

AGENCE FEDERALE DE CONTROLE NUCLEAIRE

[C – 2015/00556]

18 FEVRIER 2014. — Arrêté fixant les critères minimaux d'acceptabilité pour les appareils de scanographie (scanners CT) utilisés à des fins d'imagerie médicale. — Traduction allemande

Le texte qui suit constitue la traduction en langue allemande de l'arrêté du 18 février 2014 fixant les critères minimaux d'acceptabilité pour les appareils de scanographie (scanners CT) utilisés à des fins d'imagerie médicale (*Moniteur belge* du 9 avril 2014).

Cette traduction a été établie par le Service central de traduction allemande à Malmedy.

FEDERAAL AGENTSCHAP VOOR NUCLEAIRE CONTROLE

[C – 2015/00556]

18 FEBRUARI 2014. — Besluit houdende de minimale aanvaardbaarheidscriteria voor computertomografietoestellen (CT-scanners) bestemd voor medische beeldvorming. — Duitse vertaling

De hierna volgende tekst is de Duitse vertaling van het besluit van 18 februari 2014 houdende de minimale aanvaardbaarheidscriteria voor computertomografietoestellen (CT-scanners) bestemd voor medische beeldvorming (*Belgisch Staatsblad* van 9 april 2014).

Deze vertaling is opgemaakt door de Centrale dienst voor Duitse vertaling in Malmedy.

FÖDERALAGENTUR FÜR NUKLEARKONTROLLE

[C – 2015/00556]

18. FEBRUAR 2014 — Erlass zur Festlegung der Mindestkriterien für die Zulässigkeit von Computertomografen (CT-Scannern), die für bildgebende Diagnoseverfahren verwendet werden — Deutsche Übersetzung

Der folgende Text ist die deutsche Übersetzung des Erlasses vom 18. Februar 2014 zur Festlegung der Mindestkriterien für die Zulässigkeit von Computertomografen (CT-Scannern), die für bildgebende Diagnoseverfahren verwendet werden.

Diese Übersetzung ist von der Zentralen Dienststelle für Deutsche Übersetzungen in Malmedy erstellt worden.

FÖDERALAGENTUR FÜR NUKLEARKONTROLLE

18. FEBRUAR 2014 — Erlass zur Festlegung der Mindestkriterien für die Zulässigkeit von Computertomografen (CT-Scannern), die für bildgebende Diagnoseverfahren verwendet werden

Die Föderalagentur für Nuklearkontrolle,

Aufgrund des Königlichen Erlasses vom 20. Juli 2001 zur Festlegung einer allgemeinen Ordnung über den Schutz der Bevölkerung, der Arbeitnehmer und der Umwelt gegen die Gefahren ionisierender Strahlungen (AOSIS), des Artikels 51.6.5;

In der Erwägung, dass Zulässigkeitskriterien notwendig sind, um sicherzustellen, dass Computertomografen (CT-Scanner) ohne übermäßiges Risiko von Expositionen, die keinen diagnostischen Wert haben, benutzt werden können, und um den Schutz der Patienten und Benutzer von Computertomografen zu gewährleisten;

In der Erwägung, dass in Anbetracht von Artikel 51.6.5 der AOSIS die Überprüfung der Konformität mit diesen Kriterien nur von einem zugelassenen Medizinphysik-Experten ausgeführt werden darf;

Dass darüber hinaus die im Rahmen dieser Beurteilung der Konformität verwendeten Messgeräte über ein gültiges Eichungszertifikat verfügen müssen;

In der Erwägung, dass in Anbetracht von Artikel 20.1.1.1 der AOSIS jeder CT-Scanner über ein Betriebstagebuch verfügen sollte;

Dass darüber hinaus der zugelassene Medizinphysik-Experte jeden Eingriff in das Betriebstagebuch eintragen sollte und der Medizinphysik-Bericht dem Betriebstagebuch beigefügt werden sollte,

Erlässt:

KAPITEL I - Anwendungsbereich und Begriffsbestimmungen

Artikel 1 - Anwendungsbereich

Die Bestimmungen des vorliegenden Erlasses gelten für alle CT-Scanner, die für bildgebende Diagnoseverfahren verwendet werden, einschließlich CT-Scannern, die Teil eines SPECT-CT oder PET-CT sind, und für alle CT-Simulatoren in der Strahlentherapie, sofern Letztere für bildgebende Diagnoseverfahren verwendet werden. Vorliegender Erlass findet keine Anwendung auf Cone-Beam-CT-Scanner.

Art. 2 - Begriffsbestimmungen

Für die Anwendung des vorliegenden Erlasses versteht man unter:

1. allgemeiner Ordnung: Königlicher Erlass vom 20. Juli 2001 zur Festlegung einer allgemeinen Ordnung über den Schutz der Bevölkerung, der Arbeitnehmer und der Umwelt gegen die Gefahren ionisierender Strahlungen (AOSIS),
2. Abweichung: prozentuale Abweichung, die wie folgt berechnet wird:

$$\text{Abweichung (\%)} = \frac{\left| \text{Messwert} - \text{Nennwert} \right|}{\text{Nennwert}} * 100$$

Die Abweichung der Reproduzierbarkeit wird wie folgt berechnet:

$$\text{Abweichung (\%)} = \frac{\left| \text{Messwert} - \text{Durchschnittswert} \right|}{\text{Durchschnittswert}} * 100$$

3. Basiswert: Wert, der beim Annahmetest im Sinne von Artikel 51.6.4 der AOSIS gemessen worden ist,
4. Strahlenbündelbreite: FWHM (Halbwertsbreite) des Dosisprofils infolge der Akquisition einer Axialschicht im Isozentrum,
5. CT: Computed Tomography: Computertomografie,
6. CTDI: Computed Tomography Dose Index: Computertomografie-Dosisindex,
7. $CTDI_{100}$: Integral des Dosisprofils $D(z)$ längs der Z-Achse von -50 mm bis +50 mm für eine einzige Drehung, geteilt durch das Produkt der Anzahl tomografischer Schichten N , die während dieser Drehung aufgenommen worden sind, und der nominalen tomografischen Schichtdicke T .

$$CTDI_{100} = \int_{-50 \text{ mm}}^{+50 \text{ mm}} \frac{D(z)}{N \cdot T} dz$$

Dabei ist:

$D(z)$ das Dosisprofil als Funktion von z längs einer parallel zur Drehachse des Scanners verlaufenden Linie,

8. $CTDI_{100,c}$: $CTDI_{100}$ zentral, gemessen in einem zylindrischen PMMA-Phantom mit einem Durchmesser von 16 beziehungsweise 32 cm,
9. $CTDI_{100,p}$: $CTDI_{100}$ peripher (1 cm unter der Oberfläche), gemessen in einem zylindrischen PMMA-Phantom mit einem Durchmesser von 16 beziehungsweise 32 cm,
10. $CTDI_{vol}$: Computed Tomography Dose Index Volume: Volumen-CT-Dosisindex,

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch}$$

11. $CTDI_w$: Weighted Computed Tomography Dose Index: gewichteter CT-Dosisindex.

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \langle CTDI_{100,p} \rangle$$

Dabei ist:

$\langle CTDI_{100,p} \rangle$ der Durchschnitt der Messungen in mindestens vier verschiedenen peripheren Messpunkten in neunzig Grad Abstand,

12. CT-Zahl, ausgedrückt in Hounsfield-Einheiten (HU): Wert der durchschnittlichen Schwächung der Röntgenstrahlung für jede Art von Gewebe/Stoff hinsichtlich der Schwächung in Wasser,

$$CT\text{-Zahl Stoff} = \frac{\mu_{\text{Stoff}} - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} \cdot 1000$$

Dabei ist:

μ der lineare Schwächungskoeffizient eines Stoffs unter Berücksichtigung der effektiven Energie,

13. CTP: Current Time Product: Produkt aus Röhrenstrom und Zeit,
14. Dual Energy Modus: Dual Energy Mode: Modus, bei dem zwei verschiedene Energiespektren kombiniert werden,
15. geometrischer Effizienz: nominale Strahlenbündelbreite geteilt durch die gemessene Strahlenbündelbreite,
16. rekonstruierter Schichtdicke: tatsächliche Dicke der dargestellten Schicht,
17. HU: Hounsfield Units, Hounsfield-Einheiten
18. IEC 60601-2-44: Norm IEC 60601-2-44 Ausgabe 3.0 (2009-01) und Aktualisierungen – Medizinische elektrische Geräte – Teil 2-44: Besondere Festlegungen für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale von Röntgeneinrichtungen für die Computertomographie,

19.

$$Pitch = \frac{1}{N \cdot T} = \frac{CTDI_w}{CTDI_{vol}}$$

Dabei ist:

N die Gesamtzahl tomografischer Schichten,

T die nominale tomografische Schichtdicke,

I die Strecke, die der Tisch während einer Drehung der Röhre um 360 Grad zurückgelegt hat.

Der Pitch ermöglicht eine Korrelation zwischen dem $CTDI_w$ (am häufigsten gemessen) und dem $CTDI_{vol}$ (auf den neuesten Scannern angegeben),

20. PMMA: Polymethylmethacrylat,
21. Referenzeinstellung: Referenzeinstellung des sequenziellen Scans oder, falls nicht möglich, Referenzeinstellung des Spiral-Scans,
22. Referenzeinstellung des Scan-Modus für klinischen Einsatz: Referenzeinstellung für den sequenziellen Scan oder Referenzeinstellung für den Spiral-Scan, je nach dem klinisch angewendeten Modus,
23. Referenzeinstellung des sequenziellen Scans: Parameter des Scanners, die für bestimmte spezifische Teile des Tests bestimmt, benutzt und registriert werden: konstante, so nahe wie möglich bei 120 kV liegende Röhrenspannung bei abgestellter Röhrenstrommodulation, konstantes CTP, das einer Dosis entspricht, die dem Wert 10 mGy für ein 32-cm-CTDI_w-Phantom möglichst nahe kommt, konstante Strahlenbündelbreite sowie ein Sichtfeld und ein Faltungskern,
24. Referenzeinstellung des Spiral-Scans: Referenzeinstellung, die der Referenzeinstellung des sequenziellen Scans am ähnlichsten ist, mit einem Pitch, der möglichst nahe bei eins liegt,
25. erweiterter Referenzeinstellung: Parameter der Referenzeinstellung, jedoch erweitert auf zusätzliche Scans unter Benutzung der niedrigsten und der höchsten klinisch eingesetzten Röhrenspannung und für einen weichen und einen harten Faltungskern,
26. ROI: Region Of Interest: Bereich von Interesse.

KAPITEL II - Beurteilung der Konformität

Art. 3 - Beurteilung der Konformität

§ 1 - Der zugelassene Medizinphysik-Experte übermittelt dem Betreiber seinen Endbericht binnen einer annehmbaren Frist von höchstens zwanzig Werktagen ab dem Datum des Besuchs im Rahmen der Beurteilung der Konformität.

§ 2 - Wenn der CT-Scanner einem oder mehreren Zulässigkeitskriterien nicht entspricht, informiert der zugelassene Medizinphysik-Experte den Betreiber unverzüglich schriftlich darüber. Der Betreiber trifft die nötigen Abhilfemaßnahmen, damit das Gerät den Kriterien bei der nächsten in Artikel 51.6.5 der allgemeinen Ordnung erwähnten Kontrolle entspricht.

§ 3 - Wenn der CT-Scanner den in den Artikeln 4, 6 § 2, 7 § 2, 10 § 2, 11 § 2, 17 § 2 und 18 § 2 festgelegten Zulässigkeitskriterien nicht entspricht, trifft der Betreiber die nötigen Abhilfemaßnahmen in Abweichung von § 2 binnen einer möglichst kurzen Frist.

Diese Frist wird in Absprache mit dem zugelassenen Medizinphysik-Experten festgelegt und darf höchstens sechs Monate betragen.

§ 4 - Wenn der CT-Scanner dem Zulässigkeitskriterium, wie in Artikel 18 § 3 bestimmt, oder einem oder mehreren besonderen Zulässigkeitskriterien, wie in Kapitel IV bestimmt, nicht entspricht oder wenn eine sichere klinische Verwendung des CT-Scanners nicht gewährleistet werden kann, trifft der Betreiber in Abweichung von § 2 unverzüglich Abhilfemaßnahmen und wird das Gerät bis zur Behebung der festgestellten Mängel außer Betrieb gesetzt.

Bei Nichtkonformität, so wie in Artikel 3 § 4 Absatz 1 beschrieben, übermittelt der zugelassene Medizinphysik-Experte der Agentur unverzüglich eine Kopie des Berichts, in dem die Mängel festgestellt werden.

§ 5 - Wenn ein Mangel festgestellt wird, liefert der Betreiber dem zugelassenen Medizinphysik-Experten binnen den in seinem Endbericht festgelegten Fristen den Nachweis, dass die nötigen Abhilfemaßnahmen getroffen worden sind, um die festgestellten Mängel zu beheben.

Der zugelassene Medizinphysik-Experte kann den CT-Scanner bei Bedarf einer neuen Kontrolle unterziehen, um zu überprüfen, ob der Mangel durch die getroffenen Abhilfemaßnahmen behoben worden ist.

Wenn der zugelassene Medizinphysik-Experte nicht den Nachweis erhält, dass die nötigen Abhilfemaßnahmen binnen der in seinem Endbericht festgelegten Frist getroffen worden sind, übermittelt er der Agentur unmittelbar eine Kopie des Berichts.

KAPITEL III - Zulässigkeitskriterien für den CT-Scanner

Abschnitt I - Röhrenspannung

Art. 4 - Reproduzierbarkeit der Röhrenspannung

Kriterium, das zu einer Abhilfemaßnahme gemäß Artikel 3 § 3 führt:

Die Abweichung der Röhrenspannung muss bei mindestens vier aufeinander folgenden Messungen der Röhrenspannung bei der Referenzeinstellung unter 5 % liegen.

Abschnitt II - Dosimetrie

Art. 5 - Zeitliche Nachverfolgung des CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol}

Die Abweichung des gemessenen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} vom Basiswert des bei der Referenzeinstellung gemessenen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} muss unter 20 % liegen.

Art. 6 - CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} für die Referenzeinstellung des Scan-Modus für klinischen Einsatz

§ 1 - Grundkriterium:

Für die Referenzeinstellung muss die Abweichung des gemessenen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} vom nominalen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} unter 20 % liegen.

§ 2 - Kriterium, das zu einer Abhilfemaßnahme gemäß Artikel 3 § 3 führt:

Für die Referenzeinstellung muss die Abweichung des gemessenen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} vom nominalen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} unter 35 % liegen.

Art. 7 - CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} als Funktion der Röhrenspannung

§ 1 - Grundkriterien:

1. Der CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol}, gemessen als Funktion der Röhrenspannung, muss eine monoton steigende Funktion sein.

2. Für jede klinisch eingesetzte Röhrenspannung müssen die Abweichungen des gemessenen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} vom nominalen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} sowohl für das 16-cm-CTDI-Phantom als auch für das 32-cm-CTDI-Phantom unter 20 % liegen.

§ 2 - Kriterium, das zu einer Abhilfemaßnahme gemäß Artikel 3 § 3 führt:

3. Für jede klinisch eingesetzte Röhrenspannung müssen die Abweichungen des gemessenen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} vom nominalen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} sowohl für das 16-cm-CTDI-Phantom als auch für das 32-cm-CTDI-Phantom unter 35 % liegen.

§ 3 - Die in den Paragraphen 1 und 2 erwähnten Kriterien müssen auch für den Dual Energy Modus überprüft werden.

Art. 8 - Reproduzierbarkeit des CTDI

Die Abweichung des CTDI_{100,c} muss bei mindestens vier aufeinander folgenden Messungen unter 5 % liegen.

Art. 9 - Linearität der Dosis als Funktion des CTP

§ 1 - Der lineare Korrelationskoeffizient zwischen dem gemessenen CTDI_{100,C} und dem für mindestens drei CTP-Werte gemessenen CTP muss über 0,9 liegen.

§ 2 - Der lineare Korrelationskoeffizient zwischen dem nominalen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} und dem CTP muss über 0,9 liegen.

Art. 10 - Angabe der Dosis bei Röhrenstrommodulation

§ 1 - Grundkriterium:

Die Abweichung zwischen dem beim Scan eines 32-cm-Phantoms mit Röhrenstrommodulation gemessenen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} und dem nominalen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} nach dem durchgeführten Scan muss unter 20 % liegen.

§ 2 - Kriterium, das zu einer Abhilfemaßnahme gemäß Artikel 3 § 3 führt:

Die Abweichung zwischen dem beim Scan eines 32-cm-Phantoms mit Röhrenstrommodulation gemessenen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} und dem nominalen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} nach dem durchgeführten Scan muss unter 35 % liegen.

Art. 11 - Strahlenbündelbreite

§ 1 - Grundkriterium:

Die Abweichung zwischen dem gemessenen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} und dem nominalen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} muss für alle klinisch häufig eingesetzten Strahlenbündelbreiten unter 20 % liegen.

§ 2 - Kriterium, das zu einer Abhilfemaßnahme gemäß Artikel 3 § 3 führt:

Die Abweichung zwischen dem gemessenen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} und dem nominalen CTDI_w beziehungsweise CTDI_{vol} muss für alle klinisch häufig eingesetzten Strahlenbündelbreiten unter 35 % liegen.

*Abschnitt III - Justierung***Art. 12 - Geometrische Effizienz**

Für die größte und die kleinste Strahlenbündelbreite und für die beiden klinisch am häufigsten eingesetzten Strahlenbündelbreiten muss die geometrische Effizienz kontrolliert werden. Falls die geometrische Effizienz unter 70 % liegt, muss ein Warnsignal auf dem Schaltpult des Geräts erscheinen.

Art. 13 - Positionierungsstrahl

Die Abweichung zwischen dem Zentrum des Röntgenstrahlenfelds und dem Zentrum des Positionierungsstrahls muss unter 5 mm liegen.

Art. 14 - Lokalisierung des Scans

Die Abweichung zwischen der tatsächlichen Lage einer röntgendichten Markierung und ihrer Lage auf dem rekonstruierten Bild darf höchstens 2 mm betragen.

Art. 15 - Verschiebung des Tisches

Bei Verschiebung des Tisches über eine Strecke von mindestens 40 cm in beziehungsweise aus dem Tunnel (Gantry) darf die Abweichung zwischen nominaler Strecke und tatsächlicher Strecke nicht mehr als 2 mm betragen.

Art. 16 - Rekonstruierte Schichtdicke

§ 1 - Für Schichtdicken ≤ 2 mm darf die Abweichung zwischen der gemessenen rekonstruierten Schichtdicke und der angegebenen rekonstruierten Schichtdicke höchstens 50 % betragen.

§ 2 - Für Schichtdicken > 2 mm darf der Unterschied zwischen der gemessenen rekonstruierten Schichtdicke und der angegebenen rekonstruierten Schichtdicke höchstens 1 mm betragen.

*Abschnitt IV - Bildqualität für die Referenzeinstellung***Art. 17 - Bildqualität für die Referenzeinstellung**

§ 1 - Grundkriterium:

In der zentralen ROI im Wasser beziehungsweise im wasseräquivalenten Material darf die Abweichung zwischen dem gemessenen Rauschen und dem Basiswert höchstens 50 % betragen.

§ 2 - Kriterium, das zu einer Abhilfemaßnahme gemäß Artikel 3 § 3 führt:

In einer zentralen ROI darf der Unterschied zwischen der gemessenen CT-Zahl für Wasser beziehungsweise für das wasseräquivalente Material und dem Basiswert höchstens ± 10 HU betragen.

*Abschnitt V - Bildqualität für andere Einstellungen als die Referenzeinstellung***Art. 18 - Bildqualität für die erweiterte Referenzeinstellung**

§ 1 - Grundkriterien:

1. der Unterschied zwischen den CT-Zahlen für Wasser beziehungsweise für das wasseräquivalente Material, die anhand eines Phantoms mit einem Durchmesser von 16 bis 24 cm in der zentralen und der peripheren ROI gemessen werden, muss unter ± 8 HU liegen.

Bei einem Phantom mit einem Durchmesser von mehr als 24 cm muss der Unterschied zwischen den CT-Zahlen für Wasser beziehungsweise für das wasseräquivalente Material, die in der zentralen und der peripheren ROI gemessen werden, weniger als ± 12 HU betragen.

2. Der Unterschied zwischen der gemessenen CT-Zahl für Luft und dem theoretischen Wert darf höchstens 50 HU betragen.

3. Die in einem größeren Phantom enthaltenen zylindrischen Phantome mit einem Radius von 10 mm, die einen theoretischen Unterschied von höchstens 10 HU im Vergleich zum Umgebungsmaterial aufweisen sollten, müssen sichtbar sein.

§ 2 - Kriterium, das zu einer Abhilfemaßnahme gemäß Artikel 3 § 3 führt:

In einer zentralen ROI darf der Unterschied zwischen der gemessenen CT-Zahl für Wasser beziehungsweise für das wasseräquivalente Material und dem theoretischen Wert höchstens ± 10 HU betragen.

§ 3 - Kriterium, das zu einer Abhilfemaßnahme gemäß Artikel 3 § 4 führt:

Beim Scan eines homogenen Phantoms dürfen Artefakte, die durch den CT-Scanner oder die Software, die integraler Bestandteil des Scanners ist, erzeugt werden, keinen Einfluss auf die klinische Diagnose der zuständigen Fachkraft haben.

*Abschnitt VI - Automatische Röhrenstrommodulation***Art. 19 - Automatische Röhrenstrommodulation**

Falls ein System zur automatischen Röhrenstrommodulation vorhanden ist:

§ 1 - Bei einer homogenen Zusammensetzung des Phantoms muss der Röhrenstrom automatisch abnehmen, wenn die Dicke des Objekts abnimmt.

§ 2 - Bleibt die Dicke des gescannten Phantoms konstant und nimmt dessen Dichte zu, muss der Röhrenstrom automatisch zunehmen.

KAPITEL IV - Besondere Zulässigkeitskriterien

Art. 20 - Im Hinblick auf eine Verwendung zu diagnostischen Zwecken bei Kindern müssen CT-Scanner über pädiatrische Protokolle verfügen, die spezifische Bedingungen für die Kalibrierung anhand des 16-cm-CTDI-Phantoms vorsehen.

Art. 21 - CT-Scanner, die vor dem Datum des Inkrafttretens des vorliegenden Erlasses in Betrieb genommen worden sind, müssen den $CTDI_{vol}$ oder den $CTDI_w$ anzeigen. CT-Scanner, die ab dem Datum des Inkrafttretens des vorliegenden Erlasses in Betrieb genommen werden, müssen den $CTDI_{vol}$ anzeigen.

Art. 22 - CT-Scanner, die ab dem Datum des Inkrafttretens des vorliegenden Erlasses in Betrieb genommen werden, müssen über einen strukturierten Dosisbericht (Structured Dose Report) verfügen, der der letzten veröffentlichten offiziellen Fassung der internationalen Norm IEC 60601-2-44 entspricht.

Art. 23 - CT-Scanner, die ab dem Datum des Inkrafttretens des vorliegenden Erlasses in Betrieb genommen werden, müssen über eine automatische Dosismodulation verfügen.

Art. 24 - CT-Scanner, die ab dem Datum des Inkrafttretens des vorliegenden Erlasses in Betrieb genommen werden, dürfen für den klinischen Einsatz keine Einzelschichtscanner sein.

KAPITEL V - Schlussbestimmungen

Art. 25 - Verstöße gegen den vorliegenden Erlass werden gemäß den Bestimmungen des Gesetzes vom 15. April 1994 über den Schutz der Bevölkerung und der Umwelt gegen die Gefahren ionisierender Strahlungen und über die Föderale Nuklearkontrollbehörde ermittelt, verfolgt und geahndet.

Art. 26 - Vorliegender Erlass tritt am Tag seiner Veröffentlichung in Kraft.

Brüssel, den 18. Februar 2014

Der Generaldirektor
J. Bens