

Die Röntgenröhre im medizinischen Einsatzbereich

Dr. Heinrich Behner

Siemens AG, Medical Solutions, RVL E, D-91056 Erlangen, Günther-Scharowsky-Str. 21
Tel.: +49-9131-7-31872; e-mail: heinrich.behner@siemens.com

A. Geschichte der Röntgenröhren

SIEMENS
3

Vacuum Technology Division

Geschichte der Röntgenröhren II



1905: Die emittierten Röntgenstrahlen lassen das Glas der 3-Elektroden-Ionen-Röhre grün fluoreszieren. Die Abstrahlung ist in Form einer Halbkugel sichtbar.



3 Generationen von CT-Röntgenröhren.

Die neueste, DURA 502 MC, besteht aus Metall-Keramik – mit der erhöhten Wärmespeicherkapazität von 5,2 MJ/l und der Dauerleistung von 7 kW ist sie ein wichtiger Garant höchster Bildqualität.



2003: **STRATON**, die erste kommerzielle Drehkolben-Röhre mit direkter Ölkühlung ermöglicht die Applikation höchster Leistungen praktisch ohne Abkühl-Pausen



PANTIX, die erste Drehanodenröhre mit Hochtemperatur-Strahlungskühlung, ermöglichte ab 1933 einen zeitlich fast unbeschränkten Durchleuchtungs- und Aufnahmebetrieb.



Pushing the Limits in X-Ray Technology

Der Startschuss der Röntgentechnologie fiel im Jahre 1895, als Prof. W. C. Röntgen in seinem Labor in Würzburg die durchleuchtende Wirkung seiner sog. „Kathodenstrahlen“ entdeckte. Sehr schnell wurde damals der medizinische Nutzen erkannt; Abbildungen auf Fluoreszenzschirmen oder Filmen erlaubten erstmals den Einblick in Knochenstrukturen ohne operativen Eingriff. Dementsprechend startete der Beginn der industriellen Nutzung nur wenige Monate später im Jahre 1896.

Technisch handelte es sich in der Anfangszeit (z.B. bei den ersten Versuchen von Hittorf, Crookes und Lenard) noch um Kathodenstrahlröhren, wobei die Glaswandung die Funktion der Anode übernahm.

Eine erste Verbesserung war die Verwendung einer Metallanode (Alu- oder Pt-Blech) in Gasionenröhren zur Erzeugung höherer Dosisleistungen bei gleichzeitiger Schonung der Glaswand.

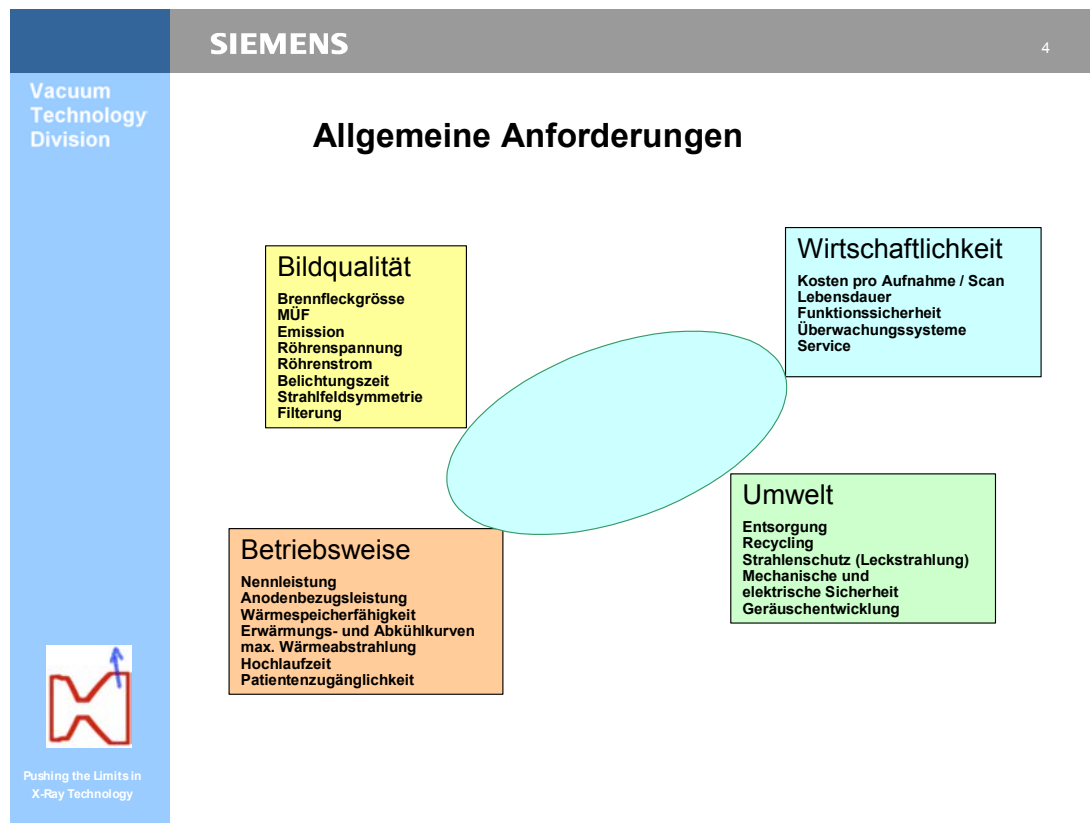
Die folgenden Jahre bis zur heutigen Zeit waren geprägt von einer stetigen Weiterentwicklung und Verbesserung der Technologien mit dem Ziel der Leistungs- und Bildqualitätssteigerung.

Einige weitere Meilensteine:

- 1904 Anodenmaterial Wolfram wird eingeführt
- 1913 Glühkathoden-Hochvakuumröhre (Coolidge, GE)
- 1918 Strichbrennfleck zur Erhöhung der Belastbarkeit (Goetze)
- 1923 Doppelfokus-Röhre mit kleinem (F1) und großem Brennfleck (F2) (Kucher)
- 1929 Drehanodenröhre „Rotalix“ (Bouwers, Philips)
- 1993 erste 50 Hz Drehanodenröhre „Pantix“ mit massiver W-Anode und Hochtemperaturstrahlungskühlung im Strahlenschutzgehäuse (Ungelenk, Siemens)

- 1959 Vorstellung der „Super-Rotalix“ mit 150 Hz Anodenantrieb (Philips)
- 1962 Einführung der Wolfram-Rhenium-legierten Molybdän-Verbundanode (Silbermann, Siemens)
- 1970 erste Glas-Metallkolbenröhre für Mammographie (Siemens)
- 1973 Einführung der Verbundanode Graphit –Molybdän und 300 Hz Antriebsfrequenz (Friedel, Lauterbach, Siemens)
- 1989 Vorstellung der Metall-Keramik-Röhre mit Flüssigmetall-Spiralrillengleitlager (Philips)
- 1995 Einführung der kompakten Keramik-Metall-Röhre für High-End-Computertomographieanwendungen (Siemens)
- 1996 Einführung des kompakten Gleitlagerstrahlers mit 150 Hz Anodenantrieb (Siemens)
- 2003 Markteinführung des ersten Hochleistungs-Drehkolbenstrahlers mit Direktkühlung (Siemens)

B. Allgemeine Anforderungen an einen Röntgenstrahler



Für den Hersteller sind bei der Neukonzeption eines Röntgenstrahlers folgende Fragestellungen zu beachten:

Was ist die Hauptmotivation zu technischer Verbesserung und Design aus Sicht des Kunden? Welche Anforderungen sind bei der Konzeption zu berücksichtigen?

Die Anforderungen stammen vorwiegend aus den Bereichen Bildqualität, Betriebsweise, Wirtschaftlichkeit und Umwelt.

zu 1. Bildqualität

Folgende durch das Design beeinflusste Kenngrößen bestimmen seitens der Komponente Röntgenstrahler u.a. die Bildqualität im System:
Brennfleckgrößen, MÜF (MTF), Emissionsvermögen in Abhängigkeit von Belichtungszeit und Röhrenspannung und –strom, Strahlungssymmetrie bzgl. Dosisverteilung, Ausleuchtung, Einblendungen und Filterungen im Strahlengang, sei es aufgrund gesetzlicher Vorschriften oder Zusatzfilter zur Reduzierung der Hautdosis.

zu 2. Betriebsweise

Die Arbeitsweise in der klinischen Anwendung wird im wesentlichen durch folgenden Parameter bestimmt:

Die Leistungsfähigkeit der Anode (Röhre) bzgl. Brennfleck-Nennleistung, ausgedrückt in Belastungskurven bei gegebener Anodenbezugsleistung (Vorlast), maximal mögliche Wärmeabstrahlung von Anode (oder allgemein: Wärmeabgabe der Röhre) und Strahler, kontinuierliche Wärmeabgabe des Strahlers und Hochlaufzeit der Anode.

Möglichst geringe Baugröße des Röntgenstrahlers erleichtert die Patientenzugänglichkeit und erhöhte mechanische Stabilität erlauben schnellere Gerätebewegungen und damit raschere Untersuchungsabläufe.

zu 3. Wirtschaftlichkeit

Qualität und Zuverlässigkeit des Systems, die sich direkt auf die Kosten pro Aufnahme oder Scan auswirken, werden u.a. beeinflusst durch die Lebensdauer des Röntgenstrahlers, dessen Funktionssicherheit (keine Unterbrechung oder gar Ausfall von Untersuchungen), dessen Servicefreundlichkeit im Austauschfall oder die Wirksamkeit von Überwachungssystemen (gegenüber Überlast, Frühausfall, etc.)

zu 4. Umweltaspekte

Gerade uns, als direkt Involvierte im globalen Gesundheitssystem, müssen die Umweltaspekte besonders am Herzen liegen, d.h. sorgsamer Umgang mit gefährlichen Stoffen, wie Blei, Beryllium oder Altöl durch fachgerechte Rücknahme und Entsorgung, wie auch die Schonung der natürlichen Ressourcen durch gezieltes Recycling von Bauteilen. Die Vielfalt der gesetzlich geregelten Faktoren, wie Strahlenschutz (Leckstrahlung), ausreichende Einblendungen zur Strahlenhygiene, Erfüllung der mechanischen und elektrischen Sicherheitsanforderungen (Berstversuche, Hochspannungssicherheit) ist genauso zu beachten, wie die Reduzierung des Lärmpegels durch niedrige Laufgeräusche von Drehanode und Kühlung.

C. Bauteile einer Röntgenröhre

Die Technologie der Strahlerzeugung wird trotz aller Neuerungen und ingenieurwissenschaftlichen Verbesserungen in den letzten 100 Jahren durch eine Tatsache dominiert:

Die wesentlichen Bauteile sind – wenn auch in unterschiedlicher Ausführung und Performance – bei allen Röntgenröhren, aller Hersteller und aller Gerätetypen, sei es Durchleuchtung, Computertomographie oder technische Anwendung, immer die Gleichen:

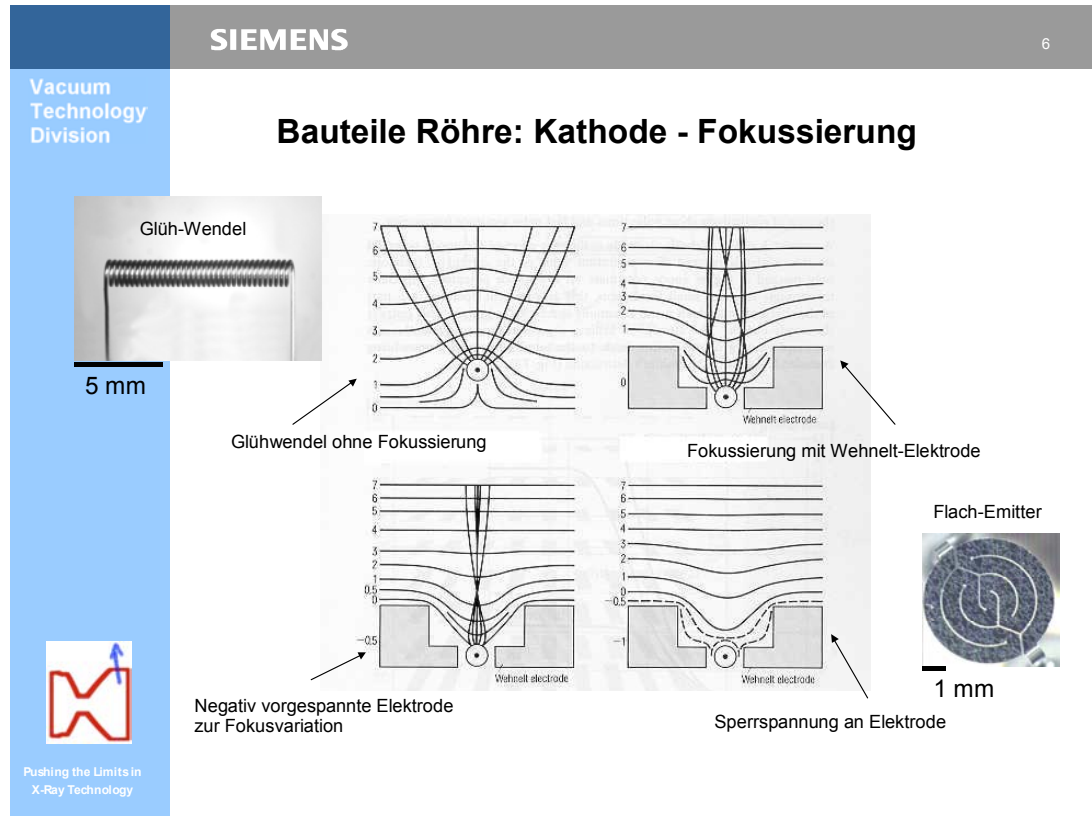
Kathode, Anode und vakuumdichter Röhrenkolben mit Isolationsstrecke.

Dies liegt vor allem im physikalischen Prinzip der Röntgenstrahlerzeugung begründet:

**Elektronen werden auf eine Geschwindigkeit von über 50% der Lichtgeschwindigkeit beschleunigt (z.B. durch ein elektrisches Feld) und durch den Aufprall auf ein festes Medium (z.B. Metalle hoher Ordnungszahl) abgebremst.
Die Bewegungsenergie wird dabei zu 99% in Wärme umgewandelt und zu 1% in nutzbare Röntgenstrahlung (Bremsstrahlung).**

Realisierungsdetails der o.g. Hauptkomponenten sind im Folgenden erläutert:

1. Kathode

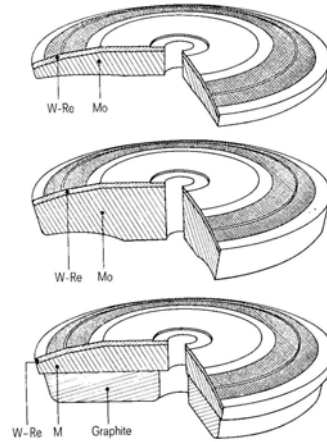


In der Kathode werden freie Elektronen durch Heizen eines Glühwendels erzeugt (treten aus der Oberfläche des glühenden Wolframdrahtes aus) und bilden eine Elektronenwolke vor dem sogenannten Fokuskopf. Durch die Ausbildung des Fokuskopfes als Wehnelt-Elektrode wird elektrostatisch eine Bündelung der zur Anode hin beschleunigten Elektronen erreicht. Dabei wird auf möglichst homogene Verteilung der Elektronendichte im Fokus geachtet. Alternativ zu den Glühwendeln können für spezielle Anwendungen auch sog. Flachemitter (Dünne Wolframbleche, im Bild oben ein Ausführungsbeispiel mit mäanderförmig geschlitzter Oberfläche) verwendet werden.

Negative Vorspannungen oder die Einbringung von Elektrodengittern auf negativem Hochspannungspotential erlauben es sehr schnell, während des Betriebes die Emission von Elektronen zu verhindern, d.h. die Erzeugung von Röntgenstrahlung zu stoppen. Dies wird beispielsweise im Kinopulsbetrieb oder bei gepulster Durchleuchtung angewandt. Materialien der Kathodenbauteile sind typischerweise Nickel, hochreine Edelstähle oder Molybdän.

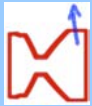
2. Anode

Moderne Anoden bestehen aus hochschmelzenden Materialien hoher Ordnungszahl, um einerseits dem enormen Wärmeeintrag im Fokus zu widerstehen und andererseits den quantenmechanischen Wirkungsgrad der Bremsstrahlerzeugung zu optimieren. Als besonders geeignet hat sich hier eine Wolfram-Rhenium Legierung gezeigt.

Bauteile Röhre: Anode

Die Wärmespeicherfähigkeit der Anode wird im Wesentlichen durch das Volumen des Anodentellers bestimmt.

Zur Erhöhung der Wärmespeicherfähigkeit wird auf der Rückseite eine Graphitscheibe aufgelötet.



Pushing the Limits in
X-Ray Technology

Da die eingebrachte Energie während einer Aufnahme nicht vollständig ins Kühlmedium abgestrahlt (abgeleitet) werden kann, ist üblicherweise eine Zwischenspeicherung erforderlich – dies geschieht durch einen angelöteten Graphitring. Das Prinzip der Drehkolbenröhre beinhaltet allerdings eine direkte Anodenkühlung, ein Graphit-Wärmespeicher ist hier nicht mehr nötig.

3. Vakuumhülle

Die Vakuumhülle dient zwei Hauptzwecken: Konservierung des Vakuums und Isolation der Bauteile.

Da eine Glühwendel an Atmosphäre nicht betreibbar ist (vgl. Glühlampe) und Elektronen in Luft nur eine geringe Reichweite ($< 1\text{ mm}$) haben, ist zum Betrieb der Röntgenröhre ein Hochvakuum notwendig.

Die Beschleunigung der Elektronen wird durch Hochspannung zwischen 30 kV und 150 kV erreicht; die Isolation gegenüber der Umgebung der in der Vakuumhülle befestigten Bauteile Kathode und Anode wird dabei durch Glas oder Keramik realisiert.

Die Metallhülle besteht dabei üblicherweise aus hochreinen Edelstählen, Kupfer oder Legierungen; die Innenseite ist geschwärzt oder aufgeraut um die Abstrahlung der Wärmeenergie auch durch die geschlossene Metallhülle zu ermöglichen.

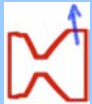
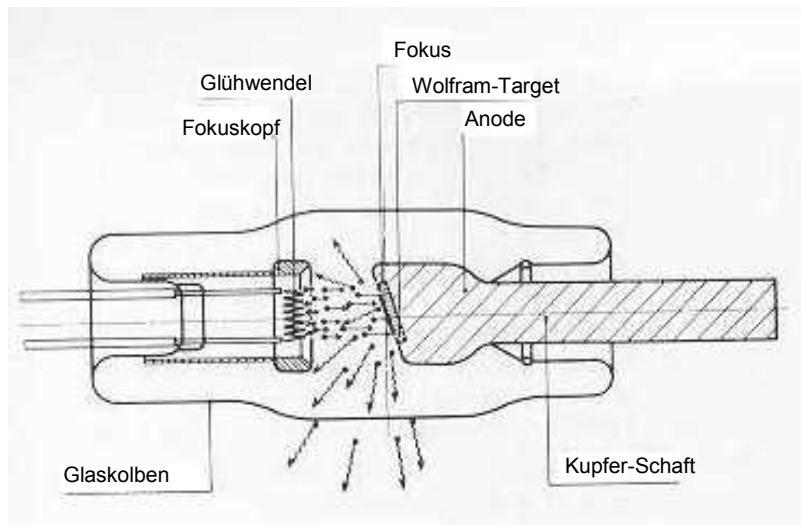
D. Ausführungsbeispiele**1. Röntgenröhre mit Festanode**

In diesem Röhrentyp sind alle o.g. Kernkomponenten in einfachster Bauform Art realisiert: Als Kathode wird eine Standardbauform verwendet (mit einer oder mehreren Wendeln, mit oder ohne Gittersteuerung).

Der Glaskolben übernimmt die Funktion der Isolation und Komponentenhalterung.

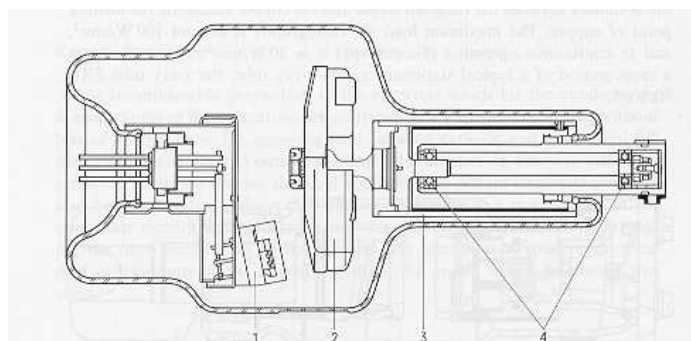
Auf der Anode ist ein Strichbrennfleck auf dem in den Kupferträger eingelöteten Wolframtarget realisiert. Die entstehende Abwärme wird durch eine Flüssigkeitskühlung im massiven Kupferschaft nach außen abgeführt.

Durch die physikalischen Gegebenheiten der Wärmeleitfähigkeit der einzelnen Materialien ist die Leistungsfähigkeit dieser Röntgenröhren beschränkt.

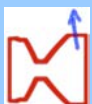
Ausführungsbeispiel: Röhre mit FestanodePushing the Limits in
X-Ray Technology**2. Röntgenröhre mit Drehanode**

Die Kathode sitzt asymmetrisch zur Röhrenachse, um den Strichbrennfleck möglichst weit außen auf der rotationssymmetrischen Anode zu erzeugen.

Als wesentlicher Unterschied ist die Anode hier drehend gelagert, um eine gleichmäßige Verteilung der Wärme auf einer kreisförmigen Brennbahn zu erreichen – dies kann entweder durch ein herkömmliches Kugellagersystem oder ein Flüssigmetall-gelagertes Gleitlagersystem erreicht werden.

Ausführungsbeispiel: Röhre mit Drehanode

- 1 Fokuskopf
- 2 Anode
- 3 Rotor
- 4 Kugellager

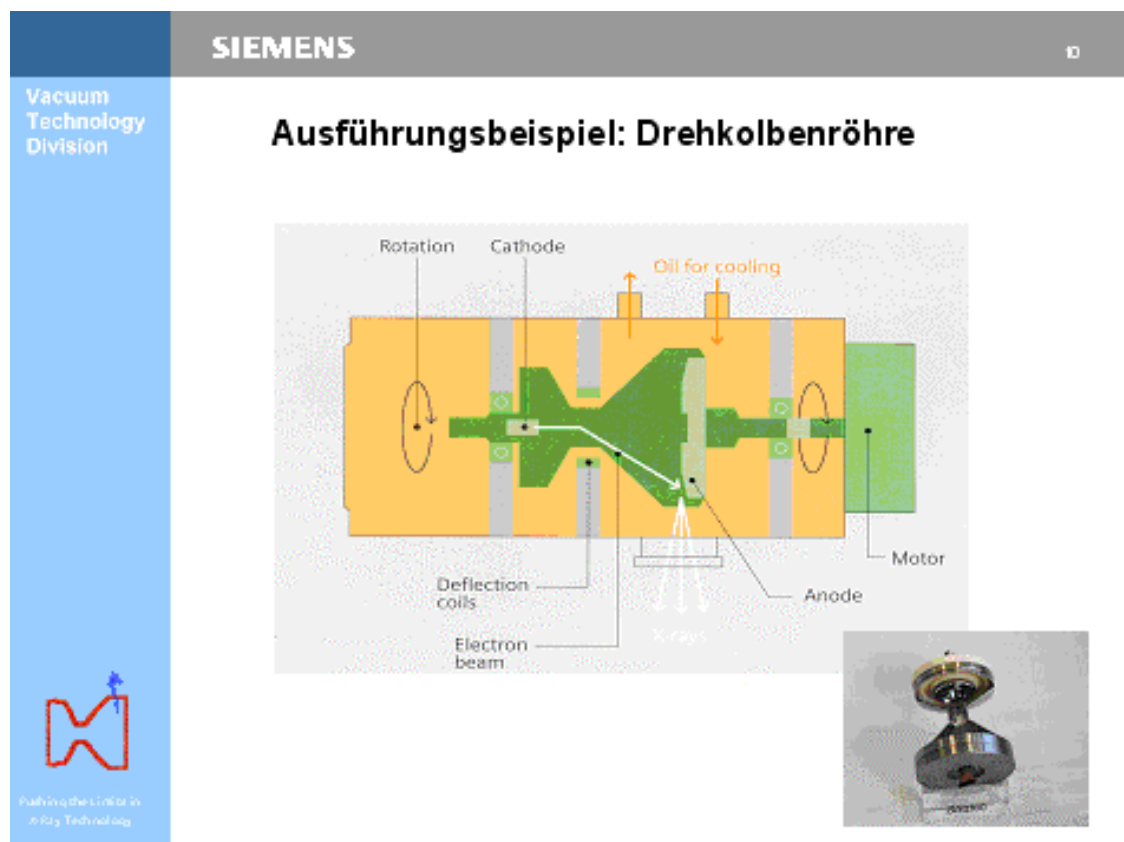
Pushing the Limits in
X-Ray Technology

Da aus geometrischen Gründen hier keine kontinuierliche Wärmeableitung der drehenden Anode durch direkte Flüssigkühlung möglich ist, wird die Wärme zwischengespeichert und während der Röhrenkühlpause bzw. dem Patientenwechsel durch Wärmestrahlung an das umgebende Kühlmedium abgegeben.

Der Antrieb der Anode wird durch ein Rotor-Stator System realisiert (Drehstrom Asynchron-Motor), die Antriebsfrequenzen variieren zwischen 20 Hz und 300 Hz.

3. Drehkolbenröhre (*Rotating Envelope Tube RET*)

Das Prinzip der Drehkolbenröhre ermöglicht eine direkte, äußerst effiziente Direktkühlung eines drehenden Anodentellers. Dies wird dadurch erreicht, dass der gesamte Röhrenkolben im Kühlmedium rotiert. Die Kathode ist geometrisch auf der Drehachse angeordnet. Strahlableitung und Strahlformung werden durch ein komplexes, mehrpoliges Spulensystem realisiert. Die Röntgenstrahlung tritt durch ein umlaufendes Röntgen-Fenster aus.



So können höchste Belastungen ohne nennenswerte Abkühlzeiten appliziert werden. Der Röhrenaufbau selbst ist einfach, kommt vakuumseitig ohne bewegliche Teile aus und ist dadurch robust und im Betrieb extrem zuverlässig.

Die variable Elektronenstrahlsteuerung (ähnlich wie in einer Fernsehröhre, der Strahl trägt bei der Röntgenröhre allerdings fast 1 Ampere!) macht darüber hinaus einen sog. Springfokus in z-Richtung (Orientierung der Patienten-Längsachse) möglich. Durch die so realisierbaren 2 unterschiedlichen z-Projektionen konnten erstmals in der Computertomographie isotrope räumliche Auflösungen von weniger als 0,4 mm erreicht werden (z-Sharp™-Technologie).

4. Gehäuse

Allen Röhrentypen gemeinsam ist ein sog. Strahler- oder Röhrenschutzgehäuse. Die Röntgenröhre inklusive Gehäuse und darin enthaltenen Baugruppen wird Röntgenstrahler genannt. Das Gehäuse dient mehreren Zwecken:

a. Abschirmung der Leckstrahlung

Da Röntgenstrahlen im Gegensatz zu sichtbarem Licht nicht ablenkbar sind, treten sie ausgehend vom Ort der Entstehung (Fokus) radial in den kompletten Halbraum über der Anode ein. Patientennutzbar ist allerdings nur ein kleiner Ausschnitt im Strahlenaustrittsfenster bzw. Blendöffnungsbereich; der weitaus größte Teil der erzeugten Röntgenstrahlung wird in Bleiabschirmungen, die im Inneren des Strahlergehäuses angebracht sind, absorbiert.

b. Kühlung der Röntgenröhre

Die Abwärme in der Anode wird durch Abstrahlung gemäss dem Stefan Boltzmann'schen Gesetz (proportional der 4. Potenz der Temperatur) von der Oberfläche in das die Röntgenröhre umgebende Kühlöl transportiert. Im Fall des Drehkolbenprinzips erfolgt der Wärmetransport direkt durch Wärmeleitung ins Kühlöl. Dieses hochspannungsisolierende Öl wird kontinuierlich umgepumpt und die entstandene Wärme über Wärmetauscher an sekundäre Kühlsysteme abgegeben.

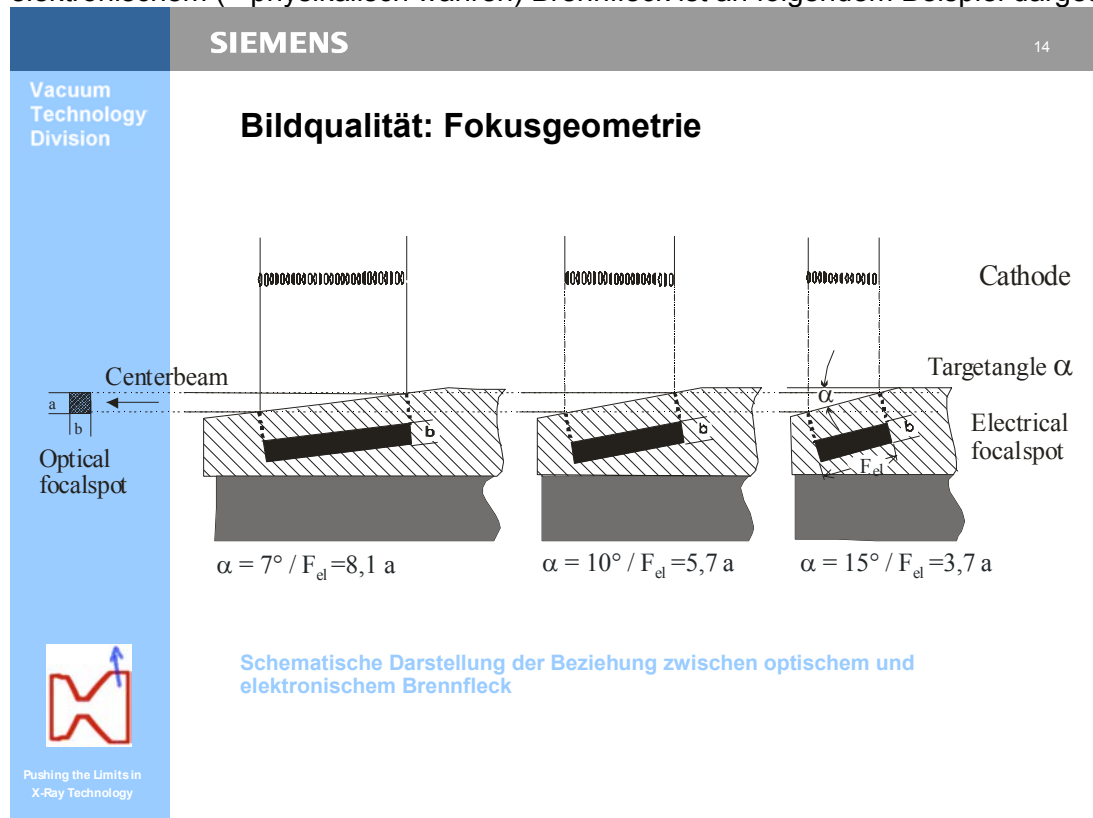
c. Halterung für Baugruppen

Zum sicheren Betrieb der Röntgenröhre sind eine Vielzahl von Einzelbaugruppen, wie Überwachungssensoren und -schalter, Stator zum Antrieb der Anode, Hochspannungszuführungen, Kühlölführungen und letztendlich die präzise Halterung der Röhre selbst notwendig. Dieses wird durch entsprechendes Design innerhalb des Gehäuses ermöglicht.

E. Grundlagen der Bildqualität

1. Brennfleck-Geometrie

Der Zusammenhang zwischen optischem (= für den Anwender wirksamen) und elektronischem (= physikalisch wahren) Brennfleck ist an folgendem Beispiel dargestellt:



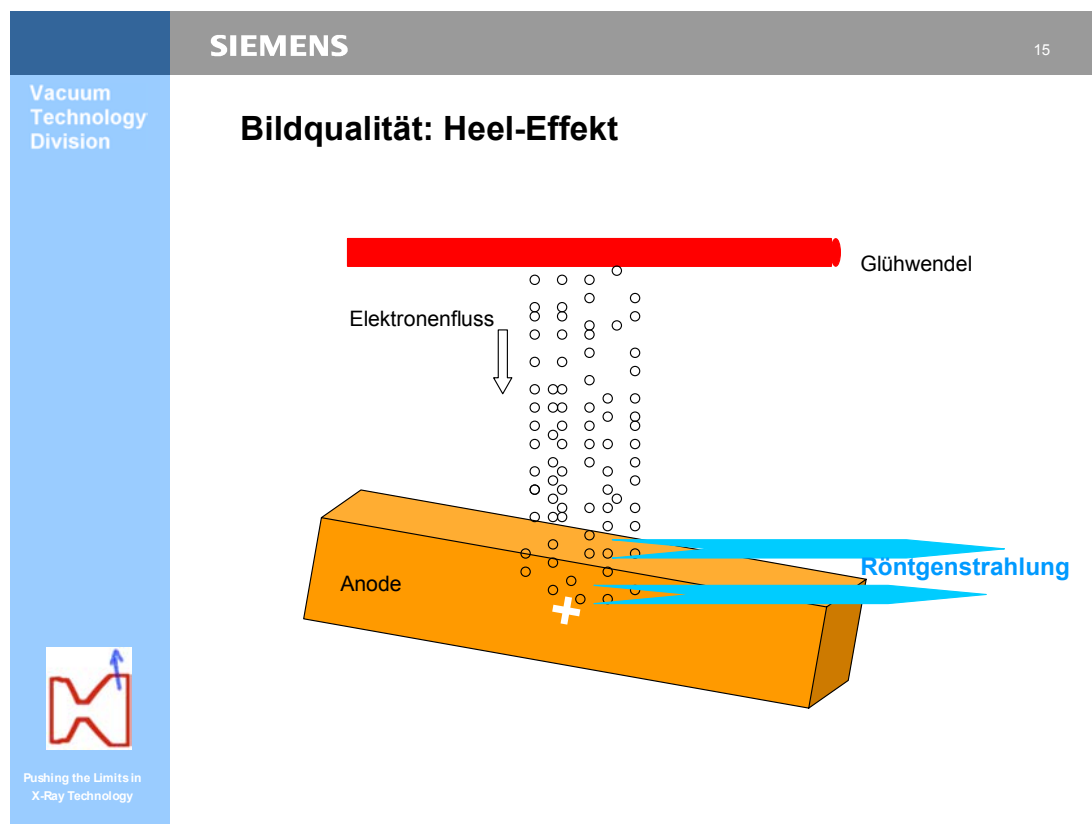
Die Referenzachse ist der Zentralstrahl, der üblicherweise senkrecht zur Röhrenlängsachse in Richtung des optischen Brennflecks zeigt. Ausnahme bilden beispielsweise Aufnahmetechniken in der Mammographie (brustwandnahe Objektdarstellung). Der optische Brennfleck hat Einfluss auf die Bildgüte (Auflösung), während der elektronische Brennfleck leistungswirksam ist.

2. Heel-Effekt

Die auf die Anodenoberfläche auftreffenden Elektronen dringen aufgrund ihrer kinetischen Energie einige μm tief in die das Material ein, d.h. die Röntgenstrahlung wird erst im Inneren der Oberflächenschicht erzeugt.

Je nach Austrittswinkel der Röntgenquanten müssen diese deshalb eine unterschiedlich lange Strecke im Material zurücklegen und werden dementsprechend geschwächt. Diese Auswirkung wird als Heel-Effekt bezeichnet.

Eine der Einflussgrößen ist das Tellerdesign bzgl. Anodenwinkel: beispielsweise nimmt die richtungsabhängige Intensitätsverteilung von 85% bei 5° zu auf 100% bei 13° Abstrahlwinkel.

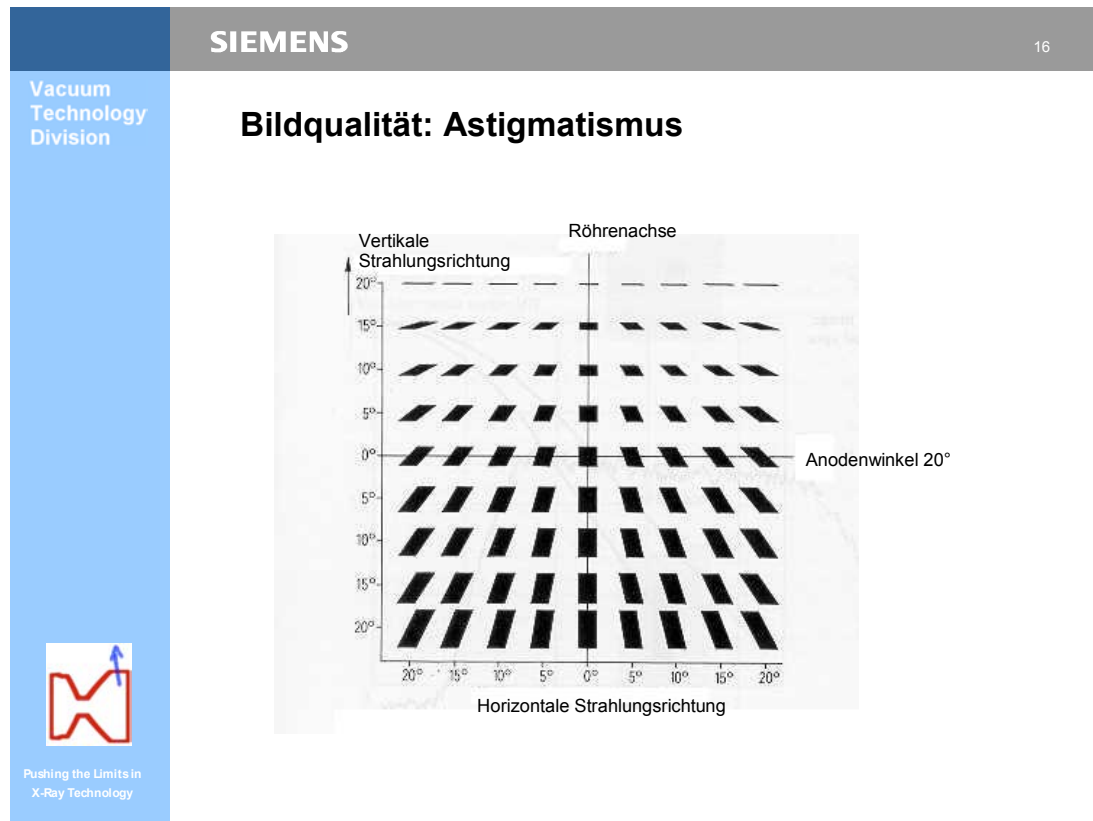


Die zweite Einflussgröße ist die Alterung des Tellers, da mit zunehmender Aufrauung der Oberfläche die mikroskopisch kleinen, durchstrahlten Volumenelemente eine zunehmende Schwächung der Nutzstrahlung verursachen. Die abnehmenden Dosisleistungen werden durch höhere Röhrenströme oder längere Belichtungszeiten kompensiert, was wiederum zu ansteigendem Verschleiß führt.

Dem möglichen Folgeverlust an Bildqualität durch gesteigerte Objekt-Bewegungsunschärfe wird bei modernen Verbundanoden durch spezielle Rhenium-Legierungen in der Oberfläche, die ein deutlich reduziertes Verschleißverhalten zeigen, begegnet. Damit sind problemlos flache Tellerwinkel bis minimal ca. 6° möglich.

3. Brennfleck-Astigmatismus

Je nach Abstrahlrichtung variiert der optische Brennfleck in Größe und Form. In Richtung der Referenzachse (Zentralstrahl) ist er z.B. quadratisch, anodenseitig verkleinert er sich zum Strich, kathodenseitig vergrößert er sich zum Rechteck. Bei seitlicher Betrachtung



(wichtig bei außenliegenden Detektorkanälen in CT-Anwendungen) verzerrt er sich zum Parallelogramm.

Dies bedeutet, dass eine höhere Bildauflösung sich grundsätzlich anodenseitig bemerkbar macht und Bildschärfevergleiche möglichst mittig durchgeführt werden sollten.

Anwendungsbeispiel:

Thorax-Aufnahme mit oberem Bauchraum bei Anodenposition „oben“ bedeutet, dass Lungenstrukturen besser erkennbar sind. Die dann geringere Auflösung im Bauchraum spielt dabei eine untergeordnete Rolle bei jedoch höherer Dosisausbeute (siehe Heel-Effekt) in diesem Objektbereich.

Aufgrund der Objektsymmetrie bei Lungenaufnahmen ist die Strahlerachse grundsätzlich parallel zur Patientenlängsachse anzuordnen (geräteseitig berücksichtigt).

4. *Extrafokalstrahlung*

Hierbei handelt es sich um energieärmere Röntgenstrahlung, die durch rückgestreute oder vagabundierende Elektronen außerhalb des eigentlichen Brennflecks entsteht. Der Anteil dieser Extrafokalstrahlung beträgt zwischen 4% und 10% der Gesamtstrahlung und hat einen relativ geringen Einfluss auf die Bildgüte, da sie innerhalb des achsnahen Nutzstrahlkegels praktisch nicht zu erkennen ist.

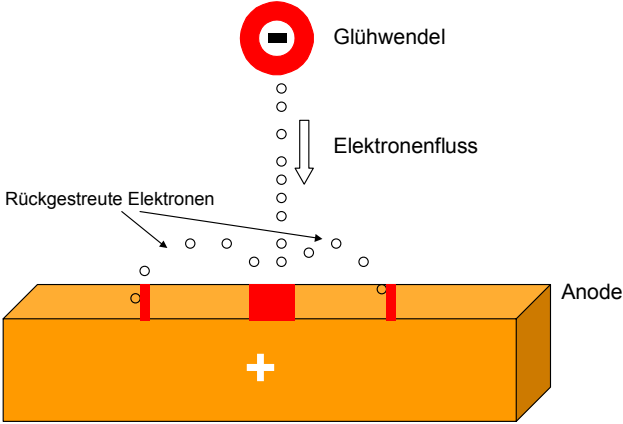
Wirksame Reduzierungsmöglichkeiten der EFS sind fokusnahe Ausblendungen am Röhrengehäuse oder fokusnahe Lamellen parallel zur Strahlerlängsachse.

Bei CT-Geräten kommen auch spezielle Formfilter in der Blendeneinheit in Verbindung mit angepassten Rekonstruktionsalgorithmen zum Einsatz.


SIEMENS17

Vacuum
Technology
Division

Bildqualität: Extrafokalstrahlung



Glühwendel
Elektronenfluss
Rückgestreute Elektronen
Anode



Pushing the Limits in
X-Ray Technology

F. Grundlagen der Röhrenbelastung

1. Belastungsdiagramme

SIEMENS
18

Vacuum Technology Division

Betrieb: Tellertemperatur



Drehanode in Betrieb
Tellertemperatur ca. 1000°C



Pushing the Limits in X-Ray Technology

Bei der Erstellung und Interpretation von Belastungsdiagrammen von Röntgenröhren sind einerseits die Eingangsgrößen zu berücksichtigen, die den spezifischen Temperaturanstieg im Anodenteller verursachen und andererseits die möglichen Leistungsgrenzen, deren Überschreitung einen erhöhten Verschleiß bzw. eine Zerstörung der Röhre im ungünstigsten Fall zur Folge hat.

Die wesentlichen Eingangsgrößen sind: Röhrenstrom und –spannung (Leistung), Aufnahmedauer, Anodendrehzahl, Fokus, Grundtemperatur der Anode vor der Aufnahme.

Bei der Betrachtung von Temperaturniveaus innerhalb des Röntgenstrahlers während einer Belastung zur Ermittlung der Leistungsgrenzen ist generell zwischen folgenden Bereichen zu unterscheiden:

Fokus:

kleiner, höchst beanspruchter Bereich unmittelbar im Auftreffpunkt der Elektronen mit Temperaturanstieg (Brennfleckhub) und Abklingen im ms-Bereich; Grenzen bei ca. 2600°C.

Brennring, -bahn (nur bei Drehanoden):

Ausgleichsvolumen, in das während einer Umdrehung die im Fokusbereich aufgenommene Energie „verschmiert“; Zeitkonstanten von Temperaturanstieg und Ausgleich im Bereich von < 1 bis 3 Sekunden; typische Höchsttemperaturen bis 2000°C.

Anode:

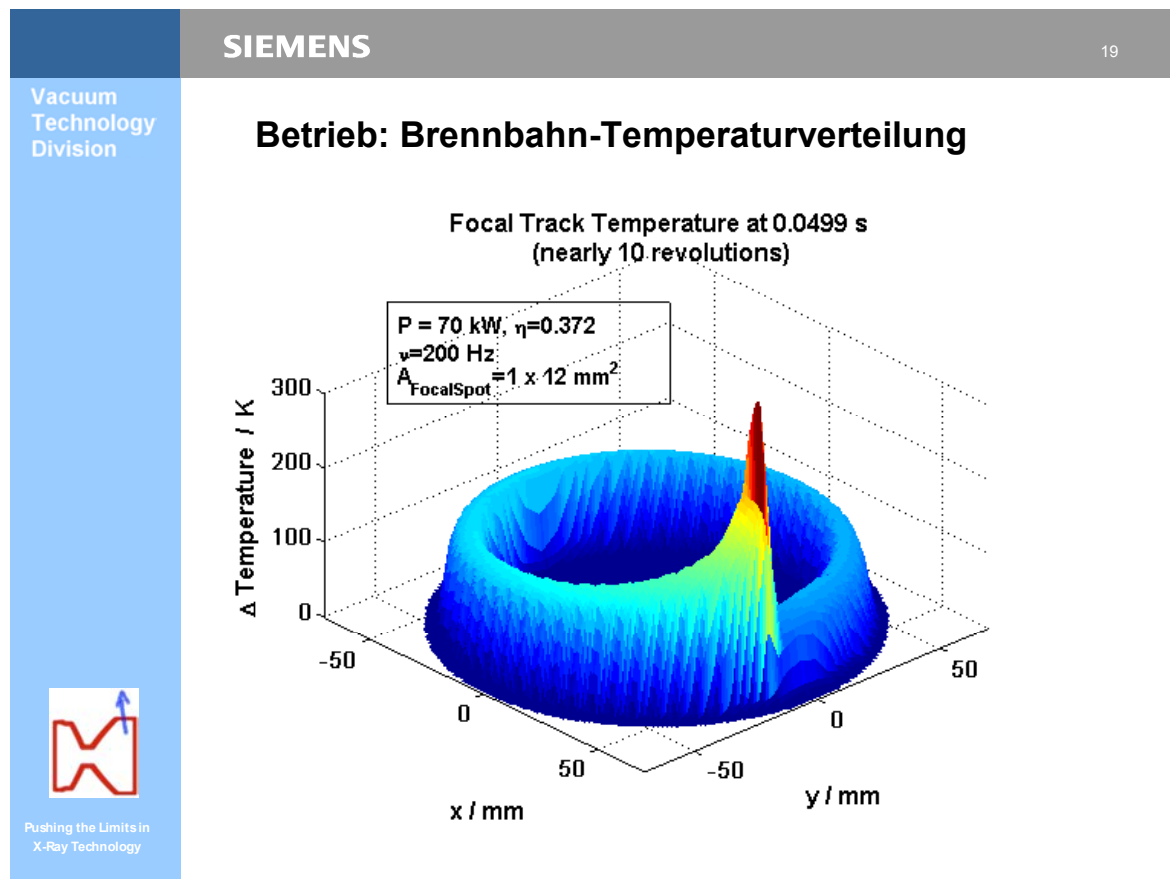
relativ träger Wärmespeicher, der zunächst die komplette Wärmemenge aufnimmt und sie im Verlauf einiger Minuten an die Umgebung per Wärmestrahlung abgibt; maximale mittlere Tellertemperaturen bei ca. 1200 °C (nicht bei Drehkolbentechnologie).

Kühlöl:

Dieses nimmt die abgeführte Wärmemenge komplett auf und führt sie über weitere Transportsysteme an die Umgebung ab; konstante Temperatur mit maximal 80°C.

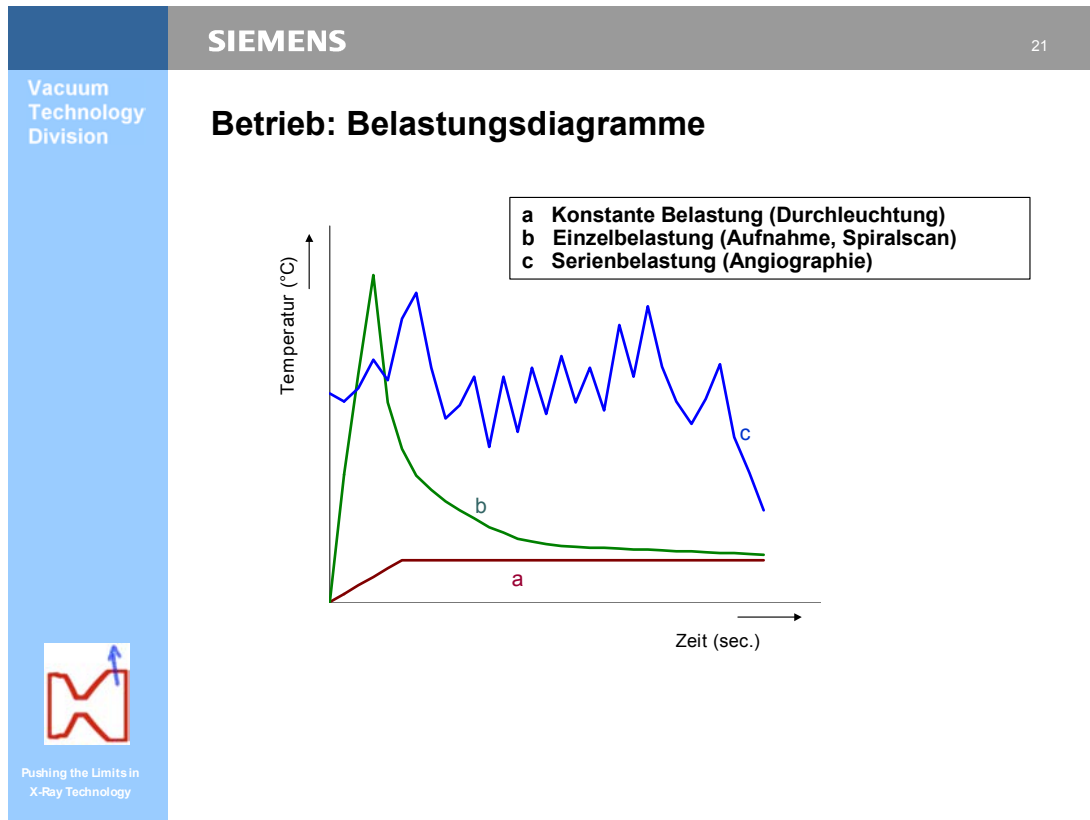
Die oben beschriebenen unterschiedlichen Temperaturbereiche auf einer Drehanode sind in nachfolgendem Beispiel illustriert. Brennfleckhub und erhöhte Brennringtemperatur sind gut zu erkennen.

Eingangsparameter für die Berechnung sind ein Anodendurchmesser von 100 mm, 70 kW Strahlleistung in einen elektronischen Brennfleck von 1 mm x 12 mm (Breite x Länge), Drehzahl 200 Hz, Momentaufnahme nach 10 Umdrehungen (50 ms) nach Belastungsbeginn:



2. Beispiele von Belastungsdiagrammen:

Durchleuchtung (a): Die Anode der Röntgenröhre wird kaum und weitgehend konstant belastet; die Tellertemperatur bleibt dabei relativ niedrig.



Einzelbelastung (b): Die Tellertemperatur (und auch Brennbahn- und Fokustemperatur) steigt kurzfristig sehr hoch an und fällt nach erfolgter Aufnahme exponentiell ab.

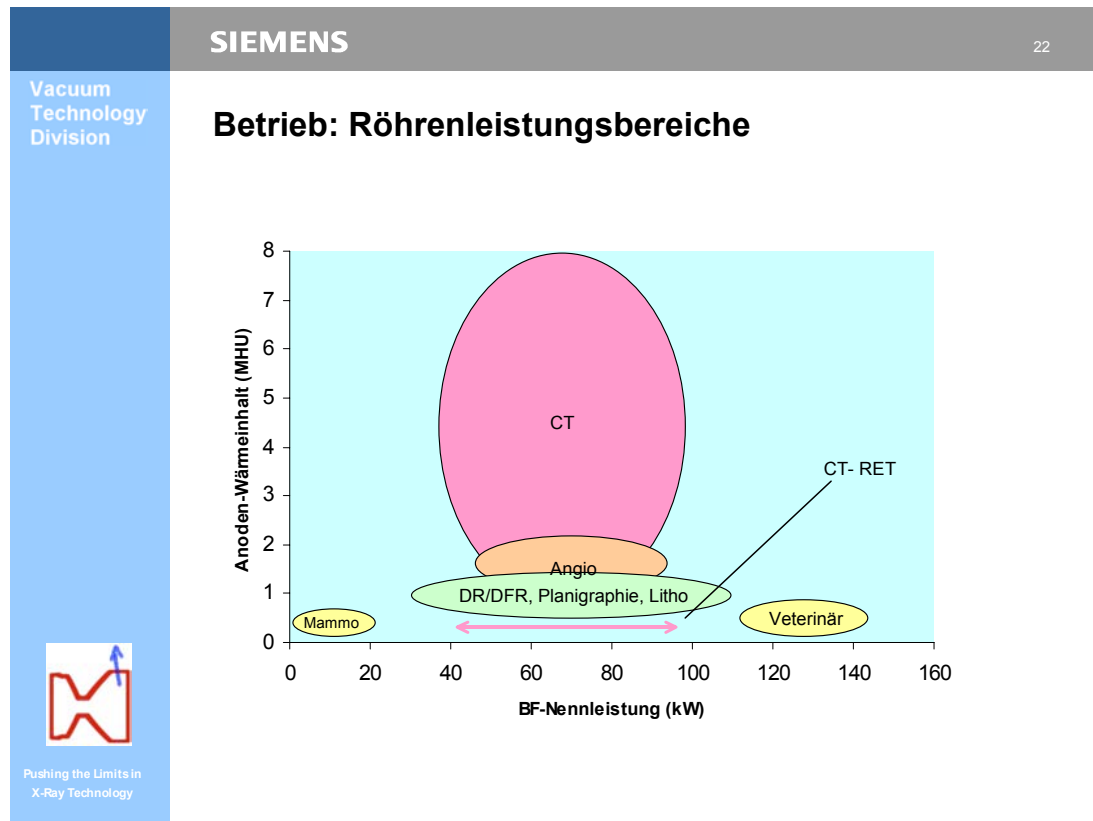
Angiographie (c): Der ständige Wechsel der Betriebszustände zwischen (gepulster) Durchleuchtung, Kinoserien, DSA, etc. sorgt für höchste thermische Wechselbeanspruchungen.

Computertomographie: Ähnliches gilt für CT-Anwendungen mit raschem Wechsel zwischen Topogrammen, Serien- oder Spiralscans.

3. Röhrenleistungsbereich in der Diagnostik:

In der Routinediagnostik wie z.B. bei Bucky-Tischen, Planigraphie, Mammographie, DR/DFR, Urologie, Lithotripsie, Angiographie etc. ist die Kurzzeitleistung entscheidend. In diesem Einsatzgebiet werden aufgrund der höheren Brennfleckbelastbarkeit vorwiegend Röntgenröhren mit ≥ 150 Hz Anodenantriebsfrequenz eingesetzt.

Seit mehreren Jahrzehnten hat sich die Computertomographie in der Diagnostik etabliert. Hier liegt der Schwerpunkt allerdings weniger auf der Brennfleck-Kurzleistung (deren



Maximierung gleichwohl von Interesse ist) als vielmehr auf der Strahler-Dauerleistung. Ein geringerer Anodenantrieb (bis zu 100 Hz) ist deshalb ausreichend, jedoch verlangt die CT ein hohes Anoden-Wärmespeichervermögen (oder, siehe Drehkolbensystem, eine effiziente Anodenkühlung). Bedingt durch den hohen Energieumsatz ist eine Zusatzumlaufkühlung durch einen externen Wärmeaustauscher beim Strahler unabdingbar.

4. Überlastschutz-Systeme

Man unterscheidet direkte und indirekte Messsysteme.

Die direkte Messwerterfassung erfolgt unmittelbar am Strahler wie z.B. Öldruck, Öltemperatur, Kühlungsüberwachung, Tellerterperatur.

Letztere wird beim System LOADIX[®] mittels Sensor, der die Helligkeit des Anodentellers bestimmt, gemessen. Diese Systeme werden allerdings mehr und mehr durch indirekte Systeme ersetzt.

Zum indirekten Überlastungsschutz gehört die generatorintegrierte Belastungsautomatik. Die dabei maximal einstellbaren Aufnahmewerte sind jedoch allein kein ausreichender Schutz vor Überlastung während des Betriebes, da die Aufnahmefolge unberücksichtigt bleibt.

Eine Aufnahmeblockierung bietet wohl den wirksamsten Überlastungsschutz, ist aber nicht immer anwendbar und kann den Untersuchungsablauf empfindlich stören.

Die Entwicklung von Belastungscomputern (Lastrechtern) im System bilden die optimale Lösung, vorausgesetzt Strahler und Generator sind vom gleichen Hersteller oder zumindest aufeinander abgestimmt. Die permanente online-Kommunikation aller Komponenten ermöglicht das sofortige Erkennen des thermischen Belastungszustandes mit frühzeitiger Warnung vor Überlastung bzw. Planung der möglichen Untersuchungsmodi.

Betrieb: Überlastungsschutz**Strahler**

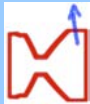
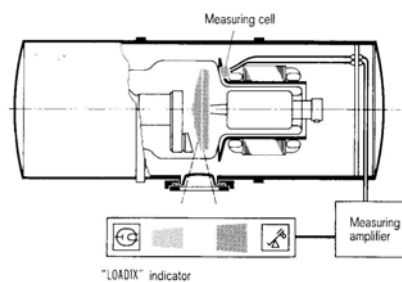
direkt

- Öldruck, -temperatur
- Tellertemperatur
- Kühlungsüberwachung, etc.

indirekt

System

- Belastungsautomatik
- Aufnahmeblockierung
- Belastungsrechner

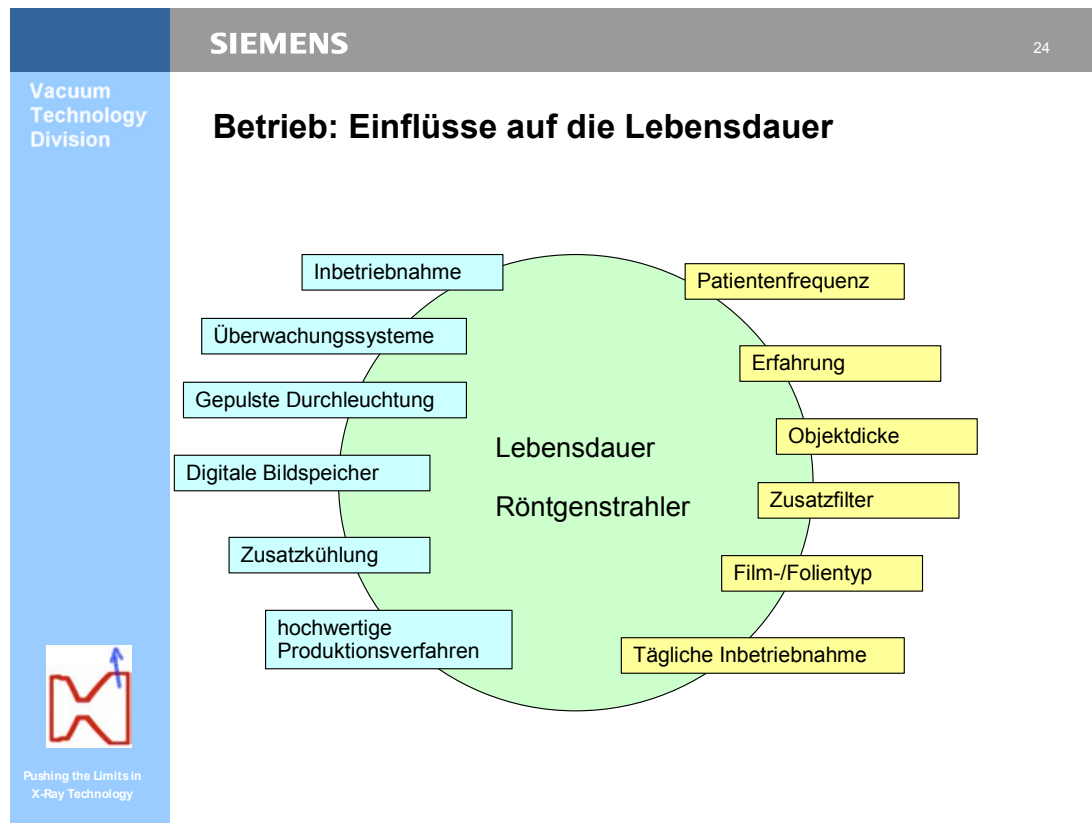
Pushing the Limits in
X-Ray Technology**G. Lebensdauer von Röntgenstrahlern**

Sowohl Hersteller (Know-how, Konzeption, Systemdesign, Produktqualität, Service, Beratung) als auch Anwender (Schulung, Arbeitsweise) nehmen Einfluss auf die Strahler-Lebensdauer.

Strahler-Inbetriebnahme: Generatoren mit selbstlernendem Heizkreis bilden mit dem jeweiligen Strahlertyp ein abgestimmtes System. Das geschulte Service-Personal sorgt für vorschriftengerechte Installation und führt anlagenbezogene Funktionstests, Konditionierprogramme, etc. durch. Dies bildet die Basis für eine sichere Funktion.

Überwachungssysteme bedeuten Warnung und Schutz vor Überlastung während des Betriebes.

Gepulste Durchleuchtung reduziert einerseits die Strahlenexposition der Patienten und trägt andererseits zur Lebensdauererlängerung bei.



Digitale Bildspeicher: Mit dem Einsatz von Zwischenwertspeichern bei Durchleuchtung und Aufnahme kann 50% und mehr Dosis eingespart werden.

Zusatzkühlung wird bei höher beanspruchten Arbeitsplätzen eingesetzt, die eine thermische Entlastung fordern, um den Verschleiß von Komponenten zu mindern.

Hochwertige Produktionsverfahren sorgen für höchstmögliche Qualität der Einzelkomponenten bei der Herstellung; die Verwendung von speziellen Materialien und Werkstoffen mindert den Verschleiß: z.B. durch den Einsatz von modernen Verbundanoden wird der Rückgang der Dosisleistung reduziert.

Erfahrung: Planung des Untersuchungsablaufes beeinflusst die Aufheizzyklen der Röntgenröhre. Oder: eine lange Vorbereitungszeit bis Aufnahmeauslösung erhöht den Wendelverschleiß. Oder: Aufnahmen müssen in kurzer Zeit wiederholt werden infolge von Fehlbelichtungen durch falsche Objektpositionierung.

Objektdicke: Die Einstellung empfohlener Aufnahmeparameter liefert optimale Bildqualität und kann Lebensdauer positiv beeinflussen

Zusatzfilter dienen der Bildqualitätsverbesserung (Strahlenaufhärtung) bei gleichzeitiger Senkung der Patientenhautdosis. Die Strahlerbeanspruchung ist zwar höher, aber hier ist die medizinische Diagnostizierbarkeit vorrangig.

Film-/ Folientyp: Der Einsatz höherempfindlicher Medien bewirkt eine Lebensdauererlängerung und Reduzierung der Strahlenexposition und ermöglicht kürzere Belichtungszeiten und Kontraststeigerung, jedoch bei verringerter Detailerkennbarkeit.

Tägliche Inbetriebnahme: Bei allen Hochleistungsrohren wird in der Regel ein warm-up nach längerer Stillstandszeit (morgens) empfohlen; z.T ist dies, wie bei CT-Anlagen in der Anlagensoftware bereits vollautomatisch integriert. Nach längeren Ausserbetriebnahmezeiten (z.B. Transport oder Anlagenumbau) wird ein erneutes Einfahren bzw. Gettern der Röhre empfohlen.