine schnelle und einfache Erfassung der zugrundeliegenden Aortenanomalie. Die Bestimmung kardialer Funktionsparameter ist in guter Übereinstimmung mit der Echokardiographie möglich. Hier sollte eine Anwendung aufgrund der beschriebenen Notwendigkeit einer Narkose sowie der gegebenen Strahlenexposition nur nach strikter Indikation vorgenommen werden. Insgesamt haben die Studien gezeigt, dass die nicht invasive computertomographische Untersuchung des Herzens an Hunden und Katzen problemlos anwendbar und auswertbar ist und insbesondere die Diagnostik angeborener Herzerkrankungen sinnvoll ergänzen kann.

VII. Schrifttumsverzeichnis

ACHEN, S. E., M. W. MILLER, S. G. GORDON, A. B. SAUNDERS, R. M. ROLAND,
und L. T. DROURR (2008):

Transarterial Ductal Occlusion with the Amplatzer Vascular Plug in 31 Dogs.

J Vet Intern Med 22: 1348-1352.

ACHENBACH, S., T. GIESLER, D. ROPERS, S. ULZHEIMER, H. DERLIEN, C.

SCHULTE, E. WENKEL, W. MOSHAGE, W. BAUTZ, W. G. DANIEL, W. A.

KALENDER, und U. BAUM (2001):

Detection of Coronary Artery Stenoses by Contrast-Enhanced, Retrospectively

Electrocardiographically-Gated, Multislice Spiral Computed Tomography.

Circulation 103: 2535-2538.

BACKER, C. L., N. HILLMAN, C. MAVROUDIS, und L. D. HOLINGER (2002):

Resection of Kommerell's diverticulum and left subclavian artery transfer for recurrent
symptoms after vascular ring division.

Eur J Cardiothorac Surg 22: 64-69.

BANSAL, D., R. M. SINGH, M. SAKAR, R. SUREDDI, K. C. MCBREEN, T. GRIFFIS,

A. SINHA, und J. L. MEHTA (2008):

Assessment of left ventricular function: comparison of cardiac multidetector-row

computed tomography with two-dimension standard echocardiography for

assessment of left ventricular function.

Int J Card Imaging 24: 317-325.

BERNINGER, W. H., R. W. REDINGTON, P. DOHERTY, M. J. LIPTON, und E. CARLSSON (1979):

Gated Cardiac Scanning: Canine Studies.

J Comput Assist Tomogr 3: 155-163.

BIRCHARD, S. J., J. D. BONAGURA, und R. B. FINGLAND (1990):

Results of ligation of patent ductus arteriosus in dogs: 201 cases (1969-1988).

JAVMA 196: 2011-2013.

BOESE, J. M., M. L. BAHNER, J. ALBERS, und G. VAN KAICK (2000):

Optimierung der Zeitauflösung in der CT mittels retrospektivem EKG-Gating.

Radiologe, Der 40: 123-129.

BORGARELLI, M., R. A. SANTILLI, D. CHIAVEGATO, G. D'AGNOLO, R. ZANATTA, A. MANNELLI, und A. TARDUCCI (2006):

Prognostic Indicators for Dogs with Dilated Cardiomyopathy.

J Vet Intern Med 20: 104-110.

BUCHANAN, J. W. (2004):

Tracheal Signs and Associated Vascular Anomalies in Dogs with Persistent Right Aortic Arch.

J Vet Intern Med 18: 510-514.

CHAPMAN, C. B., O. BAKER, J. REYNOLDS, und F. J. BONTE (1958):

Use of Biplane Cinefluorography for Measurement of Ventricular Volume.

Circulation 18: 1105-1117.

DELL'ITALIA, L. J., G. G. BLACKWELL, D. J. PEARCE, B. THORN, und G. M.

POHOST (1994):

Assessment of ventricular volumes using cine magnetic resonance in the intact dog.

A comparison of measurement methods.

Invest Radiol 29: 162-167.

DONNELLY, L. F., R. J. FLECK, P. PACHARN, M. A. ZIEGLER, B. L. FRICKE, und

R. T. COTTON (2002):

Aberrant Subclavian Arteries: Cross-Sectional Imaging Findings in Infants and Children Referred for Evaluation of Extrinsic Airway Compression.

AJR 178: 1269-1274.

DU PLESSIS, C. J., N. KELLER, und K. E. JOUBERT (2006):

Symmetrical double aortic arch in a beagle puppy.

J Small Anim Pract 47: 31-

ELLISON, G. W. (1980):

Vascular Ring Anomalies in the Dog and Cat.

Compend Contin Educ Vet II: 693-705.

EYSTER, G. E., J. T. EYSTER, G. B. CORDS, und J. JOHNSTON (1976):

Patent Ductus Arteriosus in the Dog: Characteristics of Occurrence and Results of Surgery in One Hundred Consecutive Cases.

JAVMA 168: 435-438.

FOX, P. R., B. R. BOND, und R. J. SOMMER (1998):

Nonsurgical Transcatheter Coil Occlusion of Patent Ductus Arteriosus in Two Dogs Using a Preformed Nitinol Snare Delivery Technique.

J Vet Intern Med 12: 182-185.

GLAUS, T. M., M. MARTIN, M. BOLLER, M. S. JOHNSON, A. KUTTER, M.

FLÜCKIGER, und M. TOFEIG (2003):

Catheter closure of patent ductus arteriosus in dogs: variation in ductal size requires different techniques.

Journal of Veterinary Cardiology 5: 7-12.

GUERET, P., S. MEERBAUM, H. L. WYATT, T. UCHIYAMA, T. W. LANG, und E.

CORDAY (1980):

Two-dimensional echocardiographic quantitation of left ventricular volumes and ejection fraction. Importance of accounting for dyssynergy in short-axis reconstruction models.

Circulation 62: 1308-1318.

GUERET, P., S. MEERBAUM, W. ZWEHL, H. L. WYATT, R. M. DAVIDSON, T.

UCHIYAMA, und E. CORDAY (1981):

Two-Dimensional Echocardiographic assessment of Left Ventricular Stroke Volume: Experimental Correlation With Thermodilution and Cineangiography in Normal and Ischemic States.

Cathet Cardiovasc Diagn 7: 247-258.

HOUSE, A. K., N. J. SUMMERFIELD, A. J. GERMAN, P. J. M. NOBLE, P.

IBARROLA, und D. J. BROCKMAN (2005):

Unusual vascular ring anomaly associated with a persistent right aortic arch in two dogs.

J Small Anim Pract 46: 585-590.

JOHNSON, V., K. HANSSON, W. MAI, J. DUKES-MCEWAN, N. LESTER, T.

SCHWARZ, P. CHAPMAN & F. MORANDI. (2008) - The heart and major vessels, Coronary artery diseases. *In*: SCHWARZ, T. u. V. JOHNSON (Hrsg.): BSAVA Manual of Canine and Feline Thoracic Imaging, British Small Animal Veterinary Association, 174 - 175.

JOLY, H., M.-A. D'ANJOU, und L. HUNEAULT (2007):

Imaging diagnosis - CT angiography of a rare vascular ring anomaly in a dog.

Vet Radiol Ultrasound 49: 42-46.

JUERGENS, K. U., M. GRUDE, E. M. FALLENBERG, C. OPITZ, T. WICHTER, W.

HEINDEL, und R. FISCHBACH (2002):

Using ECG-Gated Multidetector CT to Evaluate Global Left Ventricular Myocardial

Function in Patients with Coronary Artery Disease.

Am J Roentgenol 179: 1545-1550.

KIM, T. H., Y. H. RYU, J. HUR, und S. J. KIM (2005):

Evaluation of right ventricular volume and mass using retrospective ECG-gated cardiac multidetector computed tomography: comparison with first-pass radionuclide angiography.

Eur Radiol 15: 1987-1993.

KITTLESON, M. D., G. E. EYSTER, G. G. KOWLEN, N. B. OLIVIER, und L. K. ANDERSON (1984):

Myocardial function in small dogs with chronic mitral regurgitation and severe congestive heart failure.

J Am Vet Med Assoc 184: 455-459.

KITTLESON, M. D. & R. D. KIENLE. (1998) - Patent ductus arteriosus. *In*:

KITTLESON, M. D. u. R. D. KIENLE (Hrsg.): Small Animal Cardiovascular Medicine, Mosby, St Louis, 218 - 230.

KOPP, A. F., B. OHNESORGE, T. FLOHR, C. GEORG, S. SCHÖDER, A.

KÜTTNER, J. MARTENSEN, und C. D. CLAUSSEN (2000):

Multidetector CT des Herzens: Erste Klinische Anwendung einer retrospektiv EKG-gesteuerten Spirale mit optimierter zeitlicher und örtlicher Auflösung zur Darstellung der Herzkranzgefäße.

Rofo 172: 429-435.

MAHNKEN, A., C. HOHL, C. SUESS, H. BRUDER, G. MÜHLENBRUCH, M. DAS, R.

W. GÜNTHER, und J. E. WILDBERGER (2006):

Influence of Heart Rate and Temporal Resolution on Left-Ventricular Volumes in Cardiac Multislice Spiral Computed Tomography. A Phantom Study.

Invest Radiol 41: 429-435.

MANCINI, G. B. J., W. W. PECK, R. A. SLUTKSY, J. ROSS, und C. B. HIGGINS

(1984):

Use of Computerized Tomography to Assess Myocardial Infarct Size and Ventricular Function in Dogs During Acute Coronary Occlusion and Reperfusion.

Am J Cardiol 53: 282-289.

MILLER, M. W., S. G. GORDON, A. B. SAUNDERS, W. G. ARSENAULT, K. M.

MEURS, L. B. LEHMKUHL, J. D. BONAGURA, und P. R. FOX (2006):

Angiographic classification of patent ductus arteriosus morphology in the dog.

J Vet Cardiol 8: 109-114.

OHNESORGE, B., T. FLOHR, C. BECKER, A. F. KOPP, K. FUKUDA, und M. F.

REISER (2000):

Herzbildgebung mit schneller, retrospektiv EKG-synchronisierter Mehrschichtspiral-CT.

Radiologe, Der 40: 111-117.

PATTERSON, D. F. (1968):

Epidemiologic and Genetic Studies of Congenital Heart Disease in the Dog.

Circ Res 23: 171-202.

POWNDER, S., und P. V. SCRIVANI (2008):

Non-selective computed tomography angiography of a vascular ring anomaly in a dog.

J Vet Cardiol 10: 125-128.

RINGERTZ, H. G., C. G. SKIÖLDEBRAND, H. REFSUM, J. V. TYBERG, S. A.

NAPEL, und M. J. LIPTON (1982):

A Comparison Between the Information in Gated and Nongated Cardiac CT Images.

J Comput Assist Tomogr 6: 933-938.

ROOS, J. E., J. K. WILLMANN, D. WEISHAUPT, M. LACHAT, B. MARINCEK, und P.

R. HILFIKER (2002):

Thoracic Aorta: Motion Artifact Reduction with Retrospective and Prospective Electrocardiography-assisted Multi-Detector Row CT.

Radiology, 222: 271-277.

SCHNEIDER, M., I. SCHNEIDER, N. HILDEBRANDT, und M. WEHNER (2003):

Percutaneous angiography of Patent Ductus Arteriosus in dogs: techniques, results and implications for intravascular occlusion.

J Vet Cardiol 5: 21-27.

SCHNEIDER, M., N. HILDEBRANDT, T. SCHWEIGL, I. SCHNEIDER, K.-H. HAGEL,
und H. NEU (2001):

Transvenous Embolization of Small Patent Ductus Arteriosus with Single Detachable
Coils in Dogs.

J Vet Intern Med 15: 222-228.

SCHROEDER, S., T. FLOHR, A. F. KOPP, C. MEISNER, A. KUETTNER, C.

HERDEG, A. BAUMBACH, und B. OHNESORGE (2001):

Accuracy of Density Measurements Within Plaques Located in Artificial Coronary
Arteries by X-Ray Multislice CT: Results of a Phantom Study.

J Comput Assist Tomogr 26: 900-906.

SERRES, F., V. CHETBOUL, R. TISSIER, C. C. SAMPEDRANO, V. GOUNI, A. P.

NICOLLE, und J.-L. POUCHELON (2007):

Chordae tendineae Rupture in Dogs with Degenerative Mitral Valve Disease:

Prevalence, Survival, and Prognostic Factors (114 Cases, 2001 - 2006).

J Vet Intern Med 21: 258-264.

STOKHOF, A. A., N. SREERAM, und W. Th. C. WOLVKAMP (2000):

Transcatheter Closure of Patent Ductus Arteriosus Using Occluding Spring Coils.

J Vet Intern Med 14: 452-455.

TEICHHOLZ, L. E., T. KREULEN, M. V. HERMANN, und G. RICHARD (1976):

Problems in Echocardiographic Volume Determinations: Echocardiographic-

Angiographic Correlations in the Presence and Absence of Asynergy.

Am J Cardiol 37: 7-11.

VANGUNDY, T. (1989):

Vascular Ring Anomalies.

Compend Contin Educ Vet 11: 36-48.

WEIRICH, W. E., W. E. BLEVINS, und A. H. REBAR (1978):

Late Consequences of Patent Ductus arteriosus in the Dog: a Report of Six Cases.

J Am Anim Hosp Assoc 14: 40-51.

WYATT, H. L., R. V. HAENDCHEN, S. MEERBAUM, und E. CORDAY (1983):

Assessment of Quantitative Methods for two-dimensional Echocardiography.

Am. J. Cardiol. 52: 396-401.

WYATT, H. L., M. K. HENG, S. MEERBAUM, P. GUERET, J. HESTENES, E. DULA,
und E. CORDAY (1980):

Cross-sectional echocardiography. II. Analysis of mathematic models for quantifying
volume of the formalin-fixed left ventricle.

Circulation 61: 1119-1125.

VIII. Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
EDV	enddiastolisches Volumen / <i>endiastolic volume</i>
EF	Ejektionsfraktion / <i>ejection fraction</i>
EKG	Elektrokardiographie / <i>Electrocardiography</i>
ESV	endsystolisches Volumen / <i>endsystolic volume</i>
MDCT	Mehrzeilendetektor-Computertomographie / <i>multidetector-row computed tomography</i>
MPRs	multiplanare Reformationen / <i>Multiplanar reformations</i>
MRT	Magnetresonanztomographie / <i>magnetic resonance imaging</i>
PDA	persistierender Ductus arteriosus / <i>patent ductus arteriosus</i>
VSD	Ventrikelseptumdefekt / <i>ventricular septal defect</i>
3D	dreidimensional / <i>three-dimensional</i>

IX. Verlagsbestätigung

- 1) <csmith@avma.org> schrieb am Montag, 20. Dezember 2010 um 20:21:
20-Dec-2010

RE: AJVR-10-06-0209.R2, "Assessment of left ventricular function by 64-detector-row computed tomography in healthy dogs: comparison with echocardiography"

Dear Dr. Wefstaedt:

This letter will serve to indicate that your manuscript is accepted for publication in the American Journal of Veterinary Research, provided that you respond meaningfully to suggestions and questions raised by the editor at the time of editing. The manuscript is now in line for editing. (...)

Sincerely,

Craig Smith, DVM, PhD, DACT

Associate Editor

1931 N. Meacham Rd, Suite 100

Schaumburg, IL 60173-4360

phone: 800-248-2862, ext 6764

fax: 847-925-9329

e-mail: csmith@avma.org

- 2) BioMed Central Editorial <editorial@biomedcentral.com> schrieb am Dienstag,
12. April 2011 um 13:26:

Article title: Multidetector-row computed tomography of thoracic aortic anomalies
in dogs and cats: patent ductus arteriosus and vascular rings

MS ID : 1363679571539971

Authors : Christiane R Henjes, Ingo Nolte and Patrick Wefstaedt

Journal : BMC Veterinary Research

Dear Dr Wefstaedt

Thank you for submitting your article. (...)

Best wishes,

The BioMed Central Editorial Team

Tel: +44 (0) 20 3192 2013

e-mail: editorial@biomedcentral.com

Web: <http://www.biomedcentral.com/>

X. Danksagung

Für meine Doktorarbeit schulde ich vielen Menschen einen herzlichen Dank.

Zunächst möchte ich mich bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Ingo Nolte für die Überlassung des sehr interessanten Themas dieser Arbeit und die freundliche und wissenschaftliche Unterstützung der Studien bedanken.

Meinem Betreuer Herrn Dr. Wefstaedt danke ich für sein stets offenes Ohr, seine Hilfsbereitschaft in allen Phasen der Dissertation und das zügige Korrekturlesen.

Herrn Dr. Hungerbühler einen herzlichen Dank für die unterhaltsamen und lehrreichen Stunden im Ultraschall. Deine Begeisterung für den Ultraschall ist definitiv ansteckend.

Mein weiterer Dank gilt Frau Iwona Bojarski. Ohne dein Wissen über das „Wo-finde-ich-was“ und „Wen-frage-ich-wann“ wäre die Durchführung der Versuche um einiges schwieriger und anstrengender geworden.

Einen ganz besonderen Dank richte ich an meine Familie, die mir in jeder Lebenslage zur Seite steht und mir stets einen festen Rückhalt bietet. Meiner besseren Hälfte Timo danke ich für die Geduld, die insbesondere noch auf der Zielgeraden von Nöten war. Die beruflichen Veränderungen der letzten Jahre, die

damit verbundenen Wohnortwechsel und die gefühlte Ewigkeit in Fernbeziehung haben uns vor immer wieder wechselnde Herausforderungen gestellt, die wir gemeinsam blendend gemeistert haben. Und da man ja sagt „wer rastet, der rostet“, ist es gut, dass wir uns gleich in das nächste Abenteuer namens Elternschaft stürzen.