

## 2.8

# Stellenwert der Computertomographie (CT) für die Tumordiagnostik

STEFAN DIEDERICH

## Einleitung

In der Detektion, dem Staging, der Verlaufskontrolle, der Diagnostik von Therapiekomplicationen und Nachsorge maligner Erkrankungen hat die bildgebende Diagnostik einen zentralen Stellenwert. Dabei ist die Computertomographie aufgrund ihrer breiten Verfügbarkeit, kurzen Untersuchungszeiten (im Vergleich zum MRT) und Untersucherunabhängigkeit (im Vergleich zur Sonographie) das „Arbeitspferd“ der onkologischen Bildgebung. Im Folgenden werden Grundlagen der Technik, Durchführung und Befunderhebung computertomographischer Untersuchungen und ihr Stellenwert bei verschiedenen Aspekten und Phasen onkologischer Erkrankungen dargestellt.

## CT-Technik

### Prinzip der CT

Im Jahre 1971 wurde der erste Mensch mit einem von Godfrey Hounsfield, einem englischen Physiker, entwickelten Computertomographen untersucht (Hounsfield 1973). Hierbei wurde ein Gehirn in einzelnen transversalen (axialen) Querschnittsschichtaufnahmen dargestellt. Diese wurden dadurch erzeugt, dass eine Röntgenröhre den Patienten senkrecht zu seiner Längsachse umkreiste und die an unterschiedlichen Röhrenpositionen von auf der anderen Seite des Patienten austretende Strahlung von einem digitalen Detektor registriert wurde. Mithilfe eines mathematischen Algorithmus, der von dem südafrikanischen Physiker Allan M. Cormack entwickelt worden war, wurden durch einen Hochleistungscomputer aus der Schwächung der Strahlung die Dichte der Strukturen (abhängig von der Ordnungszahl der durchstrahlten Elemente) in der durchstrahlten Körperschicht für die unterschiedlichen Röhrenpositionen errechnet und

in verschiedenen Graustufen bildlich dargestellt. Für die Erstellung der nächsten Schichtaufnahme wurde die Röntgenröhre in die Ausgangsposition zurückgefahren, der Patient entlang seiner Längsachse um eine definierte Strecke (z. B. 10 mm) verschoben und der gesamte Vorgang wiederholt. Das erste am Menschen eingesetzte CT-Gerät wurde in England von der Firma Electric and Musical Industries (EMI) hergestellt. Hounsfield und Cormack wurden für diese Entwicklung mit dem Nobelpreis für Physik im Jahre 1979 geehrt.

Voraussetzungen für die Entwicklung der Computertomographie waren damit einerseits leistungsfähige Computer für die umfangreichen Rechenoperationen und andererseits leistungsfähige Röntgenröhren, die nicht nur für die Dauer von Millisekunden (wie bei einer Röntgenaufnahme), sondern für die Dauer der Umkreisung einer Schichtebene des Patienten (anfänglich mit Unterbrechungen mehrere Stunden) Röntgenstrahlung erzeugen konnten sowie digitale Detektoren zur Aufzeichnung der aus dem Patienten austretenden Strahlung. Insofern kam es erst zur Entwicklung der CT als diese technischen bzw. EDV-Lösungen vorlagen.

In den Jahrzehnten seit der Entwicklung des ersten Computertomographen folgten verschiedene Verbesserungen bis zu den heute verfügbaren Geräten:

1. Die Zeiten für einen Röhrenumlauf um den Patienten wurden von initial mehreren Stunden auf aktuell Sekundenbruchteile (z. B. 0,25 Sekunden) verkürzt. Zunächst nahm jeweils ein Röntgendetektor die Schwächung eines Röntgenstrahls (CT-Gerät der sogenannten **1. Generation**) oder einer Reihe aus mehreren Detektoren die Schwächung eines Fächers von Röntgenstrahlen (CT-Gerät der **2. Generation**) der von einer Röntgenröhre abgegeben Strahlung auf, sodass eine Rotations-Translations-Bewegung von Röhre und Detektor erforderlich war. Mit der Einführung eines Fächers einer Breite, die das gesamte Untersuchungsgebiet

durchstrahlte im Jahr 1975, konnte eine reine Rotations-Rotations-Bewegung durchgeführt werden (CT-Gerät der 3. Generation), was erstmals die Anfertigung jeweils einer Schichtaufnahme in ca. 20 Sekunden und damit Aufnahmen von Thorax und Abdomen ohne Bewegungsartefakte durch Atembewegungen während der Aufnahme erlaubte.

2. Zunächst erfolgte die Stromversorgung der Röntgenröhre über ein Hochspannungskabel, was nach jedem Röhrenumlauf einen Stopp und ein „Rückwärtsfahren“ der Röhre erforderte, um das Kabel wieder „abzuwickeln“, bevor ein neuer Röhrenumlauf beginnen konnte. Die Einführung von **Schleifringen** 1987 als Kontakte zur Stromübertragung an die Röntgenröhre erlaubte eine kontinuierliche Rotation der Röntgenröhre ohne Stopp und Kabelabwicklung und damit eine Beschleunigung der Anfertigung der einzelnen Schichtaufnahmen.
3. Nach der Einführung der Schleifringtechnologie wurde eine weitere Beschleunigung der Untersuchungszeiten dadurch möglich, dass statt der schrittweisen Verschiebung des Patienten für die einzelnen Aufnahmen der Patient auf der Untersuchungsliege kontinuierlich durch die ebenfalls kontinuierlich rotierende Röntgenröhre gefahren wurde. Da sich hierdurch die Röntgenstrahlung wie eine Spirale (Helix) auf den Patienten projiziert, wird die Technik auch **Spiral-CT** (oder helikale CT) genannt. Diese Methode wurde von dem deutschen Physiker Willi Kalender in der Firma Siemens entwickelt und 1989 erstmals vorgestellt (Kalender et al. 1990). Diese Technik erforderte auch geänderte Rekonstruktionsalgorithmen zur Bildberechnung (Z-Interpolation).
4. Initial wurde jeweils pro Röhrenumlauf durch die Messung der Strahlenabsorption in einem Detektor oder später einem Kranz von Detektoren nur eine Schichtaufnahme mit einer Schichtdicke entsprechend der Detektorbreite (5–15 mm) aufgenommen. Bereits 1992 kam ein CT-Gerät der Firma Elscint auf den Markt, bei dem zwei Reihen von Detektoren nebeneinander lagen (2-Zeilen-CT), sodass zwei Schichtaufnahmen pro Röhrenumlauf erzeugt werden konnten. 1998 folgte die Einführung des 4-Zeilen-CT und in den folgenden Jahren wurden über 6, 8, 16, 20, 32, 40 und 64 Zeilen bis 2006 und schließlich 320 Zeilen im Jahre 2011 immer mehr Detektorzeilen eingeführt.

Parallel sank die Breite der einzelnen Detektoren von initial z. B. 10 mm auf aktuell z. B. 0,5 mm. Einerseits erlaubte die Einführung dieser **Mehrzeilen-CT** (Multislice-CT, MSCT) eine weitere Beschleunigung der Untersuchung mit weiterer Reduktion von Bewegungsartefakten und unter optimaler Ausnutzung intravenös injizierter Kontrastmittelboli (z. B. „CT-Angiographie“) bis hin zur Untersuchung des schlagenden Herzens („Kardio-CT“). Andererseits ermöglichte sie die Berechnung von „Dichtewürfeln“ (Volume elements, „Voxel“) innerhalb der akquirierten Schichten mit gleicher Kantenlänge. Da CT-Aufnahmen typischerweise mit einer Matrix von  $512 \times 512$  Bildpunkten in der Schichtebene dargestellt werden, beträgt hier die Kantenlänge der einzelnen Bildelemente (Picture element, „Pixel“) in der x- und y-Achse z. B. bei einem Durchmesser des Thorax von 30 cm (300 mm: 512 Bildpunkte) 0,58 mm. Wenn nun auch die Schichtdicke in z-Achse (der Längsachse des Patienten) z. B. 0,5 mm beträgt, lassen sich aus diesen sogenannten isotropen (d. h. in allen Ebenen gleich großen) Voxeln qualitativ hochwertige zweidimensionale oder dreidimensionale Rekonstruktionen („multiplanare Reformatierungen“, MPR, s. u.) berechnen. Der schematische Aufbau eines CT-Gerätes ist in *Abbildung 1* dargestellt.

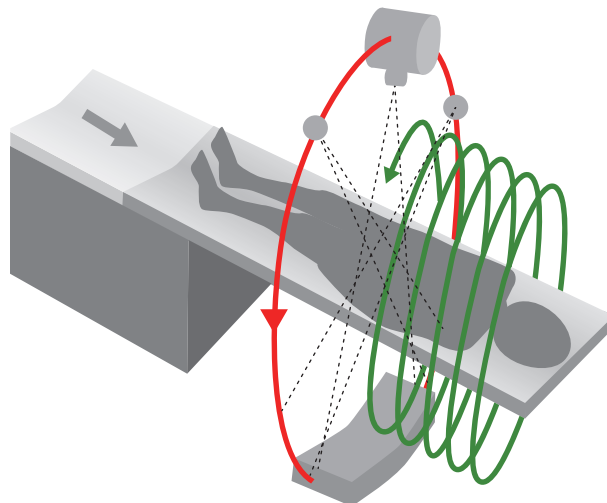


Abb. 1: Schematische Darstellung eines Multidetektor-Spiral-CT's:

Der Patient wird in Rückenlage durch die CT-Öffnung (Gantry) gefahren. Dabei umkreist die Röntgenröhre den Patienten kontinuierlich und projiziert die Röntgenstrahlung „spiralförmig“ auf die Körperoberfläche. Die Strahlung wird auf der jeweils gegenüberliegenden Patientenseite durch mehrere Detektorreihen nebeneinander registriert.

### 5. Dual-Energy CT/Spektral-CT

In üblichen CT-Geräten wird die Schwächung des gesamten Spektrums der eingestrahnten Röntgenstrahlung gemessen. Röntgenstrahlung besteht jedoch aus elektromagnetischer Strahlung unterschiedlicher Wellenlängen. Diese reflektieren die unterschiedliche Photonenenergie der Röntgenstrahlung, die von der zur Erzeugung der Strahlung verwendeten Röhrenspannung abhängt. Die Absorptionscharakteristik verschiedener Gewebe ist bei unterschiedlichen Wellenlängen ebenfalls unterschiedlich. Dies bedeutet, dass Gewebe oder Substanzen, die bei einer Wellenlänge oder einer Mischung verschiedener Wellenlängen ein gleiches Absorptionsverhalten (d. h. Dichte in Hounsfield-Einheiten) aufweisen, bei isolierter Untersuchung mit Strahlung einer bestimmten Wellenlänge („monochromatische Strahlung“) ein unterschiedliches Absorptionsverhalten aufweisen. Werden nun Aufnahmen mit verschiedener Wellenlänge der Strahlung aufgenommen, lassen sich sehr präzise Aussagen zur Zusammensetzung verschiedener Strukturen treffen (chemische Zusammensetzung von Nierenkonkrementen, Knochendichtemessung, Kontrastmittelaufnahme von Geweben, Differenzierung von Kontrastmittel und Kalk in Gefäßen etc.). Röntgenstrahlung unterschiedlicher Wellenlängen bzw. Energie lässt sich auf verschiedenen Wegen erzeugen:

- Verwendung von zwei Röntgenröhren mit unterschiedlicher Röhrenspannung in einem Gerät („dual source-CT“)
- Untersuchung des gleichen Körperabschnitts in zwei Durchgängen mit der gleichen Röntgenröhre, einmal mit niedriger und einmal mit höherer Röhrenspannung
- Umschalten der Röhrenspannung in einem Untersuchungsdurchgang zwischen niedriger und höherer Röhrenspannung im Millisekundenbereich
- Verwendung eines Detektors, der zwei Energieniveaus der Röntgenstrahlung gleichzeitig auswerten kann („Spektral-CT“)

### 6. Moderne Rekonstruktionsalgorithmen

Die ersten Computertomographen verwendeten für die Berechnung der Röntgenabsorption kleinster Volumenelemente in einer von der CT-Strahlung durchstrahlten Körperschicht die sog. „gefilterte Rückprojektion“ („filtered back

projection“, FBP). Mit einem Fortschreiten der Rechnerleistungen wurde Ende der 2000er Jahre die „**iterative Rekonstruktion**“ (IR) eingeführt, die zwar einerseits deutlich höhere Rechenleistungen erfordert, andererseits aber bei deutlich geringerer Dosis eine gleiche Bildqualität ermöglicht. Aktuell (2020) werden Rekonstruktionsalgorithmen unter Verwendung künstlicher Intelligenz (KI) evaluiert, die eine weitere Senkung der Strahlenexposition bei gleichbleibender Qualität versprechen (**KI-basierte Rekonstruktion**). Diese werden aktuell in kommerziell verfügbaren CT-Geräten implementiert.

### Dichtewerte

Die Dichtewerte der durchstrahlten Gewebe werden in Hounsfield-Einheiten (H. E.) angegeben. Dabei hat vereinbarungsgemäß destilliertes Wasser die Dichte von 0 H. E. und Luft von 1 000 H. E. Fett oder fetthaltige Gewebe weisen neben Luft-haltigen Strukturen ebenfalls negative Dichtewerte auf. Alle anderen Gewebe im menschlichen Körper zeigen positive Dichtewerte, unterscheiden sich aber teilweise nur geringfügig in ihrer Röntgenabsorption (z. B. graue und weiße Hirnsubstanz 5–10 H. E.). Insgesamt hat sich in der Praxis eine Skala von –1 024 bis +3 072 H. E., also mit einer Spanne von 4 096 H. E. durchgesetzt.

Tab. 1: Dichtewerte in Hounsfield-Einheiten (H. E.) verschiedener Gewebe

Luft	–1 000 H. E.
Fett	–80 bis –100 H. E.
destilliertes Wasser	0 H. E.
Liquor	0 bis +10 H. E.
Weißer Hirnsubstanz	+30 bis +35 H. E.
Graue Hirnsubstanz	+40 bis +45 H. E.
Fließendes Blut	+50 bis +60 H. E.
Geronnenes Blut	+70 bis +80 H. E.
Spongioser Knochen	+50 bis +200 H. E.
Kompakter Knochen	+250 bis +2 000 H. E.

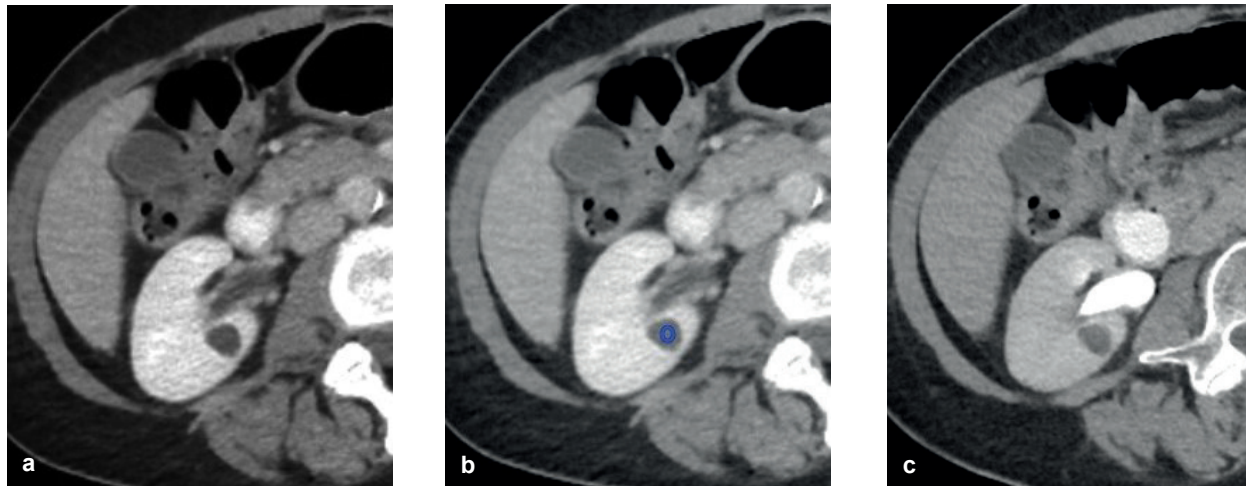


Abb. 2: Dichtemessung in einer „Region of interest“ (ROI)

- a) Hypodense Läsion in der rechten Niere in der CT nach intravenöser Kontrastmittelinjektion
- b) „Region of Interest“ (blauer Kreis) in der Läsion. Dichtemessung: durchschnittlich 17 H. E. (entsprechend Flüssigkeit) im Sinn einer Nierenzyste
- c) CT in der urographischen Phase: keine Kontrastmittelaufnahme der Läsion als Bestätigung der fehlenden Vaskularisation der Zyste

Mittels Computer-gestützter Dichtemessungen (in H. E.) in CT-Datensätzen, in bestimmten interessierenden Regionen („Regions of interest“, ROI), lässt sich so beispielsweise zwischen fetthaltigem, flüssigem (Zyste) und solidem Gewebe unterscheiden oder eine Kontrastmittelaufnahme quantifizieren (Abb. 2).

### Fenstereinstellungen

Wie oben erwähnt, lassen sich mit der CT sehr geringe Absorptionsunterschiede unterschiedlicher Gewebe und Strukturen nachweisen. Grundsätzlich erlaubt die Methode einen Unterschied von 1 Hounsfield-Einheit zu erfassen.

Die Absorptionsunterschiede, die im CT gemessen werden, werden für die visuelle Beurteilung in unterschiedlichen Grautönen dargestellt. Das menschliche Auge kann aber nur etwa 20–50 Graustufen visuell unterscheiden. Nimmt man z. B. eine Fähigkeit eines Befunders an, 40 Graustufen zu unterscheiden, würde dies bedeuten, dass bei Darstellung von –1 000 H. E. als schwarz und +3 000 als weiß jeder visuell erkennbaren Graustufe ein Sprung von 100 H. E. entsprechen würde.

Dies würde bedeuten, dass die von der CT als Methode unterscheidbaren geringen Dichteunterschiede

z. B. zwischen grauer und weißer Hirnsubstanz visuell nicht erkennbar wären.

Um die sehr gute Dichteauflösung des CT trotz der schlechten Helligkeitsunterscheidung des menschlichen Auges darstellen zu können, bedient man sich unterschiedlicher sog. „Fenster“. Dabei werden nicht alle Dichtestufen auf die wenigen visuell unterscheidbaren Graustufen verteilt, sondern man stellt nur einen Ausschnitt („Fenster“) der Dichtewerte mit den verfügbaren Graustufen dar. Dabei verliert man zwar einerseits die visuellen Informationen über Strukturen außerhalb des „Fensters“, kann aber andererseits innerhalb der „Fenster“ geringe Dichteunterschiede visualisieren. Durch die Kombination verschiedener „Fenster“ lassen sich so die in der Untersuchung enthaltenen Dichtewerte visuell recht umfassend darstellen.

Die verschiedenen Fenster werden jeweils durch zwei Werte charakterisiert: die **Fensterweite** („window width“, WW) gibt an, auf wie viele Hounsfield-Einheiten die Graustufen insgesamt verteilt werden. Die **Fensterlage** („window level“, WL) beschreibt, um welchen H. E.-Wert dieses Fenster angeordnet wird.

Ein typisches „Fenster“ zur Beurteilung des Gehirns hat beispielsweise eine Fensterweite (WW) von 80 H. E. bei einer Fensterlage (WL) von 40 H. E. Dementsprechend werden die angenommenen



40 Graustufen auf einen Bereich von +80 H. E. bis 0 H. E. verteilt. Alle Strukturen mit einer Dichte > 80 H. E. werden weiß dargestellt (Knochen, Kalk, Metall, sehr konzentriertes Kontrastmittel etc.) und sind damit visuell in diesem Fenster nicht näher beurteilbar. Ebenso werden alle Strukturen mit einer Dichte < 0 H. E. schwarz dargestellt (Luft, Fett) und sind ebenfalls nicht näher beurteilbar. Dieses „Fenster“ erlaubt aber eine gute Unterscheidung der Strukturen, deren Dichte zwischen 0 und 80 H. E. liegt (weiße und graue Hirnsubstanz, Liquor, Blut).

Soll das Schädel skelett beurteilt werden, benötigt man zusätzlich ein „Knochenfenster“, dessen Weite (WW) so groß sein muss, dass die Dichtewerte von fetthaltigem Knochenmark (z. B. -40 H. E.) bis zur Kortikalis (z. B. +1 600 H. E.) als unterschiedliche Graustufen dargestellt werden (z. B. WW 2 000 H. E.) mit einer Lage (WL) weit im positiven Bereich (z. B. +300 H. E.) (Abb. 3).

## SPECT-CT/PET-CT

Die nuklearmedizinischen Methoden Positronen-Emissions-Tomographie (PET) und Single-photon emission computed tomography (SPECT) stellen Verfahren dar, bei denen wie bei der CT-Schichtaufnahmen des menschlichen Körpers angefertigt werden. Sie basieren nicht auf der Absorption von Röntgenstrahlen, also der Dichte des Gewebes, sondern auf der Anreicherung radioaktiv markierter injizierter bzw. inhalierter Substanzen in bestimmten Strukturen; also liefern sie eine funktionelle und keine morphologische Information.

Dabei basiert die SPECT auf der Registrierung von Photonen mittels Detektoren, die den Patienten

ringförmig umfahren, während bei der PET Photonen in ringförmig den Patienten umgebenden Detektoren registriert werden, die durch den Zerfall von Positronen entstehen, wenn sie auf ein Elektron treffen.

Je nach Krankheitsbild und Fragestellung werden die radioaktiven Marker mit einer relativ kurzen Halbwertszeit an unterschiedliche Substanzen gekoppelt, die sich in verschiedenen Organen und Geweben im Körper anreichern.

Der Vorteil der Methoden ist, dass sie eine spezifische funktionelle und nicht nur eine morphologische Information liefern, ihr Nachteil besteht in ihrer im Vergleich zu den anderen Schnittbildverfahren (Sonographie, MRT, CT) schlechteren Ortsauflösung und eingeschränkten Zuordnung der funktionellen Information zu einer anatomischen Struktur.

Überlagert man aber die funktionellen (SPECT, PET) Methoden mit einer morphologischen Schnittbildmethode als Fusionsaufnahme aus SPECT bzw. PET und CT bzw. MRT lassen sich die Stärken beider Verfahren kombinieren. Um die Ungenauigkeit zu reduzieren, die sich ergibt, wenn zwei Methoden zu unterschiedlichen Zeiten, ggf. mit unterschiedlicher Lagerung des Patienten, unterschiedlicher Atemtiefe, Darmfüllung, Blasenfüllung etc. aufgenommen werden, wurden Kombinationsgeräte als SPECT-CT, PET-CT oder PET-MRT eingeführt, die die Aufnahmen mit beiden Bildgebungsmethoden in einer Untersuchungssitzung bei identischer Lagerung etc. erlauben. Da allerdings auch in Kombinationsgeräten die Bildaufnahme durch die unterschiedlichen Systeme örtlich und zeitlich separat erfolgt, ist die überlagerte Darstellung der Informationen trotzdem mit einer gewissen Ungenauigkeit behaftet.

Tab. 2: Typische Werte für Fensterweite („window width“, WW) und Fensterlage („window level“, WL) von Fenstereinstellungen in der CT-Befundung

	WW/WL	Beurteilbarer Dichtebereich	Nicht beurteilbarer Dichtebereich
Hirnfenster	80/40	+80 bis 0 H. E.	> 80 H. E. weiß, < 0 H. E. schwarz
Weichteilfenster	400/40	+240 bis -160 H. E.	> 240 H. E. weiß, < -160 H. E. schwarz
Lungenfenster	1 500/-600	+150 bis -1 350 H. E.	> 150 H. E. weiß, < -1 000 H. E. schwarz (per Definition Luft -1 000 H. E.: schwärzer geht nicht)
Knochenfenster	2 000/+300	+1 300 bis -700 H. E.	+1 300 H. E. weiß, < -700 H. E. schwarz

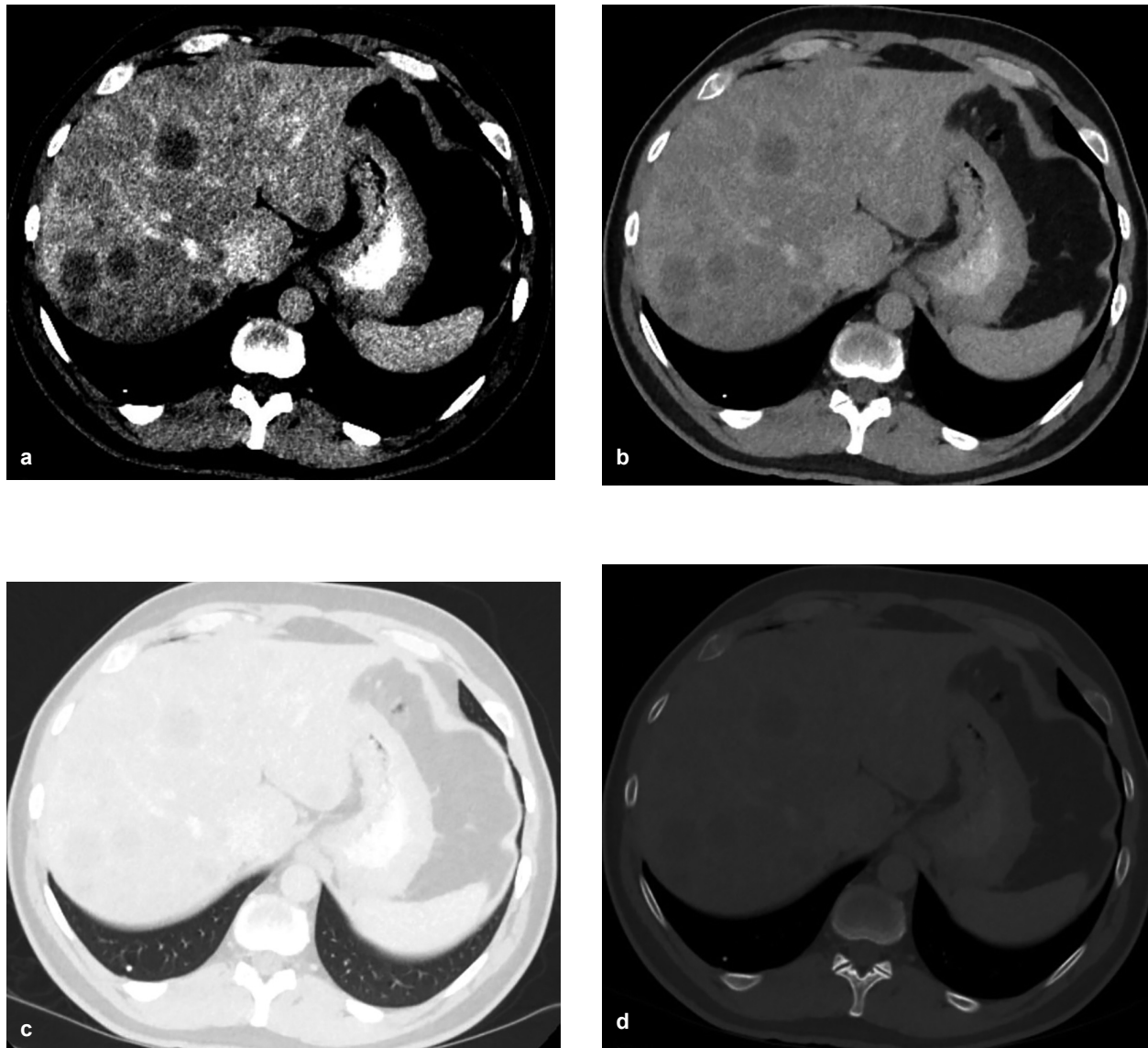


Abb. 3: Darstellung derselben Schichtaufnahme in verschiedenen „Fenstern“: Axiale Schicht mit multiplen Lebermetastasen und rechtseitigem Lungenrundherd (WW: window width (Fensterweite), WL: window level (Fensterlage), H. E. Hounsfield-Einheiten)

- a) Leberfenster (WW: 100 H. E., WL: 70 H. E.): sehr kontrastreiche Darstellung multipler Lebermetastasen, Binnenstruktur der Lunge und des Skeletts nicht beurteilbar, Dichte eines kleinen Lungenrundherdes nicht beurteilbar
- b) Weichteilfenster (WW: 400 H. E., WL: 40 H. E.): geringerer Kontrast der Lebermetastasen, Binnenstruktur der Lunge und des Skeletts nicht beurteilbar, Rundherd mit gleicher Dichte wie Skelett (verkalkt), Binnenstruktur des peritonealen Fettgewebes beurteilbar
- c) Lungenfenster (WW: 1 500 H. E., WL: -600 H. E.): Binnenstruktur der Lunge beurteilbar (Gefäße, Parenchym, Rundherd: Dichte des Rundherdes nicht beurteilbar), Binnenstruktur von Weichteilen (Lebermetastasen) und Skelett nicht beurteilbar
- d) Knochenfenster (WW: 2 000 H. E., WL: 500 H. E.): Binnenstruktur des Skeletts gut beurteilbar, Kortikalis und Spongiosa unterscheidbar, Lungenrundherd mit gleicher Dichte wie Kortikalis (verkalkt), Binnenstruktur der Weichteile (Lebermetastasen) und Lunge nicht beurteilbar