

## Schätzung der geweblichen Körperzusammensetzung mittels Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT)

ULRICH BAULAIN, WILKE GRIEP, MARTINA HENNING, EKKEHARD HÜSTER und ERHARD KALLWEIT

Institut für Tierzucht und Tierverhalten

### Einleitung und Zielsetzung

Die genaue Erfassung der Merkmalskomplexe Mastleistung und Körperzusammensetzung ist eine wesentliche Grundlage der Züchtung von Fleischtieren. Während Merkmale der Mastleistung, wie tägliche Zunahmen und Futtermittelverwertung, direkt an den zur Selektion anstehenden Tieren gemessen werden können, ist dies für die gewebliche Zusammensetzung nur indirekt möglich. Der exakte Anteil an Muskelfleisch lässt sich nur durch die arbeitsaufwendige Totalzerlegung von Schlachtkörpern direkt bestimmen. Da die Zuchttiere in der Regel selbst nicht geschlachtet werden können, werden im Rahmen der Leistungsprüfungen Hilfsmerkmale, die in mehr oder weniger enger Beziehung zur Körperzusammensetzung stehen, erfaßt. Das in der Schweinezucht seit Jahren gängige und allgemein anerkannte Verfahren ist die Messung der Rückenspeckdicke, gelegentlich auch Rückenmuskelfläche mittels Ultraschall.

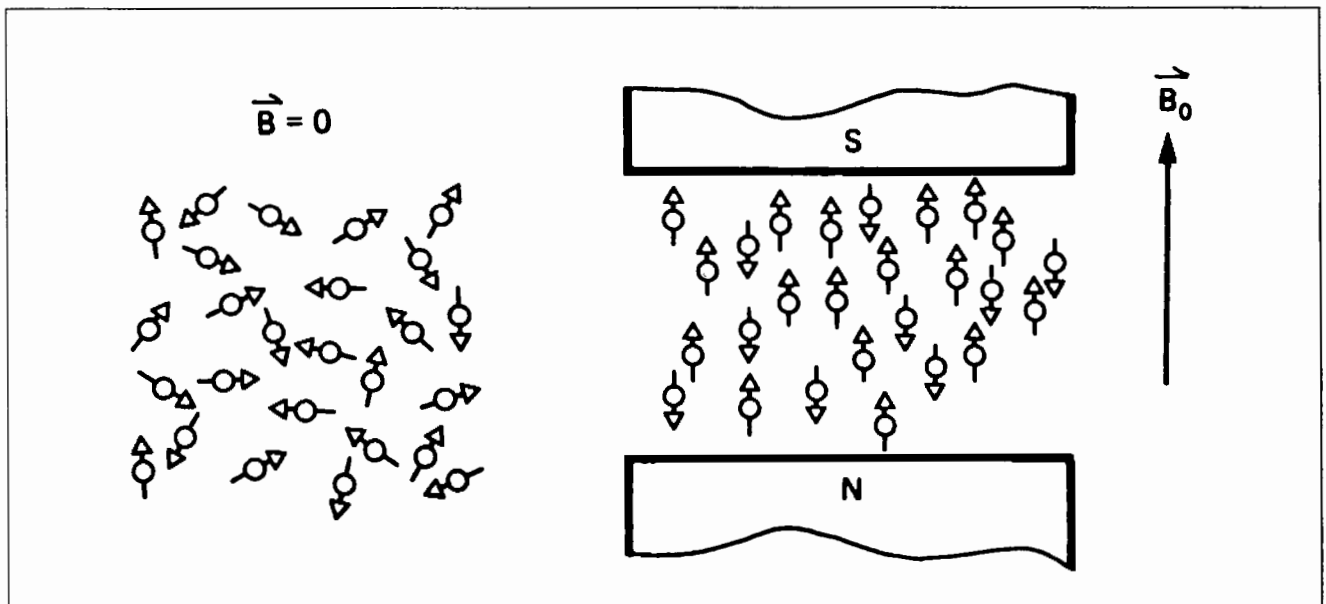
Eine möglichst genaue Kenntnis der geweblichen Körperzusammensetzung ist nicht nur für die Tierzucht und Vermarktung von Schlachttieren, sondern auch für jede Art von Wachstumsstudien und die damit verbundene Analyse der Einflußfaktoren auf das Wachstum, wie z.B. Rasse und Fütterung, von größter Bedeutung. Deshalb ist die Suche nach geeigneten Methoden zur Schätzung der Gewebzusammensetzung am lebenden Tier in den letzten Jahren verstärkt worden. In der medizinischen Diagnostik haben zwei auf unterschiedlichen Prinzipien beruhende bildgebende Verfahren,

die Röntgen-Computertomographie (CT) und die Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT), im letzten Jahrzehnt eine immer größere Bedeutung erlangt. Diese Verfahren, die auf nicht invasivem Wege Bilder vom Körperinneren von Patienten ermöglichen, sind bei Anwendung spezieller Bildauswertungsmethoden geeignet, die grobgewebliche Zusammensetzung lebender landwirtschaftlicher Nutztiere zu bestimmen (Foster et al., 1989; V a n g e n, 1988). Im Institut für Tierzucht und Tierverhalten der FAL wurde im November 1987 ein MR-Tomograph (Bruker Medspec BMT 15/100) mit einer Magnetfeldstärke von 1.5 Tesla in Betrieb genommen. Bei einem inneren Röhrendurchmesser von 50 cm können Tiere bis zu einem Lebendgewicht von ca. 100 kg untersucht werden. Derzeitige Arbeitsschwerpunkte sind die Schätzung der grobgeweblichen Zusammensetzung von lebenden Schweinen, Schlachthäuten bzw. Schlachtkörperteilstücken und darauf aufbauend individuelle Wachstumsstudien beim Schwein.

### 1. Methodische Grundlagen der MR-Tomographie

Die Magnet-Resonanz- oder Kernspintomographie (MRT) basiert auf den magnetischen Eigenschaften von Atomkernen mit ungerader Zahl von Protonen und/oder Neutronen. Diese Kerne besitzen einen Eigendrehimpuls und rotieren wie Kreisel um eine feste Achse, wobei die als Kernspin bezeichnete Eigenrotation ein magnetisches Dipolmoment erzeugt. Was-

Abbildung 1: Atomkerne im magnetfeldfreien Raum (a) und im Magnetfeld (b)



serstoff mit nur einem Proton als Kern ist das einfachste Beispiel dieser Klasse von Atomkernen. Sein häufiges Vorkommen in lebender Materie und sein relativ großes magnetisches Moment sind günstige Voraussetzungen, um die magnetische Kernresonanz für ein bildgebendes Verfahren zu nutzen.

In einem magnetfeldfreien Raum zeigen die magnetischen Momente einer Probe von Wasserstoffatomkernen zufällig verteilt in alle Raumrichtungen. Durch die Einwirkung eines äußeren Magnetfeldes, das 30000 mal stärker als das Erdmagnetfeld ist, werden diese magnetischen Momente im Tomographen zunächst gleichgerichtet (Abb. 1). Dann wird über eine Sendespule ein ultrakurzer, spezifischer Hochfrequenzimpuls in den Körper geschickt. Für Bruchteile einer Sekunde kippen die kreiselnden Kerne in einem bestimmten Winkel (Flip-Winkel) seitwärts, um gleich darauf wieder in ihre Ausgangslage zurückzuschwingen. Dies erfolgt je nach Gewebeart und Bindung der Kerne unterschiedlich schnell, und dementsprechend verschieden verhält sich in dieser Situation ihr eigenes magnetisches Moment. Dessen Impulse werden mit speziellen Antennen aufgefangen, d.h. in einer Empfangsspule wird ein zeitlich abnehmendes Signal, der sog. FID (free induction decay) induziert (Abb. 2). Die Art der Rückkehr des Systems in das alte Gleichgewicht ist im wesentlichen von der magnetischen Kopplung der Wasserstoffatomkerne untereinander sowie an die umgebende Materie abhängig. Ein Maß für die Stärke der magnetischen Kopplung der Wasserstoffatomkerne an die Umgebung ist die Spin-Gitter-Relaxationszeit  $T_1$ . Die magnetische Wechselwirkung der Wasserstoffatomkerne untereinander führt ebenfalls zu einer Dämpfung der Signalstärke und wird als Spin-Spin-Relaxationszeit  $T_2$  bezeichnet.

Ein A/D-Wandler setzt diese analogen Informationen in digitale Werte um. Der Computer rekonstruiert anschließend aus den Meßwerten ein Schnittbild. Voraussetzung für eine Bildrekonstruktion ist eine möglichst exakte Information über

den jeweiligen Entstehungsort eines MR-Antwortsignals. Das Signal  $S$  muß also eindeutig einem Volumenelement (Voxel = volume element) des Probanden zuzuordnen sein. Die Bilderstellung kann stark vereinfacht wie folgt beschrieben werden: Die Ortsinformation wird durch Zusatzfelder zum statischen Magnetfeld  $B_0$  entlang der drei Raumrichtungen  $x$ ,  $y$ ,  $z$  gewonnen. Diese Zusatzfelder steigen kontinuierlich an und sind im Vergleich zu  $B_0$  sehr klein. Sie werden als Feldgradienten  $B_x$ ,  $B_y$ ,  $B_z$  bezeichnet und durch kleine Widerstandsspulen, die in der Öffnung des Magneten installiert sind, erzeugt. In jedem Volumenelement des Probanden herrscht deshalb ein anderes Magnetfeld. Da die Resonanzfrequenz (Larmorfrequenz) der Wasserstoffatomkerne dem jeweiligen Magnetfeld direkt proportional ist, liegt in jedem Volumenelement eine andere Resonanzfrequenz vor. Somit erhält man nach Anregung mit einer bestimmten Hochfrequenz nur von den Volumenelementen ein Signal, für die die eingestrahlte Hochfrequenz der Resonanzfrequenz entspricht. Eine geeignete Änderung der Feldgradienten verschiebt den Ort der Resonanz. Punkt für Punkt kann somit ein Bild erstellt werden. Diese Erklärung der Bilderzeugung ist eine prinzipielle Darstellung; ein solches Vorgehen wäre jedoch viel zu zeitaufwendig. Die in der Praxis üblicherweise benutzten Bildrekonstruktionsmethoden sind schneller und eleganter, wobei hier nur auf die zweidimensionale Fourier-Transformation (2DFT) verwiesen sei.

Abbildung 3 zeigt den schematischen Aufbau eines MR-Tomographen. Die Hauptkomponenten sind der Magnet, der das statische Magnetfeld erzeugt, die Hochfrequenzanlage zur Erzeugung der Hochfrequenzpulse, die Gradientenspulen zur Erzeugung der Feldgradienten für die Ortsbestimmung sowie ein Rechner, der die Messungen steuert, die Bilder rekonstruiert, speichert und auf dem Bildschirm darstellt. Um eine Feldstärke von 1.5 Tesla zu erreichen, muß ein Kryomagnet verwendet werden, dessen Spule mit flüssigem Helium und flüssigem Stickstoff auf  $-269^\circ \text{C}$  gekühlt wird, so daß der Effekt

Abbildung 2: Freier Induktionsabfall (FID) des MR-Signals

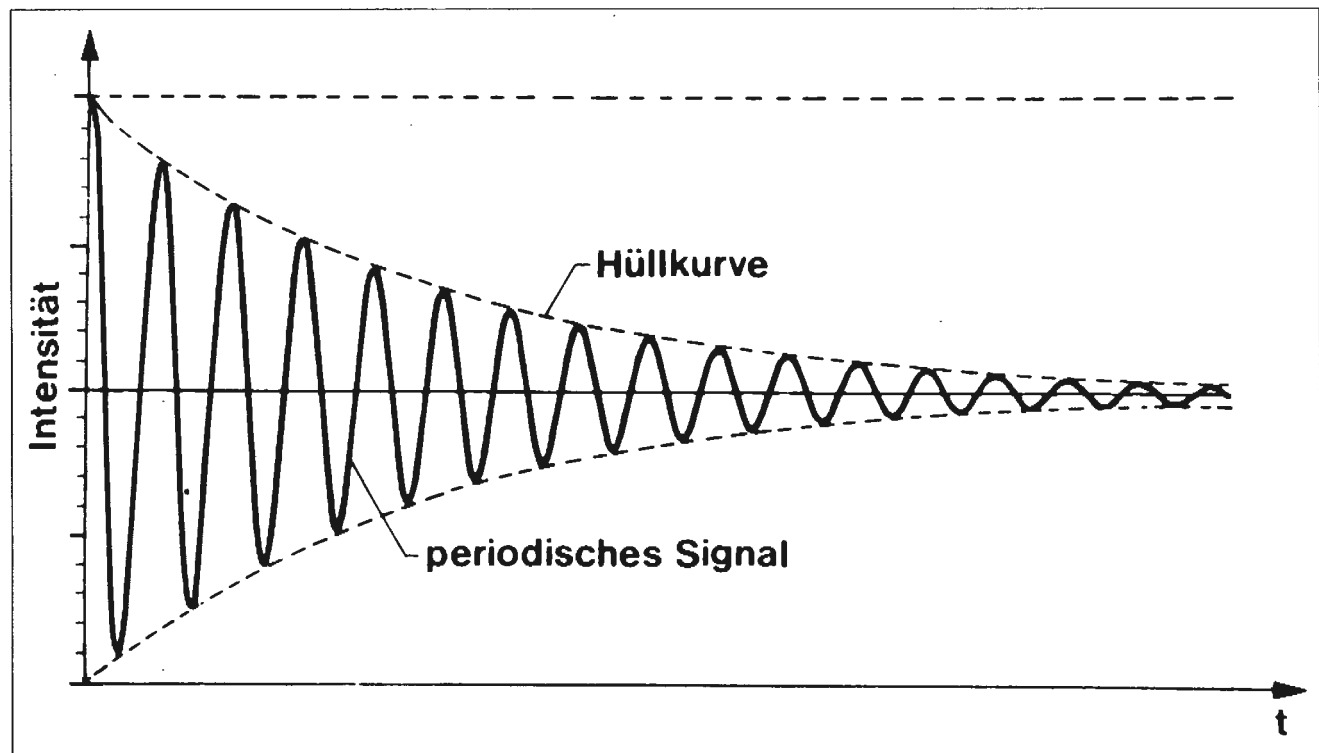
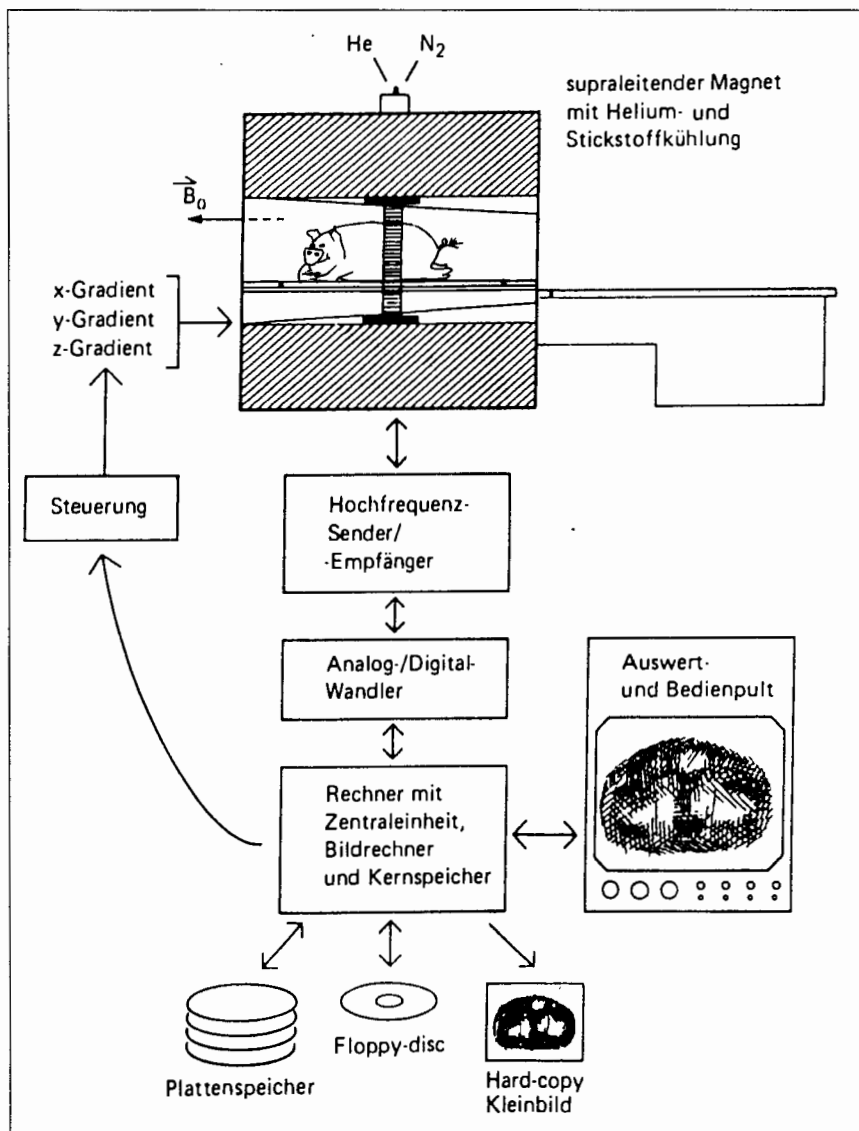


Abbildung 3: Schematischer Aufbau eines MR-Tomographen



## 2. Voraussetzungen

### 2.1. MR-Tomographie am lebenden Tier

Im Gegensatz zum Menschen müssen Tiere für die Untersuchung im Kernspintomographen narkotisiert werden. Die Wahl der Narkose orientiert sich an der Forderung, daß die Tiere ruhig und möglichst flach atmen sollen. Eine starke Atembewegung führt zu Bildartefakten und schränkt damit die Möglichkeiten der quantitativen Bildauswertung ein. Bei Schweinen wird als Narkose eine Kombination von Zoletil (50 mg/ml Tiletamin + 50 mg/ml Zolazepam) und Nembutal (60 mg/ml Pentobarbital Natrium) verabreicht. Die Tiere erhalten intramuskulär eine Initialdosis von 1 ml Zoletil pro 10 Kilogramm Lebendgewicht, deren Wirkung innerhalb von fünf bis zehn Minuten eintritt. Anschließend wird ein Ohrvenenkatheter gelegt, über den unter ständiger Kontrolle der Vitalfunktionen Nembutal appliziert wird, bis Lid- und Nasenscheidewandreflex ausbleiben. Bei Bedarf kann auch während der Messung nachdosiert werden. Die Untersuchung eines Tieres kann je nach Fragestellung und damit Anzahl der Meßstellen und Art des Meßverfahrens bis zu zwei Stunden dauern.

Die auf dem Bauch liegenden Tiere werden mit Gurten in einer Kunststoffwanne fixiert und so in den Magneten geschoben (Abb. 5). Die Bauchlage erscheint nach den bisherigen Erfahrungen als die für die Bilderstellung geeignetste Lage, da sie die inneren Organe weitgehend in ihrer "natürlichen" Lage beläßt.

### 2.2. Auswahl der optimalen Meßmethode (Pulssequenzen)

Die MR-Tomographie verwendet gepulste Anregungen von Wasserstoffatomkernen. Diese haben im allgemeinen eine Länge von einigen Mikro- bis zu wenigen Millisekunden, während die charakteristischen Zeiten eines MR-Experimentes, also Pulswiederholzeit, Ausleseverzögerung und Relaxationszeiten im Bereich von 30 ms bis zu mehreren 1000 ms liegen. Die Anregung der Wasserstoffatomkerne kann mit verschiedenen Pulssequenzen erfolgen, die einen erheblichen Einfluß auf die Signalintensität haben und somit je nach Zielsetzung optimal eingesetzt werden müssen. Zur Schätzung der Körperzusammensetzung von lebenden Schweinen ergeben sich folgende Forderungen an die Meßsequenz:

- Die verschiedenen Gewebearten müssen sich deutlich voneinander abheben, d.h. eine kontrastbetonende Meßsequenz ist auszuwählen.
- Bewegungsartefakte müssen so gering wie möglich gehalten werden, hierfür eignen sich Sequenzen von kurzer Dauer.
- Die Meßzeit pro Tier kann nicht beliebig ausgedehnt werden, was ebenfalls schnelle Pulsfolgen voraussetzt.

der Supraleitung entsteht. Dieses System ermöglicht neben der MR-Tomographie auch die MR-Spektroskopie, welche die in vivo Beobachtung physiologischer Stoffwechselfvorgänge erlaubt.

Ein MR-Bild besteht - wie in Abbildung 4 dargestellt - aus einer Matrix von 256x256 Bildpunkten (Pixel = picture elements). Jedes Pixel, das als zweidimensionale Darstellung eines Voxels auf dem Bildschirm anzusehen ist, besitzt einen numerischen Wert, der die Signalintensität, d. h. die in diesem Voxel gemessene Magnetisierung angibt. Die Magnetisierung wird durch die Wasserstoffatomkerndichte sowie die Relaxationszeiten  $T_1$  und  $T_2$  und bei einem bewegten Medium wie z.B. Blut durch die Flußgeschwindigkeit der Wasserstoffatomkerne bestimmt. Somit liegt für jedes Pixel nicht nur eine Zahl, sondern eine Datenstruktur vor. Erst durch Anwendung einer Funktion entsteht eine Zahl, die in einen Grauwert überführt und als Bildinformation dargestellt werden kann. Ausführliche Beschreibungen der MR-Tomographie sind u.a. von Holz (1983), Foster (1984), Ramm et al. (1986), Rinck et al. (1985), Ströbel (1985), sowie Tolxdorff (1987) gegeben worden.

Abbildung 4: Schematischer Aufbau einer MR-Bildmatrix

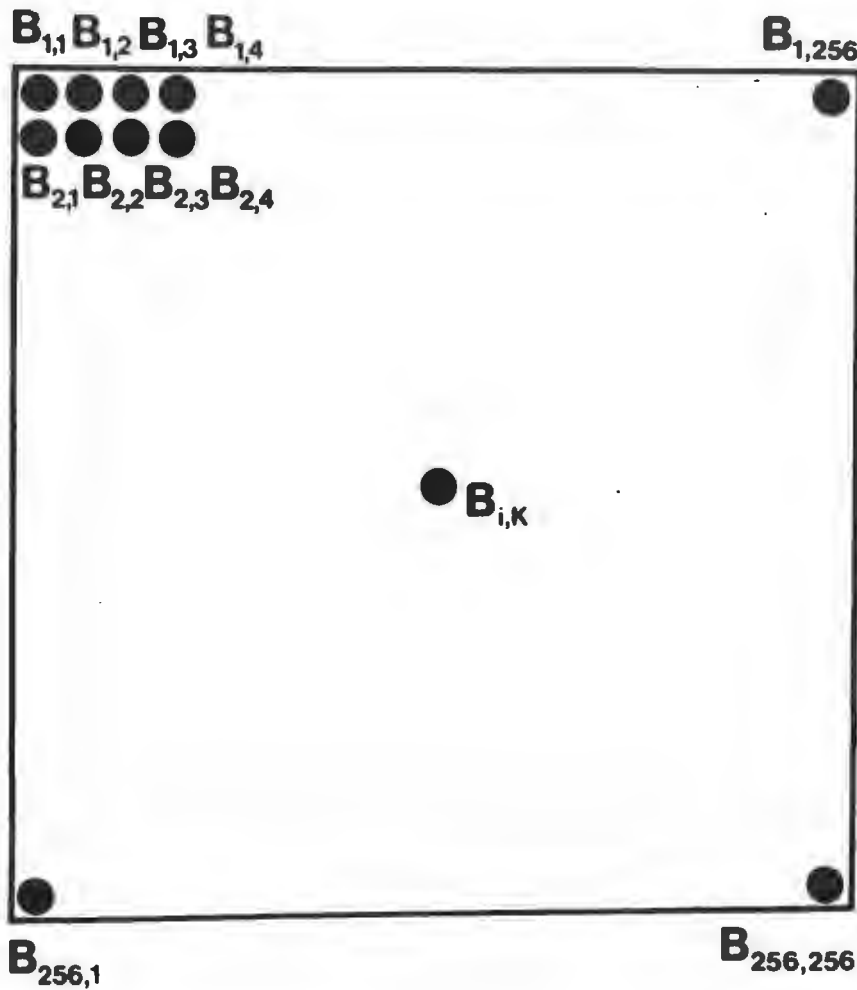


Abbildung 5: MR-Tomographie beim lebenden Schwein



Die Auswahl der optimalen Meßmethode wurde getroffen, indem in über 40 Probemessungen an Schweinen verschiedene Meßsequenzen getestet wurden. Dabei konzentrierten sich die Untersuchungen im wesentlichen auf ein Schnellbildverfahren (FAST), das auf dem FLASH-Prinzip von H a s e et al. (1986) basiert, und ein Multislice-Multiecho-Verfahren (MSME), das auf der Spin-Echo-Sequenz beruht, beschrieben u.a. bei F o s t e r (1984). Innerhalb einer jeden Pulssequenz bestehen wiederum zahlreiche Möglichkeiten, die Aufnahmeparameter (z.B. Pulswiederholzeit, Flipwinkel, Scheibendicke) zu verändern, was einen deutlichen Einfluß auf die Bildinformation hat. Die Beurteilung erfolgte anhand der oben aufgestellten Kriterien.

Das Schnellbildverfahren mit einer Meßdauer von 11 Sekunden ist zwar relativ unempfindlich gegenüber Tierbewegungen, doch entsprechen die Kontraste nicht den gestellten Anforderungen. Dazu wird dieses Verfahren stark von Magnetfeldinhomogenitäten beeinflusst, so daß die Eignung dieser Technik im Hinblick auf die spätere quantitative Analyse der Schnittbilder fraglich erscheint. Dennoch wird sie für bestimmte Anwendungsbereiche, z.B. schnelle räumliche Orientierung, häufig eingesetzt. Für qualitativ höhere Ansprüche eignet sich dagegen die MSME-Sequenz. Sie dauert bei einer Zwischenechozeit von 33 ms, einer Pulswiederholzeit von 1000 ms und 256 Projektionen mit vier-einhalb Minuten zwar wesentlich länger, liefert aber umfassendere Informationen. Diese Pulssequenz erlaubt die gleichzeitige Aufnahme mehrerer hintereinander liegender Scheiben und liefert mehrere Echos, d.h. zu verschiedenen Zeitpunkten des Signalabfalles aufgenommene Bilder, pro Scheibe. Aus dieser Pulsfolge lassen sich insbesondere die MR-Parameter Protonendichte und Relaxationszeit  $T_2$  berechnen. Allerdings wird die MSME-Sequenz stärker als das Schnellbildverfahren von Bewegungen der Tiere beeinflusst, was die Bildqualität beeinträchtigen kann. So ist es nicht möglich, damit Aufnahmen im Bereich des schlagenden Herzens zu erstellen. Das Kontrastverhalten zeigt jedoch wesentlich bessere Aufnahmen als mit der FAST-Sequenz. Die Verwendung von getriggerten Pulssequenzen (EKG-Trigger, Atemtrigger) ist möglich, die Meßzeiten werden jedoch entsprechend verlängert.

Die MR-Tomographie ermöglicht im Gegensatz zur Röntgen-CT, bei der nur transversale Schnittbilder möglich sind, beliebige Orientierungen der Aufnahmeebenen; Abbildung 6 zeigt einen transversalen Schnitt durch die Lende,

Abbildung 6: **Transversalschnitt (FAST) im Lendenbereich eines 90 kg schweren Schweines**



Abbildung 7c: **Coronarschnitt (MSME) im Schinken eines 20 kg schweren Schweines**



Abbildung 7a: **Transversalschnitt (MSME) im Schinken eines 50 kg schweren Schweines**



Abbildung 7 je einen transversalen, sagittalen und coronaren Schnitt durch den Schinken eines lebenden Schweines. Die nahezu beliebige Wahl der Aufnahmeorientierung - ohne Verlagerung des Tieres - erlaubt eine exakte anatomische Orientierung im Körperinneren und damit das wiederholte Auffinden von Meßstellen. Wie in Abbildung 8 dargestellt, wird bei den laufenden Untersuchungen an einem Längsschnitt entlang der Wirbelsäule die Meßposition, hier der 5./6. Halswirbel, für ein anschließendes Querschnittsbild eingestellt.

Abbildung 8a: **Medianer Sagittalschnitt (FAST) im Bereich Hals- und Brustwirbel eines 50 kg schweren Schweines zur Positionierung eines transversalen Schnittbildes (MSME) (Abb. 8 b) am 5./6. Halswirbel**

Abbildung 7b: **Sagittalschnitt (MSME) im Schinken eines 20 kg schweren Schweines mit deutlich erkennbarem Femurknochen**



Abbildung 8 b



Abbildung 9: **Transversalschnitt (MSME, Ausschnittsvergrößerung) durch eine Schweineschlachthälfte am 13./14. Brustwirbel mit Kennzeichnung des M. long. dorsi durch eine am Bildschirm eingezeichnete Linie**

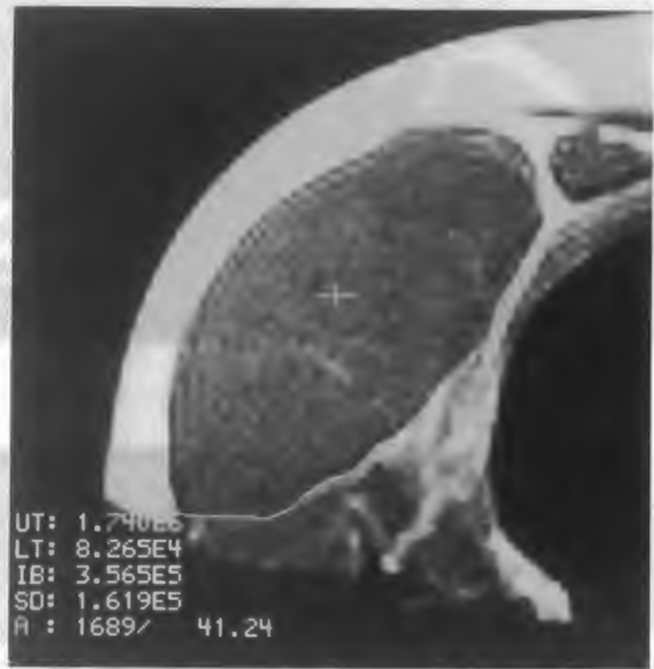


Abbildung 10: **Histogramme einer mageren und einer fetten Schweineschlachthälfte**

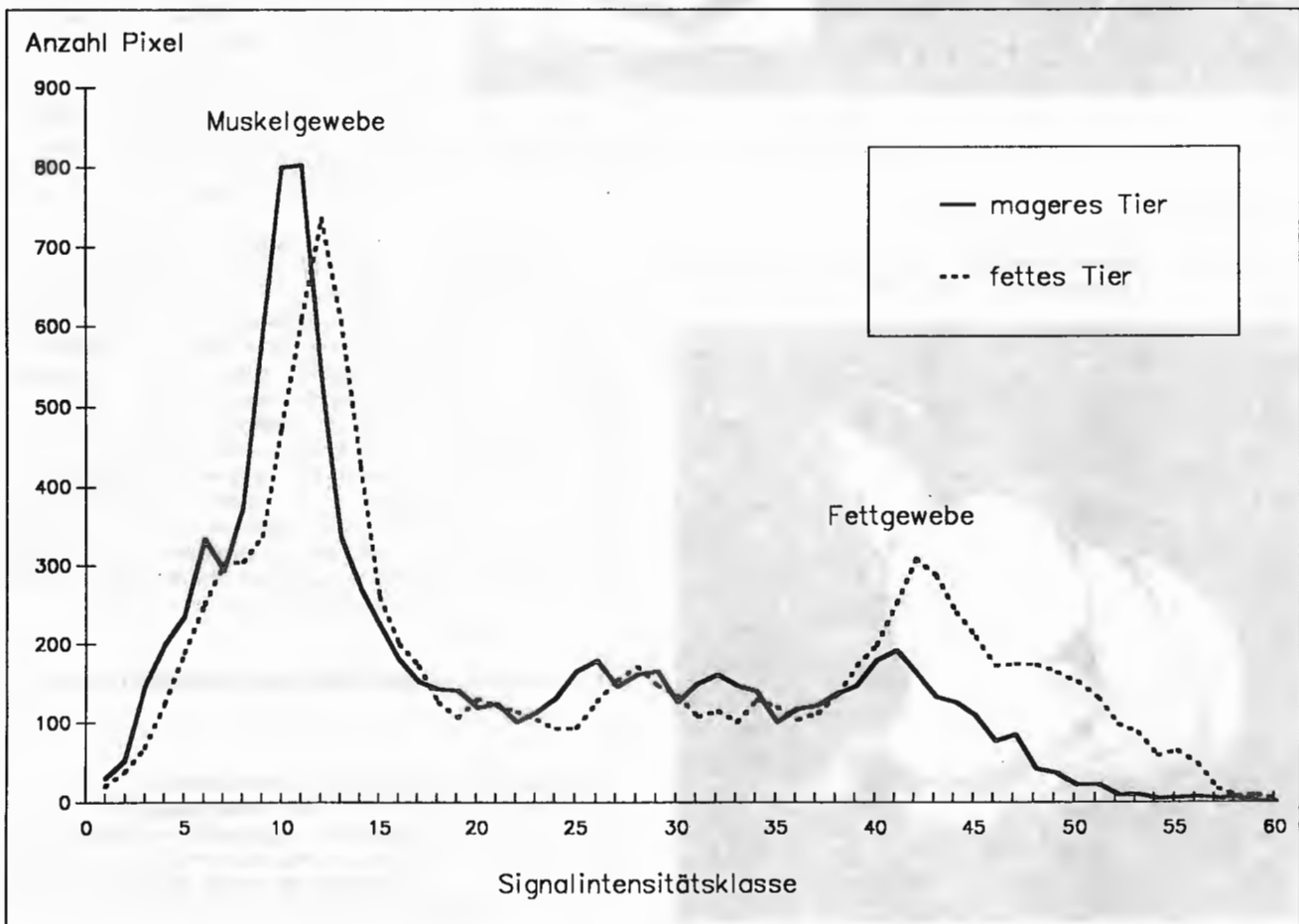


Abbildung 11: Den Histogrammen in Abb. 10 zugrunde liegende Transversalschnitte (MSME) am 13./14. Brustwirbel einer mageren (a) und einer fetten (b) Schweineschlachthälfte



Abbildung 11a ↑

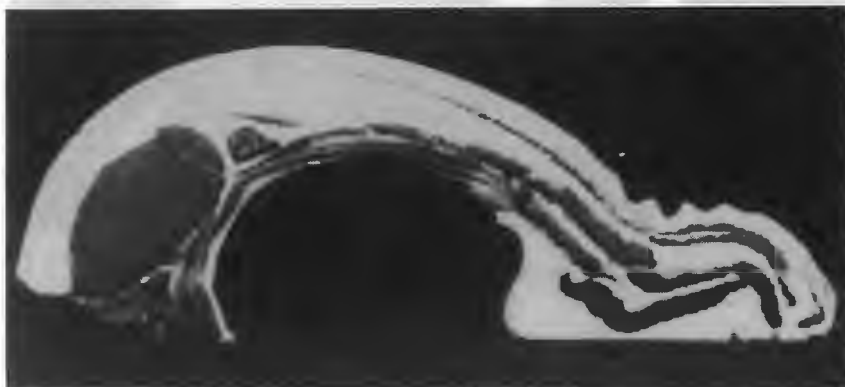


Abbildung 11b

Abbildung 12: Transversalschnitt (MSME) durch ein 3-Rippen-Stück vom Rind



## 2.3. Bildauswertung

Eine entscheidende Aufgabe auf dem Gebiet der Tiertomographie ist die Entwicklung von Programmen zur Bildauswertung. Die vom Gerätehersteller mitgelieferte Software ist für den medizinischen Bereich konzipiert, in dem die optische Analyse der MR-Bilder im Vordergrund steht, während man im tierzüchterischen Bereich vornehmlich an einer quantitativen Analyse der den Querschnittbildern zugrunde liegenden Meßwerte interessiert ist.

Zwei einfache, in der Standardsoftware enthaltene Möglichkeiten der quantitativen Bildauswertung sind Längen- und Flächenmessungen. Doch speziell das Ausmessen von Flächen erfordert eine Kennzeichnung der interessierenden Regionen, was durch das Zeichnen von ROI's (regions of interest) mittels eines "Trackerballs" oder einer "Maus" erfolgt. In Abbildung 9 ist der M. long. dorsi in einem Transversalschnitt durch eine Schlachthälfte mit einer derartigen Region gekennzeichnet und die Größe der umrandeten Fläche kann direkt vom Bildschirm abgelesen werden. Ein derartiges Verfahren ist jedoch sehr zeitaufwendig, so daß das längerfristige Ziel dieser Arbeitsrichtung die automatische Flächenerkennung ist. Voraussetzung hierfür sind geeignete Kantendetektoren, die dem Computer ermöglichen, die Kontur einer bestimmten Fläche zu erfassen. Derart spezielle Algorithmen werden z.B. in der Meteorologie eingesetzt. Mit einer Serie unmittelbar hintereinander liegender Schnittbilder, wie sie aus der MSME-Sequenz erhalten werden können, läßt sich schließlich das Volumen ganzer Muskel oder sonstiger Körperpartien berechnen.

Ein wichtiges Hilfsmittel der statistischen Bildanalyse sind Häufigkeitsdiagramme von Meß- bzw. Grauwerten über bestimmte Bildbereiche. Abbildung 10 zeigt die Histogramme für eine magere und eine fette Schweinehälfte. Die Verteilung der Grauwerte zeigt zwei Peaks, die Muskel- und Fettgewebe charakterisieren. Die den Histogrammen zugrundeliegenden MR-Bilder sind in Abbildung 11 dargestellt. Die Anzahl von Bildpunkten je Klasse geht im weiteren Verlauf der Bildauswertung als Variable in eine Regressionsanalyse ein, um so den Muskel- bzw. Fettanteil des untersuchten Objektes zu schätzen. Die Entwicklung von Software (Programmiersprache C) zur Erstellung von Histogrammen über ausgewählte Bildbereiche erfolgte auf einem speziellen, für die MR-Tomographie konzipierten Computer (Bruker Aspect X32), der unter dem Betriebssystem UNIX arbeitet.

3. Vorläufige Ergebnisse kleinerer Versuchsvorhaben

### 3.1. Lineare Messungen

#### 3.1.1. Lineare Messungen

In Zusammenarbeit mit der Bundesanstalt für Fleischforschung in Kulmbach wurde die Meßgenauigkeit eines zur Speck- und Muskeldickenmessung bestimmten Ultraschallgerätes anhand der MR-Tomographie überprüft. Hierzu wurden an 120 Schweineschlachthälften die Speck- und Muskeldicken zwischen zweit- und drittletzter Rippe mittels Ultraschall ge-

Tabelle 1: **Grobgewebliche Zusammensetzung von 3-Rippen-Stücken (Mittelwerte und Standardabweichungen aus der Totalzerlegung, n = 124)**

	$\bar{x}$	$S_x$
Teilstückgewicht (g)	4623.3	1024.8
Fleischmenge (g)	2914.7	744.3
Fettmenge (g)	916.3	225.6
Fleischanteil (%)	62.7	3.8
Fettanteil (%)	20.1	4.1

Tabelle 2: **Genauigkeit verschiedener Regressionsmodelle bei der Schätzung der Zusammensetzung von 3-Rippen-Stücken mittels MRT (n = 124)**

Abhängige Variablen	Modell	$R^2$	SEE
Fleisch [g]	1	0.95	166.67
	2	0.86	292.00
	3	0.99	90.43
Fett [g]	1	0.39	176.92
	2	0.74	119.19
	3	0.90	74.63
Fleischanteil [%]	2	0.83	1.70
Fettanteil [%]	2	0.85	1.70

SEE =  $\sqrt{MQ\text{-Rest}}$

Unabhängige Variablen:  
 Modell 1: Teilstückgewicht  
 Modell 2: Histogrammklassen  
 Modell 3: Teilstückgewicht und Histogrammklassen

messen und im Anschluß daran ein MR-Querschnittbild an derselben Position erzeugt. An diesem Bild wurden dann die entsprechenden Distanzen mit Hilfe eines speziellen Bildverarbeitungsprogrammes, das zur Standardsoftware gehört, ausgemessen. Die Korrelation zwischen beiden Meßverfahren lag im Merkmal Rückenspeckdicke bei  $r=0.96$  und im Merkmal Muskeldicke bei  $r=0.89$  (B r a n s c h e i d et al., 1989). Die geringere Korrelation im Merkmal Muskeldicke ist durch die nicht immer eindeutige Abgrenzung von Muskel- und Zwischenrippengewebe zu erklären.

### 3.2. 3-Rippen-Stücke

Für die Entwicklung spezieller Bildauswertungsverfahren ist die Kenntnis der Zusammensetzung von Proben, die der MR-Tomographie unterzogen werden, eine Grundvoraussetzung. Von 124 3-Rippen-Stücken (9.-11. Rippe), die im Rahmen eines Rindermastversuches grobgeweblich zerlegt wurden, liegen mit einer Spin-Echo-Sequenz aufgenommene MR-Bilder vor (Abb. 12). Tabelle 1 gibt einen Überblick über die Rohmittelwerte der Zerlegungsmerkmale.

Von den pro Rippenstück vorliegenden 20 Bildern (5 Scheiben, 4 Echos, Scheibendicke 10 mm, Scheibenabstand 10 mm) wurde für die vorliegende Untersuchung das erste Echo der mittleren Scheibe zur Auswertung herangezogen. Durch das Einzeichnen einer Region wurden die Bildbereiche, die zur Schätzung der Zusammensetzung verwendet werden sollen, gekennzeichnet. Diese Region schließt dabei den zum Knochen zuzuordnenden Bildbereich aus. Von diesen maskierten Bildern wurden Histogramme der Signalintensitäten mit 64 Klassen gebildet, die anschließend als unabhängige Variable in eine multiple (stepwise) Regressionsanalyse eingingen. Die Auswertung erfolgte mit Hilfe des SAS-Programmpaketes (S A S, 1985). Folgende Regressionsmodelle wurden überprüft: einfache Regression der einzelnen Gewebemengen und -anteile auf das Teilstückgewicht [1], multiple Regression auf Histogrammklassen [2], multiple Regression auf Histogrammklassen und Teilstückgewicht [3].

Aus Tabelle 2 geht die Genauigkeit der Schätzung hervor. Während beim Merkmal Fleischmenge das Gewicht des gesamten Teilstückes erwartungsgemäß einen großen Teil der Varianz erklärt, kann die Fettmenge durch die MR-Variablen mit einer deutlich höheren Genauigkeit als über das Gewicht geschätzt werden, was durch die klare Reduzierung des Schätzfehlers belegt wird. Die zusätzliche Berücksichtigung des Teilstückgewichtes führt sowohl bei der Fleisch- als auch bei der Fettmenge zu einer deutlichen Reduzierung des Schätzfehlers.

### 4. Diskussion

Die vorgestellten Ergebnisse weisen auf die gute Eignung der MR-Tomographie und des angewandten Bildanalyseverfahrens zur Schätzung der grobgeweblichen Zusammensetzung hin. Das zwar nur bedingt aussagekräftige Bestimmtheitsmaß ist im Vergleich zu anderen Untersuchungen, die L a d e g a s t (1989) zusammengefaßt hat, sehr hoch. C r o s s (1983), der die Fleischmenge des 3-Rippen-Stückes mit Hilfe von Videoaufnahmen schätzte, gibt eine multiple Korrelation von  $r=0.92$  ( $R^2=0.85$ ) an. Ein wesentlicher Begrenzungsfaktor der Schätzgenauigkeit für Merkmale der Körperzusammensetzung beim Rind liegt in der ungleichmäßigen Fettverteilung. Da vorerst nur ein Teil der verfügbaren Informationen in die Auswertung einbezogen werden konnte, ist zu erwarten, daß die Genauigkeit der Schätzung durch Berücksichtigung weiterer Informationen, wie späte Echos und Volumendaten, gesteigert werden kann.

Für einen Einsatz der Tomographie zur Schätzung der grobgeweblichen Zusammensetzung von Schlachtkörpern und Teilstücken sprechen auch die Ergebnisse von G j e r d e (1987), B e n t s e n und S e h e s t e d (1988) sowie S e h e s t e d und V a n g e n (1988) mit Röntgen-CT. Aufgrund der hohen Schätzgenauigkeit ergibt sich die Möglichkeit, dieses Verfahren zumindest teilweise als Ersatz für die arbeitsaufwendige



Totalzerlegung einzusetzen. Es ist daher denkbar, daß die Tomographie als Referenzverfahren zur Schätzung der Schlachtkörperzusammensetzung dienen kann. Darüber hinaus könnten die abbildungsgenauen MR- bzw. CT-Bilder zur Eichung von Schlachtkörperklassifizierungsgeräten herangezogen werden.

Der bedeutendere Aufgabenkomplex der Tiertomographie ist jedoch die Erfassung der geweblichen Körperzusammensetzung von lebenden Tieren. Ein Verfahren zur exakten Bestimmung der Körperzusammensetzung an lebenden Tieren eröffnet die Möglichkeit, sie mehrmals im Verlaufe ihrer Wachstumsphase zu untersuchen. Auf diesem Wege können individuelle Wachstumskurven erstellt werden. Um die gewebliche Zusammensetzung zu verschiedenen Stadien der Entwicklung zu messen, muß bisher jeweils eine Gruppe von Tieren gleichen Alters oder Gewichtes geschlachtet und zerlegt werden, womit aber nur die Schätzung der Zusammensetzung des einzelnen Tieres zu einem ganz bestimmten Zeitpunkt möglich ist. Der Wachstumsverlauf der einzelnen Körpergewebe innerhalb eines Tieres ist jedoch nicht zu erfassen. Zudem läßt diese Methode aufgrund des hohen Arbeitsaufwandes nur einen geringen Versuchsumfang zu. Die diesbezüglich vielversprechenden Ergebnisse der Röntgen-Computertomographie (V a n g e n, 1984; 1985) zeigen neue Perspektiven für die Analyse der das Wachstum beeinflussenden Faktoren, wie z. B. Rasse und Fütterung, auf.

Kenntnisse über die Körperzusammensetzung und deren Änderung während des Wachstums der Tiere sind Grundlage der Züchtung von Fleischtieren. Durch die genauere Erfassung dieses Merkmalskomplexes ist eine Verbesserung der Zuchtwertschätzung und damit eine effektivere Fleischerzeugung zu erwarten. Beispielsweise ließen sich bei einer Reduktion der Geschwisterprüfung die frei werdenden Stationsplätze zugunsten einer Eigenleistungsprüfung nutzen. Seit September 1988 wird die Röntgen-Computertomographie in der norwegischen Schweineherdbuchzucht als Eigenleistungsprüfverfahren eingesetzt. Alle 900 jährlich zu testenden Eber werden eine Woche nach Beendigung ihrer Stationsprüfung tomographiert. Sobald eine ausreichende Anzahl von Daten vorliegt, kann die tatsächliche Auswirkung auf die Zuchtwertschätzung berechnet werden. Gleichermaßen ist die Röntgen-CT in das norwegische Zuchtprogramm für Regenbogenforellen (Tomographie von Schlachtkörpern) aufgenommen worden (V a n g e n, 1988).

Sowohl MRT als auch CT sind zur Zeit in erster Linie als Verfahren für den Einsatz in der Forschung anzusehen. Es bestehen jedoch Ansätze, die Röntgen-CT, die schon seit 1982 in der Tierzuchtforschung eingesetzt wird, in der Praxis (Zuchtprogramme, Schlachtkörperklassifizierung, Fleischverarbeitung) einzuführen. Einem breiten Einsatz in der Praxis stehen sowohl die hohen Anschaffungskosten als auch die Betriebskosten, insbesondere bei der MR-Tomographie, entgegen. Die intensive Weiterentwicklung dieser Verfahren in der Medizintechnik läßt aber auch für die Tierzucht interessante Neuerungen erwarten. Die kürzlich sowohl in Australien (Thompson, 1988) als auch in Ungarn (Paszty, 1990) erfolgte Installation weiterer Computertomographen macht die allgemein hohe Einschätzung derartiger Techniken für die Tierzuchtforschung deutlich.

### Zusammenfassung

Eine wesentliche Aufgabe der Tierzuchtforschung liegt in der Entwicklung und Bereitstellung von Verfahren, die Körperzusammensetzung von lebenden und geschlachteten Tieren mit hoher Genauigkeit zu erfassen. Die für die Humanmedizin entwickelte Magnet-Resonanz-Tomographie ist ein

Verfahren zur bildlichen Darstellung des Körperinneren, das bei Anwendung geeigneter Bildauswertungsmethoden die Schätzung der Gewebeanteile (Fleisch, Fett, Knochen) lebender Tiere und Schlachtkörper ermöglicht. Die MR-Tomographie wird seit Ende 1987 im Institut für Tierzucht und Tierverhalten (FAL), Mariensee, in der Tierzuchtforschung genutzt. Vorliegende Ergebnisse hinsichtlich der Schätzung der grobgeweblichen Zusammensetzung von Schlachtkörperteilstücken zeigen die Eignung des Verfahrens für die Tierproduktion.

### Estimation of body composition by Magnetic Resonance Tomography (MRT)

An essential task of research in animal breeding lies in the development and supply of processes to accurately measure body composition of live and slaughtered animals. Magnetic Resonance Tomography, originally developed for human medicine, gives a visual representation of the body's interior as a section in any plane. This can, with the help of computerized image analysis, allow estimation of tissue portions (meat, fat, bone) of live animals and carcasses.

The Institute of Animal Husbandry and Animal Behaviour has been working with MR-Tomography since November 1987. The results of this paper show the ability of MRT to estimate tissue portions of carcass sections.

### Literatur

B e n t s e n, H.B. und S e h e s t e d, E.: Computerized Tomography of chickens. - British Poultry Science 30 (1989), S. 575-589.

B r a n s c h e i d, W., S a c k, E., K a l l w e i t, E., H ö r e t h, R. und B a u l a i n, U.: Non-invasive methods in pig grading: a reliable possibility for calibration of grading devices. - 35th International Congress of Meat Science and Technology. Copenhagen, Denmark 1989.

C r o s s, H.R., G i l l a n d, D.A. und D u r l a n d, P.R.: Beef carcass evaluation by use of a video image analysis system. - J. Anim. Sci. 57 (1983), S. 904-917.

F o s t e r, M.A.: Magnetic Resonance in Medicine and Biology. - Pergamon Press. Oxford 1984.

F o s t e r, M.A., F o w l e r, P.A., C a m e r o n, G., F u l l e r, M. und K n i g h t, C. H.: NMR Imaging Studies of Live Animals. - In: Kallweit, E. et al. (Hrsg.): Application of NMR Techniques on The Body Composition of Live Animals. Elsevier Applied Science. London and New York 1989.

G j e r d e, B.: Predicting carcass composition of rainbow trout by Computerized Tomography. - J. Anim. Breed. Genet. 104 (1987), S. 121-136.

H a a s e, A., F r a h m, J., M a t t h a e i, D., H ä n i c k e, W. und M e r b o l d t, K.D.: FLASH Imaging. Rapid NMR Imaging Using Low Flip Angles. - J. Magn. Reson. 67 (1986), S. 258-266.

H o l z, M.: Physikalische Grundlagen der NMR. - BRUKER Medical Report 83/1. Karlsruhe 1983.

L a d e g a s t, H.: Möglichkeiten zur Beurteilung der Zusammensetzung unzerlegter Schlachtkörper von Mastbullen für die Qualitätseinstufung nach der Schlachtung. - Diss. Dummerstorf 1989.

P a s z t y, G.: Persönliche Mitteilung 1990.

R a m m, B., S e m m l e r, W. und L a n i a d o, M.: Einführung in die MR-Tomographie. - Ferdinand Enke Verlag. Stuttgart. 1984.

R i n c k, P., P e t e r s e n, S. und M u l l e r, R.: Magnetresonanz in der Medizin. - Georg Thieme Verlag. Stuttgart 1985.

SAS/STAT Guide for Personal Computers, Version 6 Edition. - SAS Institute. Cary, NC, USA 1985.

S e h e s t e d, E. und V a n g e n, O.: Computer Tomography, a non destructive method of carcass evaluation. - VI World Conference on Animal Production. Helsinki, Finland 1988.

S t r ö b e l, B.: Physikalische Grundlagen der MR-Tomographie. - BRUKER Medical Report 85/1. Karlsruhe 1985.

T h o m p s o n, J.: Persönliche Mitteilung 1988.

T o l x d o r f f, T.: Ein neues Software-System zur Verarbeitung NMR-spektroskopischer Daten in der bildgebenden medizinischen Diagnostik. - Springer Verlag. Berlin 1987.

V a n g e n, O.: Evaluation of carcass composition of live pigs based on Computer Tomography. - 35th Annual Meeting of the EAAP. The Hague, Netherlands 1984.

V a n g e n, O.: Computerized Tomography in pig improvement. - British Pig Breeders Roundtable. Wye College, Kent, England 1985.

V a n g e n, O.: Experience from several years of using Computerized Tomography (CT) in animal breeding research. - VI World Conference on Animal Production. Helsinki, Finland 1988.

Verfasser: B a u l a i n, Ulrich, Wiss. Mitarbeiter, Dr. sc. agr.; G r i e p, Wilke, Wiss. Mitarbeiter, Dipl. Ing. agr.; H e n n i n g, Martina, Wiss. Mitarbeiter, Dr. sc. agr.; H ü s t e r, Ekkehard, Wiss. Mitarbeiter, Dipl. Ing. agr.; K a l l w e i t, Erhard, Wiss. Direktor, Prof. Dr. sc. agr., Institut für Tierzucht und Tierverhalten der Bundesforschungsanstalt für Landwirtschaft Braunschweig-Völkenrode (FAL), Leiter: Prof. Dr. med. vet., Dr. sc. agr., Dr. h.c. Diedrich S m i d t.

