Zulässigkeitskriterien für radiologische (einschließlich strahlentherapeutischer) und nuklearmedizinische Anlagen

Strahlenschutz Nr. 91

Vorwort

Maßgebend für die Tätigkeit der Europäischen Kommission im Strahlenschutzbereich sind der Euratom-Vertrag und die daraus resultierenden Richtlinien des Rates.

Im Vordergrund steht dabei die Grundnormenrichtlinie über den Schutz strahlenexponierter Arbeitskräfte und der Bevölkerung (80/836/Euratom), die 1996 überarbeitet worden ist (96/29/Euratom).

Im Jahre 1984 hat der Rat hierzu eine ergänzende Richtlinie über den Strahlenschutz bei ärztlichen Untersuchungen und Behandlungen erlassen (84/466/Euratom), die 1997 überarbeitet wurde (97/43/Euratom).

Beide Richtlinien verlangen die Aufstellung von Kriterien für die Zulässigkeit der radiologischen (einschließlich strahlentherapeutischen) und nuklearmedizinischen Anlagen durch die Mitgliedstaaten.

Wie die Erfahrung gezeigt hat, ist die Aufstellung solcher Kriterien speziell bei den anlagentechnischen Parametern mitunter mit Schwierigkeiten verbunden.

Die Kommission hat daher 1990 die Initiative ergriffen, unter Mitwirkung eines Fachmanns (Bland, N.R.P.B.) Beispiele für solche Zulässigkeitskriterien zu erarbeiten.

Auf zwei konstruktiven Treffen mit den zuständigen Behörden der Mitgliedstaaten (am 18.9.1992 und 30.3.1994) wurde die Notwendigkeit einer Ausweitung auf spezifische radiologische und nuklearmedizinische Anlagen festgestellt. 1995 wurde dann eine Umfrage unter den zuständigen Behörden durchgeführt (Kal & Zoetelief), um eine Bestandsaufnahme vorzunehmen und zusätzliche Kriterien für solche Anlagen vorzuschlagen.

Der entsprechende, mit Daten aus anderen Quellen ergänzte Bericht wurde dann mit den zuständigen Behörden in Luxemburg am 4. und 5. September 1996 diskutiert.

Als Ergebnis wurde ein breites Spektrum von Zulässigkeitskriterien für radiologische, strahlentherapeutische und nuklearmedizinische Anlagen entwickelt. Diese Kriterien sind für die Mitgliedstaaten nicht verbindlich, sollen aber die zuständigen Behörden bei ihrer Aufgabe zur Festlegung bzw. Überprüfung der auch als “ Mindestkriterien” bezeichneten Zulässigkeitskriterien unterstützen. Dabei handelt es sich nicht um die Anforderungen an Auslegung und Bau radiologischer und nuklearmedizinischer Anlagen, wie sie in Anhang I, Teil 2, Ziffer 11,5 der Richtlinie des Rates über medizintechnische Geräte erwähnt werden (93/42/EWG).

Dieser Bericht wird regelmäßig auf den neuesten wissenschaftlichen und technischen Stand gebracht.

Er gehört zu einer Reihe technischer Anleitungen zu verschiedenen Themen, die die Durchführung der Richtlinie über medizinische Strahlenexpositionen erleichtern sollen. Ich hoffe, daß die Broschüre zur ständigen Verbesserung des Strahlenschutzes im medizinischen Bereich beitragen wird.

Suzanne FRIGREN
Direktor Nukleare Sicherheit und
Katastrophenschutz

INHALT

EINLEITUNG 4

1. ALLGEMEINE RÖNTGENDIAGNOSTIKANLAGEN 5

2. FILMVERARBEITUNG, EIGENSCHAFTEN DER BILDEMPFÄNGER UND BETRACHTUNGSBEDINGUNGEN 8

3. FLUOROSKOPIE 10

4. KONVENTIONELLE UND COMPUTERTOMOGRAPHIE 11

4.1 Konventionelle Tomographie 11

4.2 Computertomographie 11

5. RÖNTGENAUFNAHMEN DER ZÄHNE 13

6. MAMMOGRAPHIE 14

6.1 Röntgenstrahlengeneration und Steuerung 14

6.2 Bucky und Bildempfänger 15

6.3 Filmverarbeitung 15

6.4 Betrachtungsbedingungen 16

6.5 Systemeigenschaften 16

7. STRAHLENTHERAPIE 17

8. NUKLEARMEDIZIN 19

Einleitung

In diesem Bericht sollen Mindestleistungsstandards angegeben werden. Die hier dargestellten Kriterien sollen als “Korrekturniveaus” gelten, d. h. Leistungsniveaus, bei denen Gegenmaßnahmen eingeleitet werden müssen. Grundlage für Gegenmaßnahmen ist dabei die verbindliche Bewertung der Geräteleistung. Nach einer solchen Bewertung sollte man sich auf eine sinnvolle Terminplanung für die Abhilfemaßnahmen einigen (Ausmusterung oder Austausch der Anlagen, Überholung) bzw. darauf, unter welchen Voraussetzungen eine Weiterbenutzung möglich ist. Zur Ursachenfeststellung der Leistungsänderung können gründlichere und präzisere Messungen notwendig sein. Es sei darauf hingewiesen, daß die vorgeschlagenen Kriterien nicht als empfohlene Werte für Qualitätskontrollzwecke herangezogen werden sollten.

In diesem Bericht werden Diagnostikanlagen im allgemeinen, Spezialanlagen wie konventionelle und Computertomographie, zahnärztliche Röntgengeräte, Mammographie, strahlentherapeutische und nuklearmedizinische Anlagen untersucht.

Bei der digitalen Radiographie sind die Kenntnisse über Kriterien, die auf der Erfahrung und Sachkunde von Herstellern, zuständigen Behörden und Verwendern beruhen, nach wie vor unzureichend; daher können hierfür zur Zeit keine Kriterien genannt und muß die künftige Entwicklung abgewartet werden.

Die in der pädiatrischen Radiologie benutzten Geräte können sich von den in der Erwachsenenmedizin benutzten Geräten unterscheiden. Allerdings gelten für die Anlagen in der pädiatrischen Radiologie keine anderen Kriterien als in der Medizin im allgemeinen. Zusätzliche Anforderungen ergeben sich aus den besonderen anatomischen Gegebenheiten bei den kleinen Patienten. Eine geeignete Konstruktion der Geräte und wirksame Strahlenabschirmung für das Bedienungspersonal, das sich in der Nähe der Patienten aufhalten muß, ist hier wichtig. Ältere Geräte liefern eventuell bei sehr kurzen Expositionszeiten keine ordnungsgemäßen Resultate; das Gerät darf die Verwendung hochempfindlicher Folien und Filme nicht einschränken. Die Kollimatoren des Pädiatriegeräts müssen auf kleinere Dimensionen, als sie in einfachen Geräten für allgemeine Anwendungen möglich sind, einstellbar sein. In der Praxis ist sorgfältig zu prüfen, ob die Exposition von Kindern stets klinisch gerechtfertigt und das Expositionsniveau in jedem Einzelfall optimiert worden ist (KEG, 1996a).

In Kapitel 1 werden die physikalischen Parameter der Diagnostikanlagen im allgemeinen beschrieben. Für Sonderanwendungen wie in Kapitel 3-6 werden zusätzliche Kriterien formuliert. Werden für die Sonderanwendungen der Kapitel 3-6 keine Kriterien angeführt, so gelten die Kriterien des Kapitels 1. In den Kapiteln 2 und 3 werden Kriterien für die Filmverarbeitung und die konventionelle Fluoroskopie behandelt. Kriterien für konventionelle und Computertomographie enthält Kapitel 4, Kriterien für Zahnaufnahmen Kapitel 5. In Kapitel 6 wird ein Überblick über den Bericht zu den europäischen Leitlinien für die Qualitätssicherung in der Mammographie in bezug auf die Kriterien für Mammographiegeräte gegeben (KEG, 1993; 1996b). Die Schlußkapitel befassen sich mit den Kriterien für strahlentherapeutische und nuklearmedizinische Anlagen. Der Anhang enthält eine Liste mit Abkürzungen, Begriffsbestimmungen und Quellennachweisen.

1. ALLGEMEINE RÖNTGENDIAGNOSTIKANLAGEN

Die Parameter und Kriterien dieses Kapitels gelten für allgemeine Röntgenanlagen, nicht aber für Röntgenspezialanlagen, die in Kapitel 3 bis 6 behandelt werden. So können etwa in der Mammographie strengere Kriterien gelten. Für die in Kapitel 3 bis 6 erfaßten Sonderanwendungen werden zusätzliche Kriterien formuliert. Werden für Spezialanwendungen keine Kriterien angegeben, gelten die Kriterien in Kapitel 1. Ein Kriterium für ein spezifisches Ausrüstungsteil läßt nicht zwangsläufig den Schluß zu, daß dieses Teil – z. B. eine Lichtstrahlblende oder autom. Belichtungssteuerung AEC – auch tatsächlich vorhanden sein muß.

Spannungsgenauigkeit

- Skaleneichung
  Die maximale Abweichung des Anzeigewerts vom tatsächlichen Wert muß unter ± 10 % liegen.
- Schwankungen bei Änderungen des Röhrenstroms
  Die maximale Schwankung soll unter 10 % liegen.
- Genauigkeit der Röhrenspannung
  Für alle Generatoren: bei wiederholten Messungen sollte die Abweichung der Röhrenspannung weniger als ± 5 % vom Mittelwert betragen.

Gesamtfilterung

- Gesamtfilterung im Nutzstrahl mindestens 2,5 mm Al.

Belichtungszeit

- Bei angezeigten Belichtungszeiten über 100 ms sollte die tatsächliche Belichtungszeit im Bereich von ± 10 % der angezeigten Belichtungszeit liegen.

Strahlenleistung

- Größenordnung
  Bei einer Gesamtfilterung von 2,5 mm Al sollte die Leistung größer als 25 ↖ Gy/mAs im Abstand von 1 m bei echtem 80-kV-Betrieb sein.
- Leistungskonstanz
  Die Leistung sollte bei wiederholten Belichtungen, einer gegebenen Röhrenspannung und Filterung in dem in der Praxis benutzten Bereich – z. B. Röhrenspannung 80 kV und Filterung 2,5 mm Al - innerhalb ± 20 % vom Mittelwert konstant sein.
- Schwankungen bei Änderung des angezeigten Stroms
  Die Schwankungen sollten weniger als 15 % betragen.
- Schwankung bei Änderung des Produkts aus angezeigtem Röhrenstrom und Belichtungszeit
  Die Schwankung sollte weniger als 20 % betragen.

Justierung

- Röntgenstrahl-/Lichtstrahljustierung
  Die Summe der Justierungsfehler des visuell definierten Feldes mit der entsprechenden Kante des Röntgenstrahlenfeldes in jeder der Hauptrichtungen sollte 3 % des Abstands vom Fokus zum Zentrum des visuell definierten Feldes, die Summe der Abweichungen in beiden orthogonalen Richtungen 4 % nicht übersteigen.
- Feldjustierung
  Verläuft die Achse des Röntgenstrahls senkrecht zur Ebene des Bildempfängers, sollten das Zentrum des Röntgenstrahlenfeldes und das Zentrum des Bildempfängers auf 2 % des Fokus-Bildempfänger-Abstands genau justiert werden.
- Röntgenstrahl-/Lichtstrahlzentrierung
  Die Justierung der Lichtstrahlblende mit dem Röntgenstrahlzentrum sollte um nicht mehr als ± 1 % des Fokus-Film-Abstands abweichen.
- Lichtstrahl/Bucky-Zentrierung
  Die Justierung der Strahlblende (Fadenkreuz) mit dem Zentrum des Films im Bucky sollte um nicht mehr als ± 1 % des Fokus-Film-Abstands abweichen.
- Orthogonalität von Röntgenstrahl und Bildempfänger
  Der Winkel zwischen der Zentralachse des Röntgenstrahls und der Ebene des Bildempfängers sollte um nicht mehr als 1,5 Grad von 90 Grad abweichen.

Kollimation

- Der Röntgenstrahl ist so auszublenden, daß der gesamte exponierte Bereich bei festem Fokus-Bildempfänger-Abstand innerhalb der Randzonen des gewählten Bildempfängers bleibt.
- Automatische Kollimation
- Der Röntgenstrahl sollte auf jeder Seite des Bildempfängers um nicht mehr als 2% vom Fokus-Bildempfänger-Abstand abweichen. Die Benutzung kleinerer Felder als des gesamten Bildempfängerbereichs sollte möglich sein.

Brennfleckgröße

- Obwohl kein absoluter Standard vorgeschrieben ist, sollten Brennfleckgrößenbestimmungen während der Lebensdauer einer Röhre im Rahmen der Qualitätskontrolle durchgeführt werden, um das Ausmaß etwaiger Beschädigungen zu ermitteln und die Röhre auf weitere Betriebstüchtigkeit zu prüfen.

Raster

- Artefakte
  Eine Röntgenaufnahme des Rasters sollte bei 50 kV gemacht werden. Keine störenden Artefakte sollten sichtbar sein.
- Bewegte Raster
  Die Lamellen eines bewegten Rasters sollten bei der kürzesten in der Praxis benutzten Belichtungszeit im Bild nicht sichtbar sein.

Automatische Belichtungssteuerung (AEC)

- Begrenzung der Überbelichtung
  Die maximale Brennfleckbelastung sollte unter 600 mAs liegen (nicht bei Fluoroskopie und Tomographie).
- Begrenzung der Belichtungszeit (Einzelaufnahme)
  Die Belichtungszeit einer Einzelaufnahme sollte auf maximal 6 s begrenzt werden.
- Die Differenz der optischen Dichte zwischen zwei Belichtungen bei der gleichen AEC-Einstellung – einmal mit kurzer und einmal mit langer Belichtungszeit – sollte weniger als 0,3 OD betragen.
- Bei fester Schwächerdicke sollte die maximale Differenz der optischen Testbilddichte als Funktion des in der Praxis benutzten Röhrenspannungsbereichs ± 0,3 OD nicht überschreiten.
- Bei fester Röhrenspannung sollte die maximale Differenz der optischen Testbilddichte als Funktion der Schwächerdicke ± 0,3 OD des Mittelwerts der optischen Testbilddichten bei den Schwächerdicken des in der Praxis bei dieser Röhrenspannung vorkommenden Patientendickenbereichs nicht überschreiten. Geeignete Phantomdickenabmessungen bei verschiedenen Röhrenspannungen sind vorgeschlagen worden (DIN, 1990).

Durchlaßstrahlung

- Die im Abstand von 1 m vom Fokus gemessene Gehäuse-Durchlaßstrahlung sollte bei der vom Hersteller für die Röhre in diesem Gehäuse angegebenen Höchstleistung in einer Stunde 1 m Gy nicht überschreiten.

2. FILMVERARBEITUNG, EIGENSCHAFTEN DER BILDEMPFÄNGER UND BETRACHTUNGSBEDINGUNGEN

In diesem Kapitel werden Kriterien beschrieben, die gewährleisten sollen, daß die Voraussetzungen für die Herstellung konstanter Röntgenbilder adäquater Qualität auf Röntgen- und Photomaterial geschaffen werden. Für die Mammographie können zusätzliche oder strengere Kriterien gelten, siehe hierzu Kapitel 6.

Verstärkerfolien und -kassetten

- Beschaffenheit und Sauberkeit von Folien und Kassetten
  Auf den belichteten Filmen sollten keine Artefakte sichtbar sein.
- Lichtundurchlässigkeit der Kassetten
  Nach Exposition mit zweimal 10 Minuten (d.h. beide Seiten) am unbelichteten Film im Schaukasten mit einer Helligkeit von mindestens 1000 cd/m2 sollten keine schwarzen Randzonen sichtbar sein.
- Film-Folie-Kontakt
  Die Kassette sollte keine sichtbaren Dichteunterschiede oder Unschärfen auf dem Röntgenbild verursachen.Dies kann beispielsweise mit einem auf die Kassette plazierten Drahtgitter nachgeprüft werden.
- Relative Empfindlichkeit von Film-Folienkombinationen der gleichen Empfindlichkeitsklasse in einer Diagnostikeinheit*
  Die Filmdichten bei gleichen Belichtungsbedingungen (gleiche Dosis, Röhrenspannung, Filterung usw.) sollten um nicht mehr als 0,3 OD bei Film-Folienkombinationen des gleichen Typs abweichen.

Filmverarbeitung

- Schleier und Unterlage
  Schleier und Unterlage sollten den Wert 0,30 OD nicht überschreiten.
- Speed-Index
  Die Abweichung vom Mittelwert sollte 0,20 OD nicht überschreiten
- Kontrastfaktor
  Die Abweichung vom Mittelwert sollte 0,20 OD nicht überschreiten.

Dunkelraum

- Lichteinfall
  Nach Adaptation der Augen während mindestens fünf Minuten an den Dunkelraum darf bei abgeschalteter Dunkelraum- und sonstiger Beleuchtung kein wesentlicher Lichteinfall sichtbar sein.

---

* als Diagnostikeinheit gelten hier solche Röntgenanlagen, die die Film-Folienkombinationen gemeinsam nutzen

– Dunkelraumbeleuchtung
  Ein vorexponierter Film der optischen Einheitsdichte, der im normalen Arbeitsabstand bei eingeschalteter Dunkelraumbeleuchtung und eingeschalteter Beleuchtung in den Nachbarräumen vier Minuten lang Dunkelraumbedingungen ausgesetzt wurde, darf keinen Dichteanstieg um mehr als 0,10 OD gegenüber der gleichen, nicht den Dunkelraumbedingungen ausgesetzten Filmpartie aufweisen.

Betrachtungsbedingungen

– Schaukasten
  Helligkeit mindestens 1700 cd/m2
  Inhomogenität unter 30 %.

– Umgebung
  Hintergrundraumbeleuchtung in 1 m Abstand vom Schaukasten weniger als 50 lux.

3. FLUOROSKOPIE

In diesem Kapitel werden zusätzliche Anforderungen formuliert. Werden keine Kriterien angeführt, so gelten die Kriterien aus Kapitel 1 und 2.

Dosisleistung

Mindestens eine der beiden folgenden Kriterien sollten erfüllt sein:

a) Die maximale Dosisleistung am Eingangsschirm ohne Raster (Durchmesser 25 cm) eines konventionellen Bildverstärkers sollte 0,8 µ Gy/s bei der Exposition eines entsprechenden Phantoms (z. B. 20 cm PMMA) mit automatischer Dosisleistungs-und Helligkeitssteuerung nicht überschreiten.
   Bei Anwendungen mit besonders hoher Dosisleistung, etwa in der interventionellen Radiologie, sollte die maximale Dosisleistung 1,0 µ Gy/s nicht überschreiten.
   Bei anderen Eingangsschirmgrößen kann die Dosisleistung umgekehrt proportional zum Durchmesserquadrat angepaßt werden.

b) Die maximale Dosisleistung einschließlich Rückstreuung an der Haut des Patienten bzw. an der Oberfläche eines Testphantoms (z. B. 25 cm PMMA) an der Frontseite zur Röntgenröhre sollte 100 mGy/min nicht überschreiten.

Auflösung

– Die Auflösung der Bildverstärker-Fernseh-Kombination sollte mindestens 0,8 Lp/mm bei einer Feldgröße von 30 bis 35 cm betragen, ermittelt anhand eines spezifizierten Testobjekts, (z. B. Hüttner Typ 18 Auflösungsgitter oder Leeds-Testobjekt). Bei Feldgrößen von 23 - 25 cm bzw. 15 - 18 cm betragen diese Werte 1,0 bzw. 1,4 Lp/mm. Bei einer Zielaufnahme sollte die Auflösung mindestens 2,0 Lp/mm betragen.

– Kontrastschwelle
  Die auf dem Fernseh-Monitor abgeschätzte Kontrastschwelle im Automatikbetrieb sollte 4 % oder weniger betragen.

Timer

– Nach Ablauf einer vorbestimmten integrierten Fluoroskopiezeit von max. 10 min. sollte eine automatische Abschaltung erfolgen. Spätestens 30 s vorher sollte durch ein akustisches Signal vorgewarnt werden, damit bei notwendiger Verlängerung der Exposition das Gerät neu eingestellt werden kann.

Kinematographie

– Bei Kinematographie-Untersuchungen mit einem 23-cm-Durchmesser-Bildverstärker sollte die Eingangsdosisleistung weniger als 0,20 µ Gy/Bild betragen. Typische Patienten-Eingangsdosisleistungen sind 0,10 bis 0,30 Gy/min bei 25 Bildern/s mit einem 20-cm-PMMA-Phantom.

Strahlungs- Bildfeldgröße

– Das Verhältnis des Strahlungsfeldbereichs und der Bildverstärker-Eingangsfläche sollte 1,15 nicht überschreiten. Als gute Praxis gilt, wenn die Ränder der Kollimatoren im Fernsehbild sichtbar sind.

4. KONVENTIONELLE UND COMPUTERTOMOGRAPHIE

In diesem Kapitel werden zusätzliche Anforderungen an konventionelle und Computertomographie formuliert. Werden keine neuen Kriterien angeführt, so gelten die Kriterien aus Kapitel 1 und 2.

4.1 Konventionelle Tomographie

Schnitthöhe

– Toleranz zwischen angezeigter und gemessener Schnitthöhe ± 5 mm.

Anhebung der Schnittebenen

– Bei Anhebung der tomographischen Schnittebenen sollte die Schnitthöhe jeweils auf ± 2 mm genau reproduzierbar sein.

Expositionswinkel

– Toleranz zwischen angezeigtem und gemessenem Expositionswinkel bei Gerätebetrieb mit Winkeln über 30° ± 5°, bei kleineren Winkeln ist eine bessere Übereinstimmung erforderlich.

Schnitthöhengleichmäßigkeit

– Die Bilddichte des Lochs in einer Bleiplatte sollte nahezu gleichmäßig sein oder ihre Gleichmäßigkeit sollte je nach dem für das jeweilige Tomographiegerät erwarteten Muster variieren. Das Bild sollte keine unerwarteten Überschneidungen, Belichtungsunstimmigkeiten oder Bewegungsasymmetrien aufweisen.

Räumliche Auflösung

– Das Tomographiegerät sollte ein # 40 mesh screenpattern auflösen (1,6 Lp/mm).

4.2 Computertomographie

Bildrauschen

– Die Standardabweichung der CT-Zahlenwerte im zentralen 500-mm^2-Interessenbereich bei einem wasser- oder gewebeäquivalenten Phantom sollte nicht um mehr als 20% vom Mittelwert abweichen.

CT-Zahlenwerte

– Die Abweichung der CT-Zahlenwerte bei wasser- oder gewebeäquivalentem Material und Materialien unterschiedlicher Dichten in einer konstanten Position im Feld sollte weniger als ± 20 HE bzw. 5% betragen.

Konsistenz der CT-Zahlen

– Die Standardabweichung vom Mittelwert der über einen Interessenbereich von 500 mm^2 gemittelten CT-Zahlen bei wasser- oder gewebeäquivalentem Material im Zentrum und Randbereich von Phantomen sollte maximal 1,5% betragen.

CT-Dosisindex (CTDI)

– Die CTDI-Messungen der Einzelschicht bei jedem verfügbaren strahlenformenden Filter und jeder verfügbaren Schichtdicke sollten um nicht mehr als ± 20% vom Mittelwert abweichen.

Bestrahlte Schichtdicke

– Die volle Breite beim halben Maximum des Dosisprofils sollte um nicht mehr als ± 20% vom Mittelwert abweichen.

Hochkontrastauflösung (räumliche Auflösung)

– Die Messungen der vollen Breite beim halben Maximum der Punktverwaschungsfunktion eines Stifts bzw. die Kantenkontrast-Übertragungsfunktion einer Kante sollten um nicht mehr als ± 20% vom Mittelwert abweichen.

Niedrigkontrastauflösung

– In ein gleichförmiges Körper-Wasser-Phantom eingeführte Polystyrolstifte von 0,35 cm Durchmesser sollten im Bild sichtbar sein.

5. RÖNTGENAUFNAHMEN DER ZÄHNE

In diesem Kapitel werden zusätzliche Anforderungen an zahnärztliche Röntgengeräte formuliert. Werden keine speziellen Kriterien angeführt, so gelten die Kriterien der Kapitel 1 und 2.

Die Kriterien in diesem Kapitel gelten für Röntgeneinrichtungen mit intraoralem Film (beziehungsweise bei der gleichen Einrichtung mit extraoralem Film), jedoch ohne Panorama-Röntgeneinrichtungen. Die Anwendung der Kriterien auf Panoramagerät ist möglich, doch ist dann darauf zu achten, daß die gewählten Kriterien für diese Anwendung geeignet sind. Für Kephalometrie-Anlagen können die Kriterien des Kapitels 1 angewandt werden.

Strahlenqualität

– Die Betriebsspannung der Röhre sollte mindestens 50 kV betragen.

Filterung

– Die Filterung im Nutzstrahl sollte mindestens 1,5 mm Al bei Röhrenspannungen von bis 70 kV und 2,5 mm bei über 70 kV betragen.

Fokus-Haut-Abstand

– Der Fokus-Haut-Abstand sollte bei Anlagen mit maximalen einstellbaren Röhrenspannungen über 60 kV 20 cm, bei maximalen einstellbaren Röhrenspannungen von 60 kV und darunter mindestens 10 cm betragen.

Strahlgröße

– Der Feldgrößendurchmesser sollte am äußeren Ende des Strahlapplikators maximal 60 mm betragen.

Timer

– Genauigkeit max. 20 %.

– Präzision max. 10 %.

Leistung

– Bei Röhrenspannungen im Bereich 50 bis 70 kV sollte die Leistung in 1 m Abstand vom Fokus 30 bis 80 µ Gy/mAs betragen.

6. MAMMOGRAPHIE

Die in diesem Kapitel beschriebenen Werte beruhen auf Empfehlungen in den Europäischen Leitlinien zur Qualitätssicherung beim Mammographie-Screening (KEG, 1996b).

6.1 Röntgenstrahlengeneration und Steuerung

Röntgenquelle

Dosisleistung

– Die Dosisleistung in gleichem Abstand wie der Fokus-Film-Abstand sollte mindestens 7,5 mGy/s betragen.

Quelle-Bild-Abstand

– Quelle-Bild-Abstand nach Herstellerspezifikation, typisch ≥ 600 mm

Justierung Röntgenstrahlenfeld/Bildempfänger

– Thoraxseitig: Überstand der Röntgenstrahlen über den Film max. 5 mm. Lateral: die Röntgenstrahlen sollten den Film kantengenau abdecken.

Röhrenspannung

Genauigkeit und Präzision

– Genauigkeit bei Röhrenspannungen im Bereich 25 bis 31 kV weniger als ± 1 kV; Präzision weniger als ± 0,5 kV.

Automatische Belichtungssteuerung (AEC)

Kontrolle der optischen Dichte

– Die optische Dichte (einschließlich Unterlage und Schleier) am Bezugspunkt des entwickelten Films sollte innerhalb von ± 0,15 OD zum Zielwert bleiben. Typischer Zielwert im Bereich 1,3 bis 1,8 OD einschließlich Unterlage und Schleier.

– Stufengröße zur Kontrolle der optischen Dichte im Bereich 0,10 bis 0,20 OD je Stufe.

Kurzzeitpräzision

– Abweichung des Mittelwerts weniger als 5 %.

Langzeitpräzision

– Langzeitpräzision besser als ± 0,20 OD des Mittelwerts der optischen Dichte.

Objektdickenausgleich

– Alle Objekt-Dichteschwankungen sollten im Bereich ± 0,15 OD - bezogen auf die routinemäßige optische Dichte - bleiben.

Röhrenspannungsausgleich

– Alle optischen Dichteschwankungen sollten im Bereich ± 0,15 OD bleiben.

Kompression

Kompressionskraft

– Die Kompression des Brustgewebes sollte fest, aber erträglich sein. Ein Optimalwert für die Kompressionskraft ist nicht bekannt, doch sollte die angewandte Kompression und die Präzision der Indikation sehr sorgfältig erfolgen. Die maximale automatisch angewandte Kraft sollte im Bereich 130 bis 200 N liegen (≈ 13 bis 20 kg).

Ausrichtung der Kompressionsplatte

– Es ist nur eine minimale Fehlausrichtung zulässig, weniger als 15 mm ist bei asymmetrischer Belastung und in Richtung auf die Brustwarze vertretbar, weniger als 5 mm bei symmetrischer Belastung.

6.2 Bucky und Bildempfänger

Streustrahlenraster

– Der Rastersystemexpositionsfaktor sollte ⇔ 3 betragen.

Kassettenempfindlichkeit und Schwankung des optischen Dichtebereichs bei Exposition mit den gleichen Einstellungen der Röntgenanlage mit AEC

– Der Expositionsbereich in mGy (bzw. mAs) sollte bei allen Kassetten innerhalb ±5 % liegen.

– Die maximale Differenz der optischen Dichte zwischen allen Kassetten sollte unter 0,20 OD betragen.

6.3 Filmverarbeitung

Filmverarbeitung

– Unterlage und Schleier (Dmin)
  Dmin sollte 0,2 OD betragen.

– Speed-Index
  Referenz zu Mittelwert ± 10 %.

– Kontrast
  Der mittlere Gradiant (Mgrad) sollte > als 2,8 sein.

– Tagesleistung
  Die Tagesleistung des Prozessors kann sensitometrisch bewertet werden. Nach einer täglichen Benutzungsdauer von rd. einer Stunde morgens zu etwa der gleichen Zeit ist eine Sensitometrie durchzuführen. Die Variabilität der Parameter kann über eine bestimmte Zeitspanne, z. B. einen Monat, berechnet werden.
  Die Variabilität bei allen Parametern sollte unter ± 10 % liegen.

Dunkelraum

Siehe Kapitel 1 und folgende zusätzliche Kriterien:

Film- Hopper- und Kassetten

– Keine zusätzliche Schleierbildung.

6.4 Betrachtungsbedingungen

Schaukasten

– Helligkeit im Bereich 2000-6000 cd/m^2. Raumbeleuchtung unter 50 lux.

6.5 Systemeigenschaften

Bezugsdosis

– Luft-Kerma Eingangsbereich ⇔ 10 mGy bei einem 40-mm-PMMA-Phantom, ⇔ 12 mGy bei 45-mm-PMMA und ⇔ 20 mGy bei 50-mm-PMMA.

Bildqualität

– Räumliche Auflösung
  Auflösung in beiden Richtungen über 12 Lp/mm bei Messung mit Testobjektanordnung 4 cm über Tisch (auf PMMA) und an Mittellinie, 6 cm von Brustwandseite des Films.

– Schwellenkontrastsichtbarkeit
  Bei Kontrastmessungen von Großdetails mit Testobjekt in 45 mm dickem PMMA-Phantom wird ein Grenzwert < 1,3 %-Kontrast bei einem 6-mm-Detail empfohlen.

Expositionszeit

– Expositionszeit bei 45-mm-PMMA-Phantom unter 2 s.

7. STRAHLENTHERAPIE

Diese Kriterien gelten für den normalen klinischen Einsatz der Strahlentherapieanlagen und nicht (unbedingt) für Brachytherapie, intraoperative, dynamische, palliative und Ganzkörper-Strahlentherapieausrüstung. Therapiesimulatoren werden nicht behandelt. Wie in der Einleitung ausgeführt, können die aufgeführten Kriterien als Korrekturniveaus benutzt werden, bei denen Gegenmaßnahmen getroffen werden müssen. In sehr seltenen Fällen könnte es gerechtfertigt sein, das Gerät klinisch auch dann zu benutzen, wenn das Korrekturniveau überschritten worden ist. Eine solche Entscheidung kann aber nur nach sorgfältiger Prüfung durch den verantwortlichen klinischen Physiker unter Mitwirkung der Kliniker und des Röntgenpersonals getroffen werden. So verlangen etwa kurative Behandlungen eine große Stabilität der Behandlungstischhöhe, speziell bei der Seitenbestrahlung. Kann aus mechanischen Gründen die Tischhöhe nicht innerhalb des Toleranzbereichs justiert werden, kann dennoch die Durchführung palliativer Posterior-anterior- bzw. Anterior-posterior-Behandlungen gerechtfertigt sein, wenn überhaupt keine Alternativen vorhanden sind.

Die Werte in Tabelle 7.1 beruhen auf Empfehlungen der WHO (1988) und NCS (1995), mit einigen Änderungen.

Tabelle 7.1: Tests über mechanische, geometrische und Strahlungsleistung und über die Lichtfeldgenauigkeit mit entsprechenden Korrekturwerten

Test	Korrekturwert
– Gantry-Rotation	± 1°
– Yoke-Rotation	± 0,2°
– Isozentrum	± 2 mm
– Quelle-Abstand-Indikatoren	± 2 mm
– Strahlachsenindikatoren	± 2 mm
– Numerische Feldindikatoren	± 2 mm
– Lichtfeldanzeige	± 2 mm
– Rotation Kollimationssystem	± 1°
– Patientenlagerung	
▫ Seit- und Längsskalen	2 mm
▫ vertikalen Skalen	2 mm
▫ vertikale Abweichung (bei Patientenbelastung)	5 mm
– Behandlungsprüfsysteme: (Gantry-Winkel, Feldgröße, Kollimatorrotation, Behandlungszeit oder Monitoreinheiten, Strahlungsenergie usw.)	Herstellerspezifikation
– Immobilisierungsvorrichtungen (Abdrücke, Gips, Brust-Brücken, Kopf-, Arm- oder Beinstützen, Mundsperre usw.)	± 2 mm
– Patienten-Ausrichtungsvorrichtungen	± 2 mm
Strahlungsleistung und Lichtfeldgenauigkeit	
– Lichtfeldanzeige (Dichtemessungen)	± 1 mm je Kante
– Zentralachsen-Dosiskalibrierung in Bezugsposition am Phantom	± 3% (Photonen) ± 4% (Elektronen)

– Konstanzprüfungen	
Kobalt 60- und Cäsium-137-Einheiten:	± 2%
Orthovolt-Röntgenanlagen	± 2%
Beschleuniger	± 2%
– Monitor-Linearität	± 1%
– Timer von Kobalt-60-Einheit	± 0,01 min
– Prüfung Elektronen/Photonen	Strahlenart sollte korrekt sein
– Röntgenstrahl	
Flachheit	± 3%
Symmetrie	± 3%
– Kobalt-60- und Cäsium-137-Einheiten	
Strahlsymmetrie	± 3%
– Orthovolt-Röntgenanlagen	
Strahlsymmetrie	± 6%
– Elektronenstrahlen	
Flachheit und Symmetrie	± 3%
– Transmissionsfaktor von Keilen und Kompensatoren	± 2%
– Dosisüberwachungssystem	
Präzision	± 0,5%
Linearität	± 1%
Dosisleistungseffekt	± 2%
Stabilität	± 2%
Gantry-Winkel	± 3%

Behandlungsplanungsystem (ICRU, 1986)

- Eine computerisierte Dosisverteilung kann als hinreichend genau gelten, wenn die berechnete und gemessene Dosis um weniger als 2% an behandlungsrelevaten Stellen voneinander abweichen.
- In Bereichen mit sehr steilen Dosisgradienten sollte die festgestellte Position einer gegebenen Isodosis-Kurve um weniger als 0,3 cm von der errechneten Position abweichen.

8. NUKLEARMEDIZIN

Die hier angeführten Kriterien beziehen sich auf Tests, die regelmäßig und problemlos in nuklearmedizinischen Abteilungen durchgeführt werden können. Werden die Kriterien nicht erreicht, sollte dies als Hinweis auf die Notwendigkeit gewertet werden, weitere Untersuchungen zur Ursachenfeststellung und zur Ermittlung von Abhilfemaßnahmen durchzuführen. Die Kriterien für Gammakameras für Planar- und SPECT-Einsatz und Isotopenkalibrator stammen aus dem IPSM-Bericht 65 (IPSM, 1992).

Gammakamera (Hochauflösungskollimator - ^{99m}TC)

Gleichmäßigkeit

– Die Schwankung sollte in dem benutzten Feld unter ⇧ 10% liegen. Testdurchführung mit und ohne Kollimator und an spezifizierten Energiefenstern (E ⇧ 10%).

Empfindlichkeit

– Die Empfindlichkeit (Fähigkeit zum Nachweis von Gammastrahlung einer radioaktiven Quelle in cps/MBq) sollte um weniger als 20 % vom Mittelwert abweichen.

Rotationszentrum (SPECT)

– Die Abweichung des Rotationszentrums sollte innerhalb eines halben Pixel stabil sein.

Mehrkopfkamera

Empfindlichkeit

– Empfindlichkeitsunterschiede zwischen den einzelnen Köpfen unter 10 %.

Geometrie

– Die Pixel/Pixelkorrespondenz bei Gegensichtaufnahmen sollte im Halb-Pixel-Bereich liegen.

Isotopenkalibrator

Linearität

– Linearität im benutzten Aktivitätsbereich weniger als ⇧ 5 %.

*Reproduzierbarkei*t

– Reproduzierbarkeit weniger als ⇧ 5 %.

Genauigkeit

– Die Instrumentengenauigkeit sollte bei Gammastrahlern mit Energien über 100 keV unter 5%, bei Betastrahlern und Niederenergie-Gammastrahlern unter 10 % liegen.

Anhang A1 - ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

AEC: Automatische Belichtungssteuerung

CT: Computertomographie

CTDI: Computertomographie-Dosisindex

GD: Generaldirektion

EG: Europäische Gemeinschaft

FHA: Fokus-Haut-Abstand

HE: Hounsfield-Einheit (HE = $1000/(\mu/\mu_0-1)$; dabei ist μ der lineare Schwächungskoeffizient für das betreffende Gewebe und μ_0 der lineare Schwächungskoeffizient für Wasser. Die CT-Zahl für Luft liegt bei -1000, die für Wasser erhält den Wert 0, wobei 1 HE etwa 0,1 % des linearen Schwächungskoeffizienten für Wasser entspricht.

HWS: Halbwertschicht

ICRU: Internationale Kommission für radiologische Einheiten und Messungen

IEC: Internationale Elektrotechnische Kommission

IPSM: Institut für physikalische Wissenschaften in der Medizin

KEG: Kommission der Europäischen Gemeinschaften

NCS: Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie

NEMA: National Electrical Manufacturers' Association

OD: Optische Dichte

PMMA: Polymethylmethacrylat

SPECT: Einzelphotonemission-CT

TNO: Niederländische Organisation für angewandte wissenschaftliche Forschung

WHO: Weltgesundheitsorganisation

ANHANG A2 - BEGRIFFSBESTIMMUNGEN

Die hier gegebenen Begriffsbestimmungen sind möglicherweise nicht universell anwendbar, geben aber die Bedeutung des Ausdrucks in diesem Dokument wieder.

Abweichung:

– Prozentuale Differenz zwischen Meßwert (m) und Sollwert (p): (m/p-1) x 100 %.

Automatische Belichtungssteuerung (AEC):

– Betriebsart eines Röntgengeräts, bei der die Röhrenbelastung automatisch gesteuert und bei Erreichen einer voreingestellten Exposition beendet wird. Das Röhrenpotential kann automatisch gesteuert sein.

Bezugsdosiswert:

– Für Patienten ermittelter Wert einer Größe als Anhaltspunkt für die Vertretbarkeit eines Ergebnisses. In der 1996er Fassung der europäischen Leitlinien über Qualitätskriterien für diagnostische Röntgenbilder heißt es, daß der Bezugswert als Höchstwert gelten kann, von dem aus Fortschritte in Richtung auf niedrigere Dosiswerte entsprechend dem ALARA-Prinzip anzustreben sind. Dies entspricht auch den Empfehlungen der ICRP-Veröffentlichung 60, wonach die Heranziehung von Dosisbeschränkungen und von Bezugs- bzw. Untersuchungsniveaus bei einigen gebräuchlichen Diagnostikverfahren erwogen werden sollte.
  Die Europäische Kommission hat spezielle Anleitungen über Zweck und Entwicklung diagnostischer Bezugswerte erarbeitet.

Brustkompression:

– Anwendung von Druck auf die Brust bei der Mammographie zur Immobilisierung der Brust und zum Erzielen einer einheitlicheren Brustdicke gegenüber dem Röntgenstrahl.

Computertomographie-Dosisindex (CTDI):

– Integral eines Dosisprofils D (z), geteilt durch die nominale Schichtdicke T: $CTDI = (1/T)\int D(z)dz$, wobei D(z) das Dosisprofil als Funktion der Position z entlang einer zur Tomographieebene senkrechten Linie ist.

Dmin:

Siehe Unterlage und Schleier

Eingangsflächendosis (EFD):

– Energiedosis in Luft einschließlich des Rückstreuungsbeitrags, gemessen an einem Punkt der Eingangsfläche eines bestimmten Objekts, z. B. einer Patientenbrust oder eines Standardphantoms.

Energiedosis:

– Quotient aus der mittleren Energie, die durch die ionisierende Strahlung auf das Material in einem unendlich kleinen Volumenelement übertragen wird, und der Masse des Materials in diesem Volumenelement (nach ICRU 1980).

Festgelegte Kriterien:

– Im Qualitatssicherungsprogramm vertretbare Schwankungen in den Ergebnissen einer Konstanzprüfung, die auf eine zufriedenstellende Funktionsleistung der geprüften Ausrüstung schließen läßt.

Genauigkeit:

– Differenz zwischen einem Ergebnis und dem wahren Wert der zu bestimmenden Größe. Prozentuale Differenz zwischen Meßwert (m) und wahrem Wert (t) dementsprechend: 100 x (m-t)/t.

Halbwertschicht (HWS):

– Dicke eines Aluminiumabsorbers, die das Luft-Kerma eines kollimierten Röntgenstrahls bei begrenzter Streuung um die Hälfte vermindert.

Konsistenz

siehe Präzision, die Messungen erfolgen normalerweise während eines längeren Zeitraums.

Konstanzprüfung:

Eine Reihe von Tests mit dem Ziel

– zu gewährleisten, daß die Funktionsleistung der Ausrüstung festgelegte Kriterien erfüllt oder

– die frühzeitige Erkennung von Änderungen in den Eigenschaften von Ausrüstungsteilen zu ermöglichen.

Kontrastindex:

– Differenz der Dichtestufen zwischen der dem Speed-Punkt nächstgelegenen Stufe und der einer Dichte bei 2,0 über Unterlage und Schleier nächstgelegenen Stufe.

Konversionsfaktor:

– Normalerweise (sofern nicht anders angegeben) als Multiplikationsfaktor ausgedrücktes Verhältnis von zwei Größen zur Umrechung des Wertes einer Größe in die andere.

Leistung:

siehe Strahlenleistung.

Mammographie:

– Röntgenuntersuchung der weiblichen Brust als Reihenuntersuchung einer Bevölkerung (Mammographie-Screening) oder zur Untersuchung der Symptome einer Brusterkrankung (symptomatische Diagnose).

MGrad:

– Eigenschaft, die den Filmkontrast im Diagnostikbereich ausdrückt. Wird berechnet als Steigung der Kurve durch die Punkte D1 = Dmin + 0,25 OD und D2 = Dmin + 2,00 OD.

Mittelwert (Bezugswert eines Funktionsparameters):

– entweder der Ergebniswert dieses Parameters in der ersten Konstanzprüfung unmittelbar nach einem Statustest oder

– soweit in einer entsprechenden Sondernorm beschrieben, Mittelwert aus einer Reihe erster Konstanzprüfungen unmittelbar nach einem Statustest.

Optische Dichte (OD):

– Logarithmus des Verhältnisses der einstrahlenden Lichtstrahlenintensität zur vom Film durchgelassenen Lichtintensität.

Optische Nettodichte:

– Optische Dichte ohne Unterlage und Schleier.

PMMA:

– Polymethylmethacrylat. Handelsnamen u. a. Lucite, Perspex und Plexiglas.

Präzision:

– Schwankung (normalerweise relative Standardabweichung) der festgestellten Werte bei einer zu ungefähr der gleichen Zeit durchgeführten Meßreihe.

Qualitätskontrolle (nach WHO-Definition):

– eine Reihe von Maßnahmen (Programmierung, Koordinierung und Durchführung) zur Aufrechterhaltung oder Verbesserung [...] (ISO 3534-1977). Im Diagnostikverfahren Überwachung, Bewertung und Optimierung aller definierbaren, meßbaren und kontrollierbaren Leistungsdaten.

Qualitätssicherung (nach WHO-Definition):

– alle geplanten und systematischen Maßnahmen zur Gewährleistung ausreichender Sicherheit darüber, daß eine Struktur, ein System oder eine Komponente sich im Betrieb bewährt (ISO 6215-1980). Zufriedenstellende Betriebsleistung erfordert die optimale Qualität des gesamten Diagnostikprozesses, d. h. widerspruchsfreie Bereitstellung adäquater Diagnostikinformation bei minimaler Belastung von Patienten und Personal.

Raster:

– An der Eingangsfläche eines Bildempfängers angeordnete Vorrichtung zur Verminderung der diesen erreichenden Streustrahlung.

Rastersystem-Expositionsfaktor

– Verhältnis des einfallenden Luft-Kerma in Luft bei positioniertem Rastersystem zum einfallenden Luft-Kerma in Luft ohne Rastersystem. Der Rastersystem-Expositionsfaktor richtet sich nach dem Rastertyp, der Strahlenqualität, der Feldgröße und der Objektdicke. Er sollte bei 28 k V mit einem 4 cm dicken PMMA-Phantom gemessen werden.

Reproduzierbarkeit:

siehe Präzision, die Messungen werden vielfach über einen bestimmten Zeitraum hinweg vorgenommen.

Röhrenpotential:

– Potentialdifferenz (Kilovolt, kV) an Anode und Kathode der Röntgenröhre bei einer Röntgenaufnahme.

Schwankung:

– absolute Differenz zweier Einzelmessungen (a und b), geteilt durch den Mittelwert dieser Zahlen: ((a-b)/(1/2a+1/2b)) x 100 %.

Schwellenkontrast:

– Gerade noch visuell erkennbare Kontrastdifferenz zwischen zwei optischen Dichten.

Speed-Punkt:

siehe Speed

Speed:

– Empfindlichkeit; direkt von der Dosis abhängige Eigenschaft der Filmemulsion. Wird berechnet als x-Achsen-Grenze bei optischer Dichte 1,00 + Dmin, auch "Speed-Punkt" genannt. Je höher der Speed-Wert, eine um so größere Dosis wird benötigt, um die richtige optische Dichte zu erreichen. Da die Filmkurve anhand einer begrenzten Anzahl von Punkten konstruiert wird, muß das Speed durch Interpolation ermittelt werden. Die lineare Interpolation liefert eine hinreichende Genauigkeit.

Statustests:

– Tests zur Ermittlung des Funktionsstatus eines Geräts zu einem bestimmten Zeitpunkt.

Strahlendosis:

– allgemeine Bezeichnung für eine Reihe von Größen im Zusammenhang mit der Energiedosis, wie z. B. Luft-Kerma, Eingangsdosis, Ausgangsdosis usw.

Strahlenleistung:

– Frei in Luft (ohne Rückstreuung) gemessenes Luft-Kerma je Einheit der Röhrenbelastung in einem bestimmten Abstand vom Röntgenröhrenfokus und bei angegebenen röntgenographischen Expositionsfaktoren.

Strahlenqualität:

– Maß für das Durchdringungsvermögen eines Röntgenstrahls, normalerweise gekennzeichnet durch die Angabe des Röhrenpotentials und der Halbwertschicht.

Unterlage und Schleier (Dmin):

– Optische Dichte eines nichtexponierten Films nach der Entwicklung.

Wiederholbarkeit:

siehe Präzision

Anhang A3 – Quellennachweise

- Bland WF. European certificates of technical conformity for radiological equipment, Contract 90-ET-001, November 1990
- Bland WF. CEC suggested technical criteria for radiodiagnostic equipment. September 1994
- CEC. Kirkpatrick A, S Törnberg, MAO Thijssen. European guidelines for quality assurance in mammography screening. Commission of the European Communities. Report EUR 14821, 1993
- CEC. Kohn MM, BM Moores, H Schibilla, K Schneider, H St Stender, FE Stieve, D Teunen, B Wall, editors. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. EUR 16261 EN, 1996a
- CEC. De Wolf CJM, NM Perry. European guidelines for quality assurance in mammography screening. Commission of the European Communities. Second edition, 1996b
- Richtlinie des Rates 96/29/Euratom, ABl. Nr. L 159 vom 29.6.96
- Richtlinie des Rates 84/466/Euratom, ABl. Nr. L 265 vom 5.10.84
- Richtlinie des Rates 97/43/Euratom, ABl. Nr. L 180 vom 30.6.97
- DIN. Sicherung der Bildqualität in Röntgendiagnostischen Betrieben, DIN 6868 Teil 50, Juni 1990
- ICRU Computers in external beam radiotherapy procedures with high energy photons and electrons. International Commission on Radiological Units and Measurements, ICRU report No. 42, 1986
- IEC. Evaluation and routine testing in medical imaging departments, part 1: General aspects. 1993
- IPSM. Quality standards in nuclear medicine. IPSM Report 65, 1992
- Kal HB, J Zoetelief. Criteria for acceptability of radiological and nuclear medicine installations: inventory of responses on national criteria. TNO-report RD-I/9602-366, November 1995
- Kal HB, J Zoetelief. Proposed criteria for acceptability of radiological and nuclear medicine installations. TNO-report RD-I/9602-367, January 1996
- NCS. Implementation of quality control programmes for electron accelerators in radiation therapy centres in The Netherlands. Meijer GJ, HJ van Kleffens, BJ Mijnheer. Draft version, November 1995
- WHO. Quality assurance in radiotherapy. World Health Organization, Geneva, 1988.