

Optimierung der Bewegungskorrektur während der szintigraphischen Untersuchung der Wirbelsäule des stehenden Pferdes

Anja Sporn¹, Dagmar Berner¹, Walter Brehm¹, Karsten Winter², Mahmoud Mageed³, Marco Studt⁴ und Kerstin Gerlach¹

¹ Chirurgische Tierklinik der Universität Leipzig

² Translationszentrum für Regenerative Medizin (TRM) Leipzig

³ Department of Surgery and Anaesthesiology, Faculty of Veterinary Medicine, University of Khartoum, Sudan

⁴ Medical Imaging Electronics (MIE) Seth

Zusammenfassung

Skelettszintigraphische Aufnahmen des Pferderückens werden durch kontinuierliche, leicht schwankende Bewegungen des stehenden sedierten Pferdes in ihrer Bildqualität negativ beeinflusst. Im Rahmen einer knochenszintigraphischen dynamischen Studie der Brust- und Lendenwirbelsäule wurden Pferde ohne Marker (Gruppe 1) und mit zwei zusätzlichen radioaktiven Markern (Gruppe 2) untersucht. Dabei wurden zwei, vier und sechs Stunden (2h, 4h, 6h) nach Injektion des Radiopharmakons Bilder aufgezeichnet. Nach erfolgter Bewegungskorrektur wurden acht "Regions of interests" (ROIs) in die Bilder eingezeichnet, vier in den Dornfortsätzen der Wirbelkörper und vier im angrenzenden Weichteilgewebe. Die Impulsraten wurden getrennt nach Knochen und Weichteilen ermittelt und zwischen den Gruppen an verschiedenen Untersuchungszeitpunkten verglichen. Anschließend wurde durch computergestützte Bildanalyse der Kontrast über den Knochen-Weichteil-Quotienten definiert und damit die Bildqualität geprüft. Der Knochen-Weichteil-Quotient in Gruppe 2 war zu allen gewählten Untersuchungszeiten signifikant höher als in Gruppe 1 (2 h: $p = 0,001$; 4 h: $p = 0,006$; 6 h: $p = 0,009$). Die Szintigramme mit zusätzlichen Markern ergeben somit bessere Summationsbilder. Es ist zu empfehlen, die Untersuchungen der Brust- und Lendenwirbelsäule am stehenden sedierten Pferd mit zusätzlichen radioaktiven Markern durchzuführen.

Schlüsselwörter: Pferd / Wirbelsäule / Szintigraphie / Regions of Interests / Knochen-Weichteil-Quotient / Bildgebende Diagnostik

Improvement of Motion Correction during scintigraphic examination of the equine thoracic and lumbar spine in standing horses

Image quality of equine bone scintigrams of the thoracic spine is negatively affected by the continuous, slightly swaying movements of the standing sedated horse. In this study scintigraphic images of the thoracic spine of horses without (group 1) and with two radioactive markers (group 2) were investigated. Images were taken two, four and six hours (2h, 4h, 6h) after administration of ^{99m}Tc-HDP. After movement correction eight regions of interests (ROIs) were drawn in the images, four in the spinous processes and four in the adjacent soft tissue. The bone and soft-tissue uptake were determined and compared between the groups and the different time points. Afterwards computerized image analysis was used to define the contrast via bone to soft-tissue ratio as a measure of image quality. The bone to soft-tissue ratio was significantly higher in group 2 than in group 1 at every time point after injection (2 h: $p = 0.001$; 4 h: $p = 0.006$; 6 h: $p = 0.009$). Bone scintigrams acquired with radioactive markers result in better summation images. Therefore, it is recommended to investigate the thoracic and lumbar spine in the standing sedated horse with additional radioactive markers.

Keywords: horse / thoracic spine / scintigraphy / regions of interests / bone to soft-tissue ratio / diagnostic imaging

Korrespondenz: Dr. Kerstin Gerlach, Universität Leipzig, Chirurgische Pferdeklinik, An den Tierkliniken 21, 04103 Leipzig. E-Mail: gerlach@vetmed.uni-leipzig.de

Zitierung: Sporn A., Berner D., Brehm W., Winter K., Mageed M., Studt M., Gerlach K. (2014) Optimierung der Bewegungskorrektur während der szintigraphischen Untersuchung der Wirbelsäule des stehenden Pferdes. *Pferdeheilkunde* 30, 91-97

Einleitung

Szintigraphische Untersuchungen des Pferdes werden meist am stehenden sedierten Patienten durchgeführt, da Untersuchungen in Allgemeinanästhesie eine Erhöhung von Kosten, Zeitaufwand, Komplikationsrisiko sowie Strahlenbelastung der untersuchenden Personen mit sich bringen (Ueltschi 1975, Nowak 1988, Weaver et al. 1999).

Dabei darf jedoch während der Untersuchung keine Bewegung erfolgen, da sonst Probleme in der Bildrekonstruktion auftreten, welche zu Artefakten im rekonstruierten Bild führen (Schumacher 2008). Diese Bewegungsartefakte können eine Diagnose erschweren, verhindern oder im schlimmsten Fall

eine Fehldiagnose bedingen (Schumacher 2008). Dies ist zum Beispiel bei der szintigraphischen Untersuchung von Pferdezähnen von Bedeutung, da eine exakte Identifizierung des jeweiligen Zahnes durch Bewegungsartefakte unmöglich wird. Es kann deshalb nicht auf Sedierung oder Fixierung des Pferdes durch Halsstütze oder -kragen verzichtet werden (Weller et al. 2001).

In der Humanmedizin wird der Einfluss der Bewegung auf die Bildgebung mittels verschiedener Korrekturmethode reduziert. Dabei wird zwischen Hard- und Softwareverfahren unterschieden (Schumacher 2008). Zu den Hardwareverfahren zählen beispielsweise die Anfertigung von drei (Triple Scan Approach) bzw. zwei Aufnahmen (Dual Scan Approach)

und das anschließende Zusammenführen der jeweiligen Abbildungen. Wichtig sind in diesem Zusammenhang auch die Patientenfixierung und die Steigerung des Liegekomforts (Schumacher 2008).

Weiterhin existieren Softwareverfahren, welche die aufgenommenen Daten verarbeiten. Zwischen zwei Projektionen wird ein Korrelationsfilter angewendet und damit eine Korrektur der Bewegung von einer Projektion zur anderen durchgeführt (Schumacher 2008).

Es sind viele verschiedene Software-Pakete von diversen Herstellern verfügbar, welche allerdings nach ähnlichen Prinzipien funktionieren. Die Software-Programme sind dazu konzipiert, dynamische Studien in horizontaler und vertikaler Richtung (X und Y Richtung) zu korrigieren (Weekes und Dyson 2003).

Das Programm testet zunächst auf Bewegung, indem es eine Korrelation zwischen aufeinanderfolgenden Bildern erstellt. Dazu wird das 2. Bild in verschiedene Positionen zum ersten Bild gesetzt, um die Position mit der besten Übereinstimmung zu finden. Anhand dieser Position wird die Studie entsprechend korrigiert. Die Berechnung erfolgt anhand der X- und Y-Daten in einem entsprechenden Graphen, die Verschiebung der Bilder erfolgt durch Translation in X- oder Y-Richtung um die erforderliche Anzahl an Pixeln (Weekes und Dyson 2003).

Zusätzlich zu automatisch durchgeführten Bewegungskorrekturen besteht auch die Möglichkeit, einzelne Bilder, in denen eine abrupte große Bewegung erfolgte, manuell aus der Studie zu entfernen. Dazu sollte jedoch aus den zum Vergleich herangezogenen Bildern die gleiche Anzahl an Einzelbildern entfernt werden (Weekes und Dyson 2003).

Generell wird zwischen statischen und dynamischen Aufnahmeprotokollen unterschieden. Bei statischen Aufnahmen wird eine einzige Aufnahme einer bestimmten anatomischen Region angefertigt. Dabei wird eine bestimmte Anzahl an counts festgelegt, welche erreicht werden muss (Hermann 2004). Dies findet nur in Regionen, in denen wenig Bewegung erwartet wird, beispielsweise den distalen Gliedmaßen, Anwendung (Weekes und Dyson 2003). Dynamische Aufnahmen stellen die Änderung einer Aktivitätsverteilung in einem Organ dar, wobei über einen bestimmten Zeitraum hinweg eine Serie von Einzelbildern angefertigt wird (Weekes und Dyson 2003).

Speziell für die Veterinärmedizin wurde ein sogenanntes „Paralyzer“-Programm (Firma MIE, Medical Imaging Electronics, Seth, Deutschland) entwickelt, welches durch einen Registrierungsalgorithmus Bewegungen automatisch kompensiert und dem Anwender schon während der Aufnahme das unkorrigierte sowie das korrigierte Summenbild anzeigt (Kühl 2010).

Anwendung finden Bewegungskorrekturprogramme in Kombination mit einer Sedation des Patienten beispielsweise bei dynamischen Aufnahmen des Kopfes (Weller et al. 2001, Archer et al. 2003, Barakzai und Dixon 2003), der Brustwirbelsäule (Zimmermann et al. 2011, Gillen et al. 2009, Meehan et al. 2009, Erichson et al. 2003a, Erichson et al. 2004), bei Aufnahmen der Halswirbelsäule (Didierlaurent et al. 2009, Keyl 2010), bei Aufnahmen der distalen Gliedmaßen

(Murray et al. 2004, Ramzan et al. 2003, Dyson et al. 2007a, Dyson et al. 2007b) sowie bei Aufnahmen des Iliosakralgelenkes (Dyson et al. 2003a, Dyson et al. 2003b, Erichson et al. 2003b).

Bisher existieren wenige Untersuchungen zur Effektivität dieser Bewegungskorrekturprogramme. Untersuchungen am Iliosakralgelenk ergaben bei dynamischer Aufnahme und bewegungskorrigierten Bildern eine Erhöhung der Bildqualität, jedoch sind hier durch übermäßige Bewegungen Grenzen gesetzt und diagnostisch nicht auswertbare Bilder können entstehen (Dyson et al. 2003a, Dyson et al. 2003b). Weiterhin wurde festgestellt, dass für Körperaufnahmen des Pferdes die Anwendung der Bewegungskorrektur effektiver ist als für Aufnahmen der Gliedmaßen, da in diesem Bereich mehr Bewegungen vorherrschen (Yamaguchi et al. 2013). Nach eigenen Erfahrungen konnten abrupte Stellungsänderungen der Gliedmaßen oft sehr gut kompensiert werden, während bei Untersuchungen der Wirbelsäule bei einigen Pferden ein unscharfes dynamisches Bild erzeugt wurde. Fleming (1984) schlug bereits beim Menschen das Anbringen externer radioaktiver Marker auf dem Patienten vor, welches sich als geeignet erwies.

Es wurde die Hypothese aufgestellt, dass das Anbringen zusätzlicher radioaktiver Marker bei der Untersuchung des Pferderückens zu einer Verbesserung der Bildqualität führt. Die festen Punktquellen erleichtern es dem Bewegungskorrekturprogramm, während der Aufnahme aus den Einzelbildern ein Summenbild zu errechnen. Dadurch kann eine Erhöhung des Bildkontrastes erreicht werden.

Ziel der Untersuchungen war der Vergleich von Szintigrammen der Brust- und Lendenwirbelsäule von Pferden mit und ohne radioaktive Marker hinsichtlich der Bildqualität mittels Bestimmung des Kontrastes.

Tiere und Methoden

Im zur Verfügung stehenden Untersuchungszeitraum konnten 21 Pferde aus dem Patientengut der Chirurgischen Tierklinik der Universität Leipzig im Bereich des Rückens szintigraphisch untersucht werden. Es wurden zwei Gruppen gebildet. In Gruppe 1 befanden sich 7 Pferde ohne Markierung und in Gruppe 2 wurden 14 Pferde mit Markierung untersucht.

Es handelte sich um 13 Wallache, 4 Stuten und 4 Hengste von drei bis 16 Jahren mit einem Durchschnittsalter von 8,86 Jahren. Warmblüter waren am häufigsten vertreten (17/21 = 80,95%). Weiterhin waren ein Kaltblüter, ein Norwegisches Fjordpferd, ein Vollblüter sowie ein Quarter Horse vertreten.

Da nur Bilder desselben Pferdes miteinander verglichen wurden, konnten auch Pferde mit einer Rückenerkrankung in die Studie eingeschlossen werden.

Anfertigung der szintigraphischen Aufnahmen

Die szintigraphische Untersuchung wurde mit dem Equine Scanner H.R.[®] der Firma MIE (Medical Imaging Electronics,

Seth, Deutschland) durchgeführt. Die planare Kamera besitzt ein nutzbares Aufnahmegebiet von 38,7×61 cm mit einem LEHR (Low Energy High Resolution) Kollimator. Das Energiefenster ist auf den Energiebereich des genutzten Radiopharmakons gepeakt (140 keV ± 15%). Das verwendete Radiopharmakon wurde aus dem ⁹⁹Mo/^{99m}Tc-Generator UltraTechneKow® FM (Mallinckrodt Medical B.V., Petten, Niederlande) eluiert, als Marker wurde Technescan® HDP (Hydroxymethylendiphosphonat) Germany (Mallinckrodt Medical B.V., Petten, Niederlande) genutzt.

Die zu untersuchenden Pferde wurden abhängig vom Vorbereicht jeweils 30 Minuten longiert oder im Schritt geführt. Dann erfolgte die Injektion von ca. 1GBq/100kg KM ^{99m}Tc-HDP.

Die Aufnahmen der Brustwirbelsäule fanden zwei, vier und sechs Stunden nach Injektion statt (2, 4 und 6 Stunden). Die Pferde wurden für die jeweiligen Aufnahmeperioden mit Romifidinhydrochlorid (Sedivet® 0,04 mg/kg KM, Boehringer Ingelheim Vetmedica GmbH, Ingelheim, Deutschland) und Butorphanoltartrat (Torbugesic® 0,02 mg/kg KM, Pfizer GmbH, Berlin, Deutschland) sediert. Die Kamera wurde in einem Winkel von 45° zur Horizontalen und parallel zur Wirbelsäule angelegt (Nelson 2009).

Bei Tieren der Gruppe 2 wurden zwei Marker mit einer stark verdünnten Technetium-Lösung am Pferdekörper befestigt. Dazu wurde die Restmenge im Konus der Eluatspritze mit Wasser verdünnt, bis keine messbare Aktivität im Aktivimeter mehr vorhanden war. Die Verdünnung wurde so gewählt, dass der Marker eine Aktivität aufwies, die nicht über markanten anderen Bereichen des Bildes lag. Damit wurde dem „count stealing“ vorgebeugt. Die Aktivität war jedoch so gering, dass kein Messwert mehr im Aktivimeter erfassbar war. Die Spritzen wurden im Anschluss verschlossen und in Einweghandschuhen mittels Einwegpflaster am Pferd befestigt.

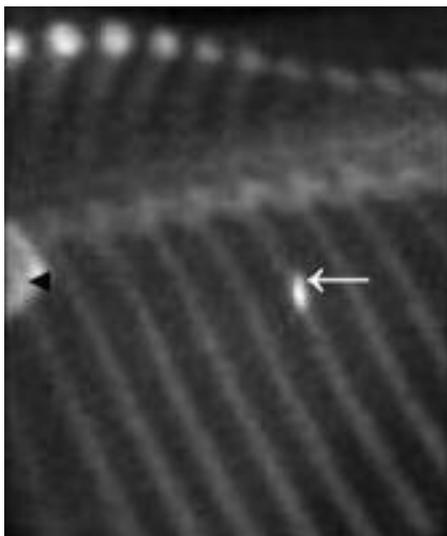


Abb. 1 Knochenszintigraphische Aufnahme der kranialen Brustwirbelsäule eines 3-jährigen Vollbluthengstes. Kranial ist links. Die Aufnahme des Bildes erfolgte zwei Stunden nach Injektion von ^{99m}Tc-HDP. Schwarzer Pfeil = kaudaler Rand der linken Scapula. Weißer Pfeil = Marker.

Bone scintigraphic image of the cranial thoracic region of a 3-year-old Thoroughbred stallion. Cranial is to the left. The image was taken two hours after administration of ^{99m}Tc-HDP. Black arrow = caudal margin of the left scapula. White arrow = marker.

Bei den Aufnahmen der kranialen Brustwirbelsäule diente das Schulterblatt als Markierungspunkt. Auf Höhe der 12./13. Rippe wurde ein Marker fixiert. Während die Kamera für die 2. Aufnahme nach kaudal verschoben wurde, verblieb der Marker auf Höhe der 12./13. Rippe und ein weiterer wurde kaudal etwas ventral der Niere angebracht.

Dieselbe Vorgehensweise wiederholte sich auf der anderen Seite des Pferdes, so dass jeweils vier Bilder pro Aufnahmeperiode entstanden (kranial links, kaudal links, kranial rechts, kaudal rechts). Unter Verwendung einer 128 × 128 Matrix wurden 120 Bilder (1 Frame/Sekunde) mit einer Pixelgröße von 4,76 mm innerhalb einer dynamischen Studie erstellt. Von jedem der 21 Pferde wurden so jeweils 12 szintigraphische Aufnahmen angefertigt (je vier Bilder nach 2, 4 und 6 Stunden).

Bildverarbeitung

Nach der Aufzeichnung wurden die Bilder mit dem integrierten Bildverarbeitungssystem der Firma MIE (SCINTRON VI) bearbeitet. Zur Bewegungskorrektur diente das Paralyzer Programm, mit dem ein Summenbild im DICOM Format erstellt und gespeichert wurde.

Einzeichnung der Regions of Interests (ROIs)

In die 4 aufgenommenen Bilder zwei Stunden nach Injektion wurden je acht ROIs pro Bild eingetragen, insgesamt 32 ROIs pro Untersuchungszeitpunkt. Diese setzen sich jeweils aus je

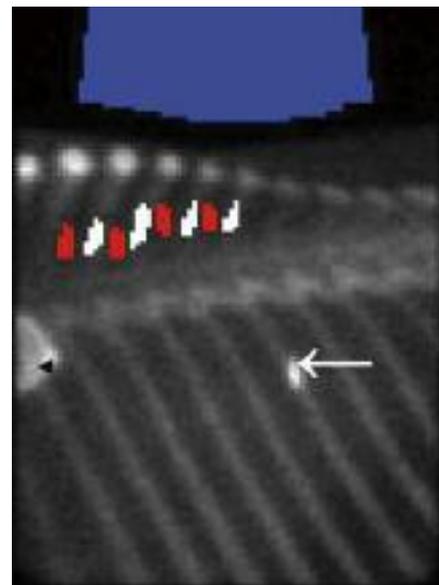


Abb. 2 Dieselbe Knochenszintigraphische Aufnahme wie in Abb. 1 mit acht eingezeichneten Regions of Interests (ROIs). Kranial ist links. Die Aufnahme des Bildes erfolgte zwei Stunden nach Injektion von ^{99m}Tc-HDP. Rote ROI = Weichteilgewebe im Zwischenwirbelraum. Weiße ROIs = Bereich der Dornfortsätze. Blaue ROI = Bereich zur Ermittlung des Hintergrundrauschens. Schwarzer Pfeil = kaudaler Rand der linken Scapula. Weißer Pfeil = Marker.

The same bone scintigraphic image as in Fig. 1 with eight indicated regions of interests (ROIs). The image was taken two hours after administration of ^{99m}Tc-HDP. Red ROIs = adjacent soft-tissue. White ROIs = area of the spinous processes. Blue ROI = area to measure the background counts. Black arrow = caudal margin of the left scapula. White arrow = marker.

vier Knochen- und vier Weichteil-ROIs zusammen, welche in den Dornfortsätzen der Wirbelkörper und den anliegenden Weichteilregionen eingezeichnet wurden (Abb. 2 und 4). Durch die Anzahl der ROIs wurde eine ausreichende Datenmenge gewährleistet. Die gewählten ROIs befanden sich in Regionen, welche sich bei allen Pferden sicher ansprechen ließen. So wurde die Reproduzierbarkeit gewährleistet und ein Vergleich zwischen den Patienten war möglich. Bei Bildern der kaudalen Brustwirbelsäule wurde die ROI-Breite aufgrund des anatomisch geringeren Zwischenwirbelraumes im Vergleich zur kranialen Brustwirbelsäule auf zwei Pixel begrenzt.

Weiterhin wurde eine ROI im Bildbereich dorsal der Dornfortsätze eingezeichnet, um das Hintergrundrauschen zu berücksichtigen und von den Bilddaten zu subtrahieren.

Die interaktive Segmentierung der Bilder erfolgte mit dem Bildverarbeitungsprogramm GIMP 2.6 (The GNU Image Manipulation Program, <http://www.gimp.org>). Die eingezeichneten ROIs wurden mithilfe von Mathematica 8 (Wolfram Research, Inc., Champaign, Illinois, USA, <http://www.wolfram.com>) mittels interaktiver affiner Transformation (Rotation, Translation, Skalierung) auf die 4 und 6 Stunden (h) Bilder projiziert, so dass die zu den Zeitpunkten jeweils geringfügig unterschiedlichen Aufnahmepositionen ausgeglichen wurden und folglich die zu vergleichenden ROIs eine konstante Größe aufwiesen.

Untersuchung der Impulsraten

Der Verlauf der Impulsraten wurde in beiden Gruppen in counts per minute pro Quadratcentimeter (cpm/cm²) in den einzelnen ROIs nach zwei, vier und sechs Stunden verfolgt (Abb. 5). Mit Hilfe der ROI oberhalb des Pferderückens wurde das Hintergrundrauschen berücksichtigt. Deren durchschnitt-

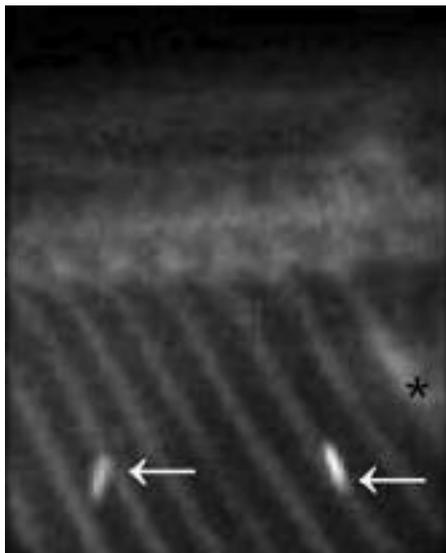


Abb. 3 Knochenszintigraphische Aufnahme der kaudalen Brustwirbelsäule einer 16-jährigen Warmblutstute. Kranial ist links. Die Aufnahme des Bildes erfolgte zwei Stunden nach Injektion von ^{99m}Tc-HDP. Stern = linke Niere. Weiße Pfeile = Marker.

Bone scintigraphic image of the caudal thoracic region of a 16-year-old Warmblood mare. Cranial is to the left. The image was taken two hours after administration of ^{99m}Tc-HDP. Star = left kidney. White arrows = markers.

liche Zählrate (ca. 1 cpm/cm²) wurde aus dem Bild subtrahiert, um korrigierte Bilddaten zu gewährleisten. Der Verlauf der Impulsraten wurde als Verhältnis des 6- (6: 2h) und 4-Stunden-Wertes (4: 2h) zum zwei-Stunden-Wert für Knochen- und Weichteil-ROIs in beiden Gruppen ermittelt (Abb. 5).

Untersuchung der Knochen-Weichteil-Quotienten

Der Kontrast diente als Unterscheidungsmerkmal zwischen zwei Bildpunkten und wurde über den Knochen-Weichteil-Quotienten ermittelt. Der Quotient aus Knochen- und Weichteilwert (K/WT-Quotient) wurde bestimmt und dessen Verlauf nach zwei, vier und sechs Stunden getrennt in beiden Gruppen berechnet (Abb. 6).

Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mittels SPSS 15 (IBM Corporation, Armonk, NY, USA). Auf Normalverteilung der Daten wurde mit dem Shapiro-Wilk Test getestet. Die statistische Analyse der Gruppen erfolgte mittels des Kruskal-Wallis-Tests und des Mann-Whitney-U-Tests bzw. mittels Friedman's ANOVA und des Wilcoxon signed-rank Test mit post-hoc Bonferroni Korrektur. Das Signifikanzniveau wurde mit $p < 0,05$ festgelegt, für den Wilcoxon Test lag das Signifikanzniveau bei $p < 0,017$.

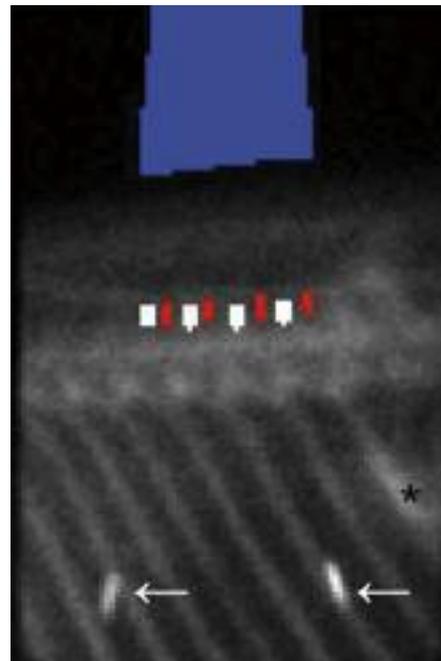


Abb. 4 Dieselbe Knochenszintigraphische Aufnahme wie in Abb. 3 mit acht eingezeichneten Regions of Interests (ROIs). Kranial ist links. Die Aufnahme des Bildes erfolgte zwei Stunden nach Injektion von ^{99m}Tc-HDP. Weiße ROIs = Bereich der Dornfortsätze. Rote ROIs = Weichteilgewebe im Zwischenwirbelraum. Blaue ROI = Bereich zur Ermittlung des Hintergrundrauschens. Stern = linke Niere. Weiße Pfeile = Marker.

The same bone scintigraphic image as in Fig.3 with eight indicated regions of interests (ROIs). Cranial is to the left. The image was taken two hours after administration of ^{99m}Tc-HDP. White ROIs = area of the spinous processes. Red ROIs = adjacent soft-tissue. Blue ROI = area to measure the background counts. Star = left kidney. White arrows = markers.

Ergebnisse

Untersuchung der Impulsraten

Die Impulsrate betrug nach 4 Stunden noch 70,7% (Gruppe 1) bzw. 70,3% (Gruppe 2) im Knochen, sowie 73% (Gruppe 1) bzw. 70,5% (Gruppe 2) im Weichteil im Vergleich zu den Aufnahmen zwei Stunden nach Injektion. Diese Werte unterschieden sich zwischen den beiden Gruppen nicht signifikant (Knochen: $p = 0,457$; Weichteil: $p = 0,162$) (Abb. 5). Nach 6 Stunden resultierten 55,2% Knochen-Impulse in Gruppe 1 sowie 49,2% in Gruppe 2 im Vergleich zum Wert nach zwei Stunden. Hier bestand ein signifikanter Unterschied zwischen Werten der Gruppe 1 und 2 (Knochen: $p = 0,001$; Weichteil: $p = 0,000$) (Abb. 5). Die Differenz zwischen Knochen- und Weichteil-Impulsen war in Gruppe 2 ($p = 0,000$) größer als in Gruppe 1 ($p = 0,023$). Durchschnittlich wurde nach sechs Stunden eine Gesamtzählrate von 242.799 ± 70.594 counts erreicht, die Zählrate unterschritt nie 150.000 counts pro Bild (Abb.5).

Untersuchung der Knochen-Weichteil-Quotienten

Zu allen drei Untersuchungszeitpunkten waren die Knochen-Weichteil-Quotienten in Gruppe 2 signifikant höher als in Gruppe 1 (2h: $p = 0,001$; 4h: $p = 0,006$; 6h: $p = 0,009$) (Abb. 6). Bei Aufnahmen der Gruppe 1 sind im Laufe der Untersuchungszeit keine Unterschiede zwischen den Knochen-Weichteil-Quotienten feststellbar ($p = 0,086$). Bei Aufnahmen der Gruppe 2 steigt mit fortschreitender Zeitdauer nach Applikation der Knochen-Weichteil-Quotient an. Nach 4 Stunden ist noch kein Unterschied zum 2 Stunden Wert messbar ($p = 0,778$), nach 6 Stunden besteht ein Unterschied ($p = 0,000$) (Abb. 6).

Diskussion

Szintigramme der equinen Wirbelsäule am stehenden Pferd ergaben mit zusätzlich angebrachten radioaktiven Markern höhere Knochen-Weichteil-Quotienten, wodurch Summa-

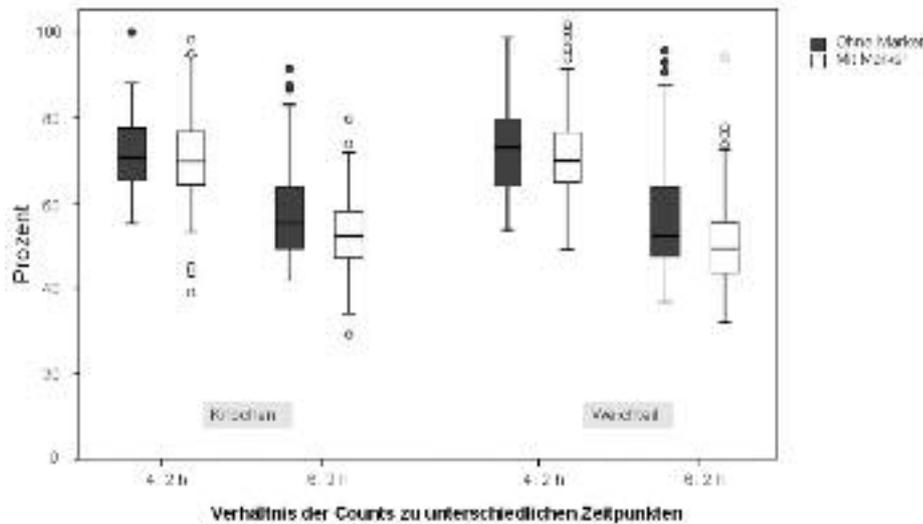


Abb. 5 Darstellung der Impulsraten (cpm/cm²) mittels Boxplots der Pferde ohne Marker (rot) und der Pferde mit Marker (gelb) vier (4: 2h) und sechs Stunden (6:2h) nach Injektion als Verhältnis zur Impulsrate nach 2 Stunden für Knochen und Weichteil in Prozent.
Count rates pictured as box plots of the count rates (cpm/cm²) of horses without marker (red) and horses with marker (yellow) at four (4: 2h) and six hours (6: 2h) after injection expressed as ratio to count rates at two hours after injection for bone and soft-tissue in percent.

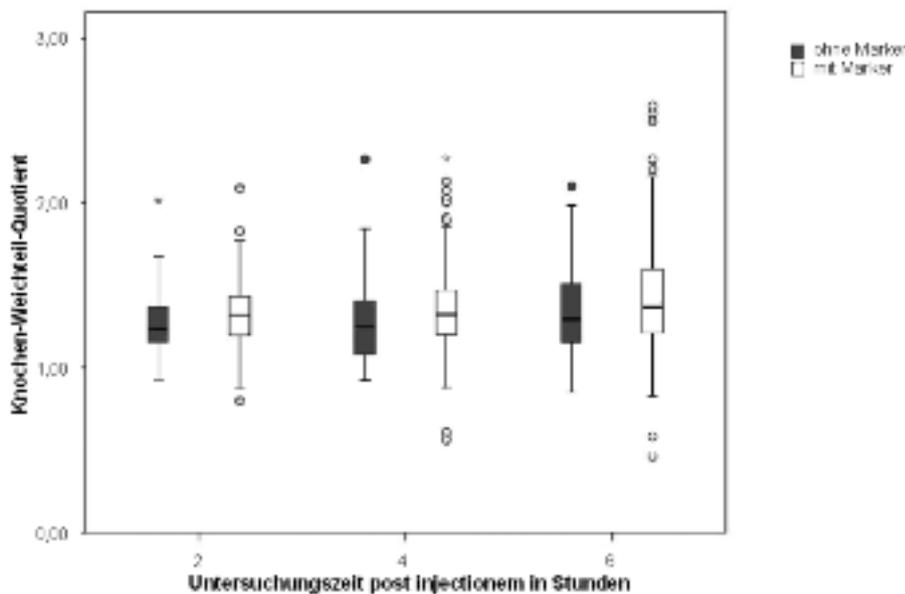


Abb. 6 Darstellung der Knochen-Weichteil-Quotienten zu unterschiedlichen Untersuchungszeiten nach Injektion für Pferde ohne Marker (rot) und Pferde mit Marker (gelb).
Diagram of the bone to soft-tissue ratio for different times after injection for horses without marker (red) and horses with marker (yellow).

tionsbilder mit höherem Kontrast erhalten werden konnten. Die Qualität eines nuklearmedizinischen Bildes wird von vielen Faktoren beeinflusst. Dazu zählen eine möglichst hohe Anzahl an counts/Pixel im aufgenommenen Bild, ein geringer Abstand zwischen Detektor und Objekt, die Matrix- und Pixelgröße, der verwendete Zoom, die Hintergrundstrahlung, die Kollimation, die Anzahl der registrierten Ereignisse pro Pixel und eine hohe Aktivitätskonzentration.

Eine höhere Zählrate mit verbesserter Auflösung wird bei längerer Untersuchungszeit erreicht, erhöht jedoch auch die Möglichkeit der Patientenbewegungen (Nelson und Ballegeer 2012). Jedes sedierte Pferd schwankt während der Untersuchung ein wenig. Dabei sollte der Grad der Sedation ausreichend sein, spontane Patientenbewegungen zu verhindern, das Pferd jedoch nicht zu sehr schwanken zu lassen (Nelson und Ballegeer 2012). Möglich ist die Untersuchung im Stand, bei der das Pferd sich gegen ein Hindernis lehnen kann, was aber wiederum die Bewegungsfreiheit der Kamera eingeschränkt.

Nelson und Ballegeer (2012) sehen bei Aufnahmen der Wirbelsäule 60–90 Sekunden als längste mögliche Aufnahmezeit an. In der vorliegenden Studie konnte eine längere Aufnahmezeit von 120 Sekunden mit akzeptabler Bildqualität angewendet werden. Die Ermittlung der Impulsraten diente in den Untersuchungen zur Absicherung der Qualität. Die Bildqualität wird in der eigenen Studie damit untermauert, dass mindestens 150.000 counts pro Bild erreicht werden. Für eine gute Bildstatistik genügen bei der Wahl einer 128 × 128 Matrix ca. 100.000–150.000 counts/Bild (Ross und Stacy 2011, Didierlaurent et al. 2009) und sind auch für die Erkennung pathologischer Veränderungen ausreichend (Dyson und Weekes 2003).

Die Bewegungen zwischen der Aufnahme der Projektionen werden in gleichmäßige und abrupte unterteilt. Eine abrupte Bewegung ist ein Positionswechsel des Patienten, um beispielsweise eine bequemere Position einzunehmen (Schumacher 2008). Diese abrupten Bewegungen können durch Sedation vermindert werden (Weekes und Dyson 2003). Eine gleichmäßige Bewegung findet während der gesamten Aufnahme statt, zum Beispiel durch die Atmung. Diese gleichmäßigen schwankenden Bewegungen treten trotz Sedation auf und stellen ein großes Problem bei Aufnahmen der Brust- und Lenden-, bzw. Beckenregion dar (Weekes und Dyson 2003). Besonders bei sehr monotonen, immer gleichartig nebeneinander liegenden Strukturen wie den Dornfortsätzen der Wirbelsäule und gleichmäßigen Bewegungen, benötigt der implementierte Algorithmus zur Strukturerkennung Referenzpunkte. Es kommt sonst bei der Addition der Einzelbilder zu einer statischen Aufnahme zu Fehlregistrierungen (Studt 2013). Um dadurch entstehende Bewegungsartefakte und Auflösungsverluste zu verhindern, wurde für die Veterinärmedizin ein Bewegungskorrekturprogramm entwickelt, mit dem es schon während der Aufnahme möglich ist, bewegungskorrigierte Bilder zu betrachten (Kühl 2010). Anstatt einer einzigen statischen Aufnahme wird eine dynamische Aufnahme mit kurzen Aufnahmezeiten der Einzelbilder durchgeführt. Der Registrierungsalgorithmus kompensiert Bewegungen automatisch und berechnet die Funktion, die eine Vorlage möglichst gut auf ein Referenzbild abbildet. Die Ähnlichkeit der Bilder wird durch ein Abstandsmaß quantifiziert (Kühl 2010).

Eine Nachbearbeitung von szintigraphischen Aufnahmen mit einer Bewegungskorrektur-Software verkürzt die Aufnahmezeit, verhindert das Wiederholen von schlechten Aufnahmen und führt zu einer Reduktion der Strahlenbelastung der durchführenden Personen (Yamaguchi et al. 2013).

In der vorliegenden Studie wurden Hard- und Softwareverfahren kombiniert. Es wurden jeweils zwei Technetium-Marker auf dem Pferdekörper angebracht. Somit standen für das "Paralyzer"-Programm zwei feste Konturen zur Berechnung der Bewegungskorrektur zur Verfügung.

Die Anbringung radioaktiver Marker hatte in den eigenen Untersuchungen keinen Einfluss auf die Impulsraten bei Messungen nach 2 und 4 Stunden, was die angewendete Methode bestätigt. Die Clearance bzw. Affinität des Technetiums (Hermann 2004, Nelson und Ballegeer 2012, Fogelman et al. 1981) wird dadurch nicht beeinflusst, so dass demzufolge keine Unterschiede bei Aufnahmen mit bzw. ohne Markierung resultierten sollten.

Nach 6 Stunden sind jedoch bei Pferden der Gruppe 1 größere Impulsraten nachweisbar als bei Pferden der Gruppe 2. Dies könnte sich durch tierartliche Unterschiede in der Aufnahme des Radiopharmakons erklären lassen, da die Pferde der Gruppe 2 im Durchschnitt älter sind als die der Gruppe 1. Jüngere Pferde besitzen eine höhere Osteoblastenaktivität und exprimieren mehr Hydroxyapatit, woraus eine höhere Anreicherung von ^{99m}Tc -HDP im Knochen resultiert (Nelson und Ballegeer 2012). Entscheidend ist, dass die Differenz zwischen Knochen- und Weichteil-Wert bei Pferden mit zusätzlichem Marker dennoch größer ist als bei Pferden der Gruppe 1. Daraus resultieren in eigenen Untersuchungen in der Gruppe mit Marker zu allen Untersuchungszeitpunkten größere Knochen-Weichteil-Quotienten, und damit ein größerer Kontrast als in der Gruppe ohne Marker. Höherer Kontrast resultiert in einem schärferen Bild, was einer besseren Bildqualität entspricht. Die Verbesserung erklärt sich damit, dass die Nutzung von zwei Referenzpunkten in der zweidimensionalen Bildebene – neben Translation und Skalierung – insbesondere die Erkennung von Rotationsbewegungen ermöglicht, welche bei Verwendung nur eines Referenzpunktes nicht als Information in den Registrierungsprozess einfließen können (Studt 2013).

Durch eine einzelne starke Punktquelle würde es in der szintigraphischen Aufnahme, besonders bei kurzen Aufnahmezeiten, zu Zählratenverlusten kommen (Studt 2013). In der vorliegenden Studie wurde dies durch Verwendung radioaktiver Marker mit gerade noch messbarer Aktivität berücksichtigt. Außerdem wurde zeitabhängig gemessen, also immer das gleiche Zeitintervall gewählt.

Die szintigraphische Aufnahmequalität im Bereich der Wirbelsäule des stehenden Pferdes kann durch Verwendung radioaktiver Marker deutlich verbessert werden. Es resultieren kontrastreichere und somit aussagekräftigere Bilder.

Interessenkonflikt

Die Autoren bestätigen, dass hinsichtlich der in vorliegendem Beitrag erwähnten Medikamente oder medizintechnischen Geräte kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

- Archer D. C., Blake C. L., Singer E. R., Boswell J. C., Cotton J. C., Edwards G. B. und Proudman C. J. (2003) The normal scintigraphic appearance of the equine head. *Equine Vet. Educ.* 15, 243-249
- Barakzai S. Z. und Dixon P. M. (2003) Effect of sinus trephination on scintigraphy of the equine skull. *Vet. Rec.* 152, 629-630
- Didierlaurent D., Contremoulins V., Denoix J. M. und Audigié F. (2009) Scintigraphic pattern of uptake of ^{99m}Tc by the cervical vertebrae of sound horses. *Vet. Rec.* 164, 809-813
- Dyson S., Murray R., Branch M., Whitton C., Donovan T. und Harding E. (2003a) The sacroiliac joints: evaluation using nuclear scintigraphy. Part 1: The normal horse. *Equine Vet. J.* 35, 226-232
- Dyson S., Murray R., Branch M. und Harding E. (2003b) The sacroiliac joints: evaluation using nuclear scintigraphy. Part 2: Lameness horses. *Equine Vet. J.* 35, 233-239
- Dyson S. und Weekes J. (2003) Orthopaedic Imaging. In: Dyson S., Martinelli M. J., Pilsworth R. und Twardock R. *Equine Scintigraphy*. Equine Vet Journal Ltd, 77-86
- Dyson S., Weekes J. und Murray R. (2007a) Scintigraphic evaluation of the proximal metacarpal and metatarsal regions of horses with proximal suspensory desmitis. *Equine Vet. J.* 48, 78-85
- Dyson S., McNie K., Weekes J. und Murray R. (2007b) Scintigraphic evaluation of the stifle in normal horses and horses with forelimb lameness. *Vet. Radiol. Ultras.* 48, 378-382
- Erichsen C., Eksell P., Widström C., Roethlisberger Holm K., Johnston C. und Lord P. (2003a) Scintigraphic evaluation of the thoracic spine in the asymptomatic riding horse. *Vet. Radiol. Ultras.* 44, 330-338
- Erichsen C., Eksell P., Widström C., Berger M., Roethlisberger Holm K. und Johnston C. (2003b) Scintigraphy of the sacroiliac joint region in asymptomatic riding horses: scintigraphic appearance and evaluation of method. *Vet. Radiol. Ultras.* 44, 699-706
- Erichsen C., Eksell P., Roethlisberger Holm K., Lord P. und Johnston C. (2004) Relationship between scintigraphic and radiographic evaluations of spinous processes in the thoracolumbar spine in riding horses without clinical signs of back problems. *Equine Vet. J.* 36, 458-465
- Fleming J. S. (1984) A technique for motion correction in dynamic scintigraphy. *Eur. J. Nucl. Med.* 9, 397-402
- Fogelman I., Pearson D. W., Bessent R. G., Tofe A. J. und Francis M. D. (1981) A comparison of skeletal uptakes of three diphosphonates by whole-body retention: concise communication. *J. Nucl. Med.* 22, 880-883
- Gillen A., Dyson S. und Murray R. (2009) Nuclear scintigraphic assessment of the thoracolumbar synovial intervertebral articulations. *Equine Vet. J.* 41, 534-540
- Hermann H. J. (2004) *Nuklearmedizin: unter Mitarbeit von Anke Ohmstedte*, 5. Aufl. Elsevier Urban und Fischer Verlag, München, 55-63
- Keyl M. (2010) Quantitative Auswertung von Skelettszintigrammen mittels der „Regions of Interest“-Technik an der kaudalen Halswirbelsäule des Pferdes. *Vet. Med. Diss. Universität Leipzig*
- Kühl T. (2010) Besondere Anforderungen an ein Gammakamerasystem bei Untersuchungen am stehenden Pferd. *Nuklearmediziner* 33, 46-49
- Meehan L., Dyson S. und Murray R. (2009) Radiographic and scintigraphic evaluation of spondylosis in the equine thoracolumbar spine: a retrospective study. *Equine Vet. J.* 41, 800-807
- Murray R. C., Dyson S. J., Weekes J. S., Branch M. V. und Hladick S. (2004) Nuclear scintigraphic evaluation of the distal tarsal region in normal horses. *Vet. Radiol. Ultras.* 45, 345-351
- Nelson A. (2009) *Nuclear Scintigraphy*. In: Henson F. M. D. *Equine Back Pathology. Diagnosis and Treatment*. Wiley-Blackwell, Oxford UK, 94-104
- Nelson N. C. und Ballegeer E. A. (2012) *Nuclear Scintigraphy*. In: Auer J. A. und Stick J. A. *Equine Surgery*. 4. Aufl. Elsevier Ltd. Oxford UK, 971-979
- Nowak M. (1988) Die klinische, röntgenologische und szintigraphische Untersuchung bei den sogenannten Rückenproblemen des Pferdes. *Pferdeheilkunde* 4, 193-198
- Ramzan P. H., Newton J. R., Shepherd M. C. und Head M. J. (2003) The application of a scintigraphic grading system to equine tibial stress fractures: 42 cases. *Equine Vet. J.* 35, 382-388
- Ross M. W. und Stacy V. S. (2011) *Nuclear Medicine*. In: Ross M. W. und Dyson S. *Diagnosis and Management of Lameness in the Horse*. 2. Aufl. Elsevier Saunders, St. Louis Missouri, 215-243
- Schumacher H. (2008) *Bewegungskorrektur in SPECT-Aufnahmen*. Diss. Lübeck
- Studt M. (2013) persönliche Mitteilungen, MIE (Medical Imaging Electronics) Seth, Germany.
- Ueltschi G. (1975) Erste Ergebnisse von szintigrafischen Skelettuntersuchungen bei Pferden mit ^{99m}Tc -Phosphatverbindungen. *Schweiz. Arch. Tierheilkd.* 117, 383-392
- Weaver M. P., Jecott L. B. und Nowak M. (1999) Back Problems – Radiology and Scintigraphy. *Vet. Clin. North Am. Equine Pract.* 15, 113-128
- Weekes J. und Dyson S. (2003) Image Acquisition, post processing, display and storage. In: Dyson S. *Equine Scintigraphy*. Equine Vet Journal Ltd, 53-68
- Weller R., Livesey L., Maierl J., Nuss K., Bowen I. M., Cauvin E. R. J., Weaver M., Schumacher J. und May S. A. (2001) Comparison of radiography and scintigraphy in the diagnosis of dental disorders in the horse. *Equine Vet. J.* 33, 49-58
- Yamaguchi T., Endo Y., Nambo Y., Sato F., Sasaki N. und Yamada K. (2013) Evaluation of Motion Correction Processing in Equine Bone Scintigraphy by Scheffé's Method of Paired Comparisons. *J. Vet Med Sci.* 75, 369-371
- Zimmerman M., Dyson S. und Murray R. (2011) Comparison of radiographic and scintigraphic findings of the spinous processes in the equine thoracolumbar region. *Vet. Radiol. Ultras.* 52, 661-671