

Vorschlag eines realen Phantoms
zur Überprüfung von DRR-Berechnungen
in einem Bestrahlungsplanungssystem

H. KRAUSS
Institut für Radioonkologie
Kaiser-Franz-Josef-Spital Wien

14. April 2007

Inhaltsverzeichnis

1 Funktionsprinzip	1
2 Bau des Phantoms	1
2.1 Material und Werkzeug	2
2.2 Konstruktion	2
3 Bildgebung am CT	4
4 DRR-Berechnung	4
4.1 Bestimmung der Empfindlichkeit	4
5 Diskussion	8
6 Danksagung	8

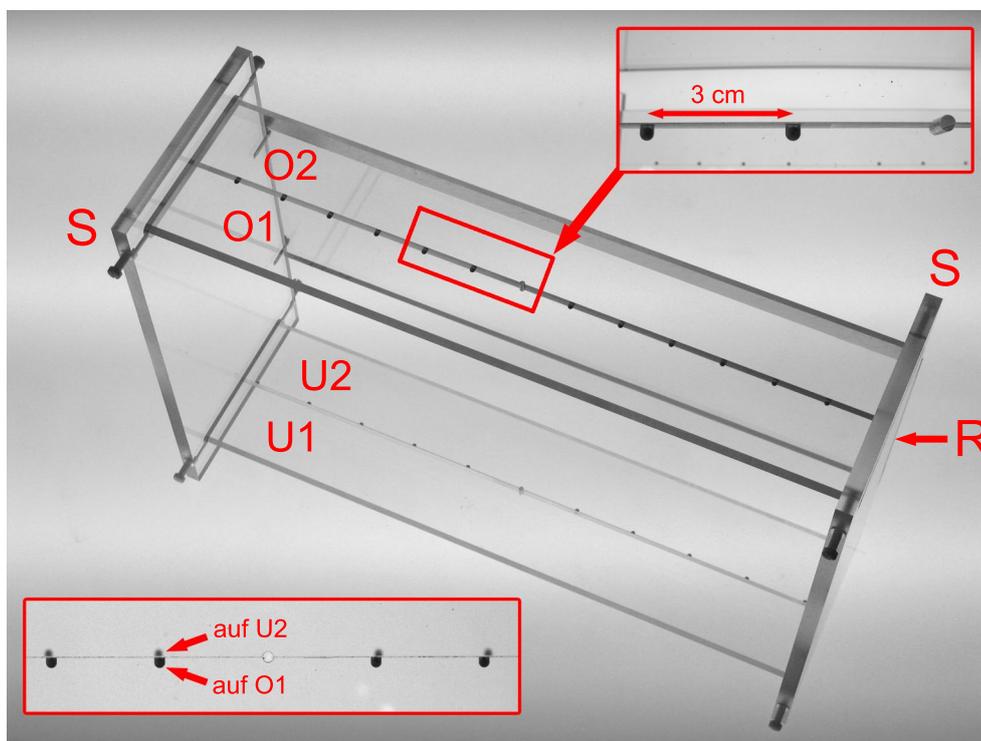


Abbildung 1: Das vorgestellte DRR-Phantom vor einem Leuchtkasten. Die Abmessungen betragen $433 \times 300 \times 145$ mm. Zur Erklärung der Inserts siehe Text.

1 Funktionsprinzip

Das vorgestellte selbstgebaute Phantom (Abb. 1) dient zur Überprüfung der Genauigkeit der Berechnung von Digital Rekonstruierten Radiogrammen (DRRs) in einer Dimension. Die Methode wird hier nur in der Transversalrichtung beschrieben. Zur Überprüfung der Longitudinalrichtung ist das Phantom für die Bildgebung am CT um 90° um seine Vertikalachse zu drehen.

Die Abmessungen des Phantoms sind so gewählt, dass einerseits die Empfindlichkeit für den Nachweis von Fehlern in der geometrischen Rekonstruktion hoch ist (dazu sollte das Phantom möglichst groß sein), andererseits der typische Bildkreis-Durchmesser eines Standard-CT (50 cm) und die typische maximale Feldgröße eines Linearbeschleunigers (40×40 cm) respektiert werden.

2 Bau des Phantoms

Der Bau des Phantoms kann nachweislich von einem handwerklich halbwegs geschickten Medizinphysiker mit neusprachlicher Ausbildung (d.h. ohne Abschluß einer Maschinenbau-HTL) ausgeführt werden [MAMA].

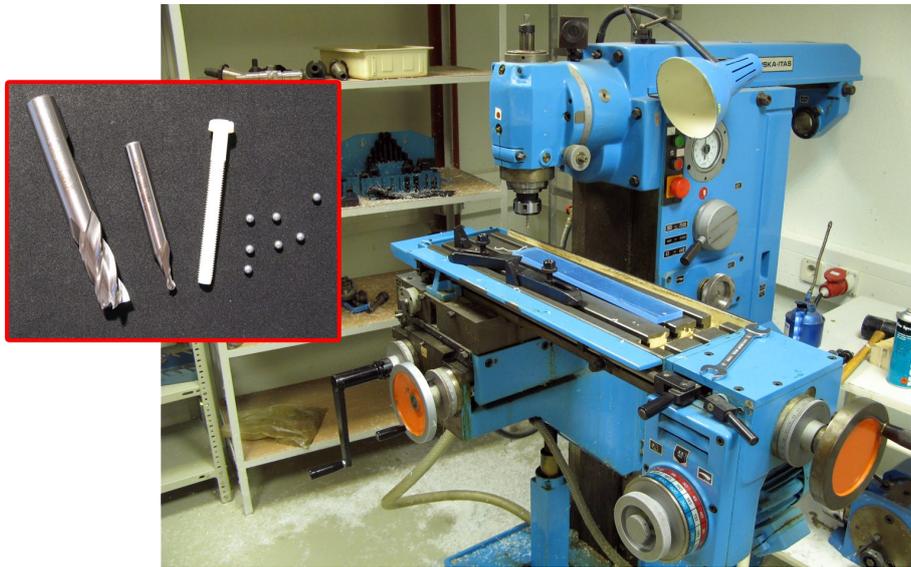


Abbildung 2: Fräsmaschine in der Werkstätte der Radioonkologie, nach Fertigstellung des Phantoms. Man beachte die nicht unerhebliche Verunreinigung des Bodens.

2.1 Material und Werkzeug

Benötigt werden:

- eine Fräsmaschine (Abb. 2)
- ein Rundkopffräser, Durchmesser 3 mm (Abb. 2)
- ein Zylinderfräser Durchmesser 10 mm (Abb. 2)
- 20 Aluminiumkugeln, Durchmesser 3 mm (Abb. 2)
- ein Gewindeschneider für M5-Innengewinde
- 12 Kunststoffschrauben M5 (Abb. 2)
- 1 PMMA-Platte $433 \times 145 \times 10$ mm (Bezeichnung: R)
- 2 PMMA-Platten $300 \times 145 \times 10$ mm (Bezeichnung: S)
- 4 PMMA-Platten $433 \times 50 \times 10$ mm (Bezeichnung: O1, O2, U1, U2)

2.2 Konstruktion

In zwei der PMMA-Platten $433 \times 50 \times 10$ mm, O1 und U2, werden in die Stirnseite mittig 3 mm tiefe Taschen gefräst, in welche die Aluminiumkugeln versenkt

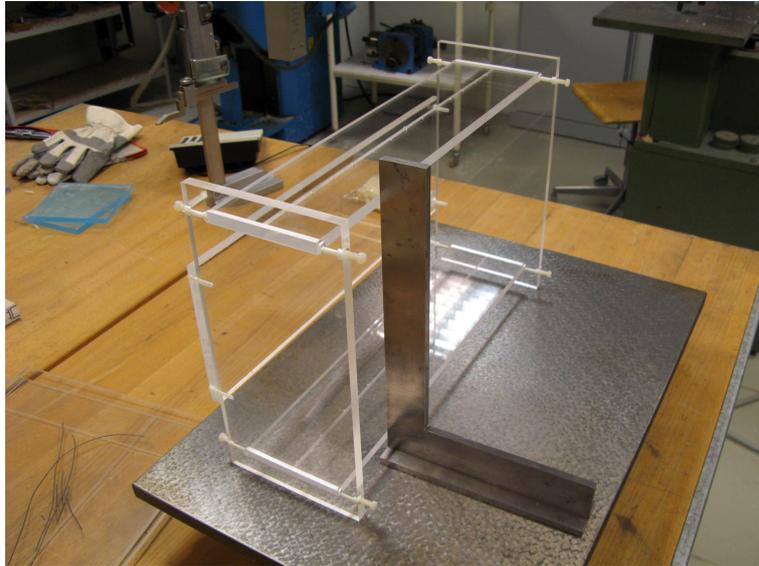


Abbildung 3: Ausrichtung des Phantoms auf der Richtplatte. Die Ausrichtung erfolgt durch Feinjustierung der Schrauben in den Seitenteilen.

werden (Abb. 1, Insert rechts oben). Die Abstände zwischen den Vertiefungen ist für die Platten unterschiedlich: während in U2 der Abstand 40 mm beträgt, ist er in O1 nur 30 mm. Da die vertikale Distanz zwischen den Kugelmittelpunkten im fertigen Phantom 250 mm beträgt, führt der Vergrößerungsfaktor von 4:3 (bei einem angenommenen Fokus-Isozentrums-Abstand von 1000 mm und der Platzierung des Isozentrums in die untere Ebene) dazu, dass sich die Kugeln von O1 auf Höhe von U2 in einen Abstand von ebenfalls 40 mm projizieren. Das ist der Witz¹ bei der Sache (näherungsweise photographisch simuliert in Abb. 1, Insert links unten).

Alle vier O- und U-Platten können gemeinsam eingespannt und bearbeitet werden. Zur Ausrichtung des Zentralstrahls im fertigen Phantom wird mit dem Rundkopffräser in der Mitte der 433 mm-Strecke durch alle vier Platten eine Rinne von 1.5 mm Tiefe gefräst.

O2 und U1 sind damit auch schon fertig, da sie nur als „Gegenüber“ von O1 und U2 dienen.

Die Seitenteile S sind identisch und sorgen für den exakten Abstand zwischen den beiden Ebenen. In die Stirnseiten der S-Platten werden Gewinde gebohrt. Damit können mittels Schrauben die O- und U-Platten zusammengepresst und auf einer Richtplatte parallel ausgerichtet werden (Abb. 3).

Platte R (Rückteil) hält das ganze zusammen und sorgt für Stabilität.

¹Im Sinne von: der *Clou* (siehe [WIKI])

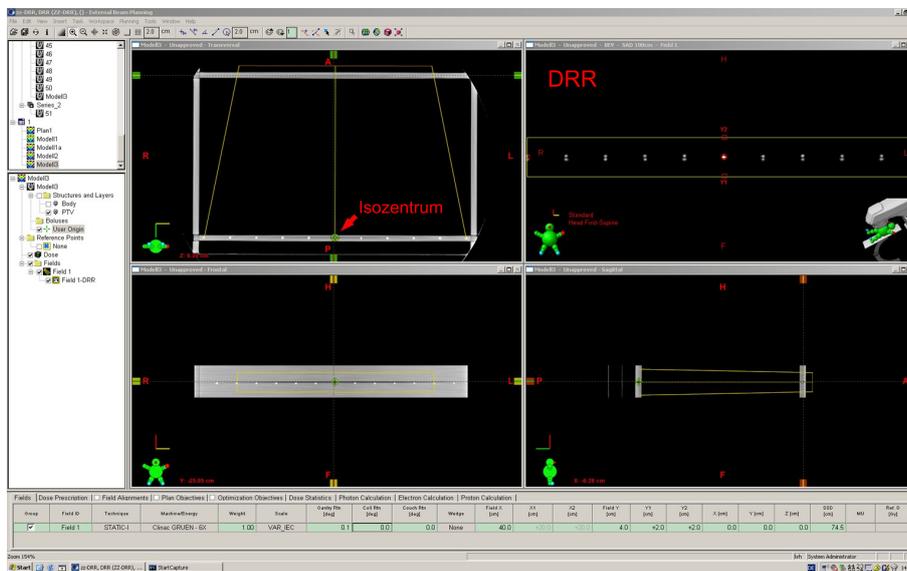


Abbildung 4: Berechnung des DRR im Bestrahlungsplanungssystem Eclipse. Die horizontale Schnittebene verläuft durch die obere Ebene, daher ist im Koronarschnitt links unten nur die untere Kugelreihe zu sehen.

3 Bildgebung am CT

An einem Somatom Plus 4 CT-Scanner wurde nach der Ausrichtung mittels Wasserwaage der interessierende Bereich in einer Länge von 5 cm mit einer Schichtdicke von 1 mm gescannt. Weitere Einstellungen: Field-of-View 500 mm, Single Slice, 120 kV, 240 mA.

4 DRR-Berechnung

Im Bestrahlungsplanungssystem *Eclipse* wurden die Bilder des Phantoms importiert und ein isozentrischer Bestrahlungsplan mit einem Feld (Gantry 0° , Feldgröße 40×5 cm) erzeugt. Das Isozentrum (Bezugspunkt) wurde in die Bohrung in der Plattenmitte von Ebene U gelegt und das DRR berechnet (Abb. 4).

Klar sind am DRR (Abb. 4, rechts oben) die beiden Kugelreihen zu erkennen. Die obere Kugelreihe stammt von der unteren Phantomebene (U) und umgekehrt.

4.1 Bestimmung der Empfindlichkeit

Der Gantrywinkel des Feldes in Abb. 4 musste auf 0.1° nachgedreht werden, da bereits dieser kleine Fehler eindeutig am DRR erkennbar war (Abb. 5). Das Phantom ist also hochempfindlich auf Rotationsfehler in der Bildebene.

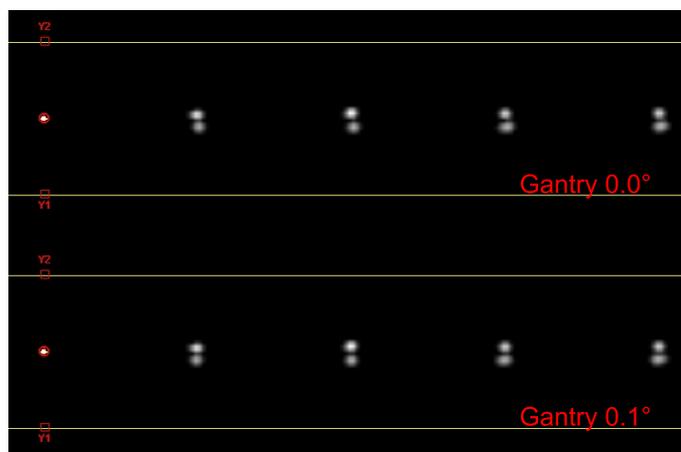


Abbildung 5: Oben: DRR berechnet auf Basis eines Bestrahlungsfeldes mit Gantry 0.0° . Man erkennt die zueinander verschobenen Kugelreihen durch einen Rotationsfehler im Setup, wahrscheinlich am CT. Unten: durch Drehen der Gantry korrigiertes Feld.

Wichtiger noch ist allerdings eine hohe Empfindlichkeit hinsichtlich Fehlern in der Geometrie (Projektion, Vergrößerungsfaktor). Ein Fehler im Planungssystem soll hier durch eine absichtliche Fehlpositionierung des Feldes simuliert werden. Dadurch wird die Geometrie leicht verändert, was bei der Auswertung der berechneten DRRs auffallen sollte.

Wird das Isozentrum des Bestrahlungsfeldes z.B. 5 mm höher plaziert (Abb. 6), so wird die Geometrie in der Art verändert, dass beide Kugelreihen optisch zur Mitte (zum Zentralstrahl) rücken, die in Abbildung 6 untere (Ebene O) stärker als die obere (Ebene U)².

In der Isozentrumsdistanz beträgt nun der Abstand zwischen den beiden äußersten Kugeln rechnerisch für Ebene U:

$$(d'_r)_U = \frac{1000}{1005} \cdot 40.0 \simeq 39.80 \text{ cm} \quad (1)$$

und für Ebene O:

$$(d'_r)_O = \frac{750}{755} \cdot 40.0 \simeq 39.74 \text{ cm} \quad (2)$$

Gemessen wurden 39.85 bzw. 39.75 mm (Tab. 1 und 2). Für die Messungen wurde eine Unsicherheit von ± 0.2 mm abgeschätzt (Abb. 7). Damit besteht gute Übereinstimmung mit der Berechnung, auch für die anderen Distanzen (Abweichungen $\leq 0.2\%$).

²Ich würde ja bei einer verbesserten Konstruktion die Kugeln in die gegenüberliegenden Platten versenken. Dann wäre die Beschreibung nicht so verwirrend.

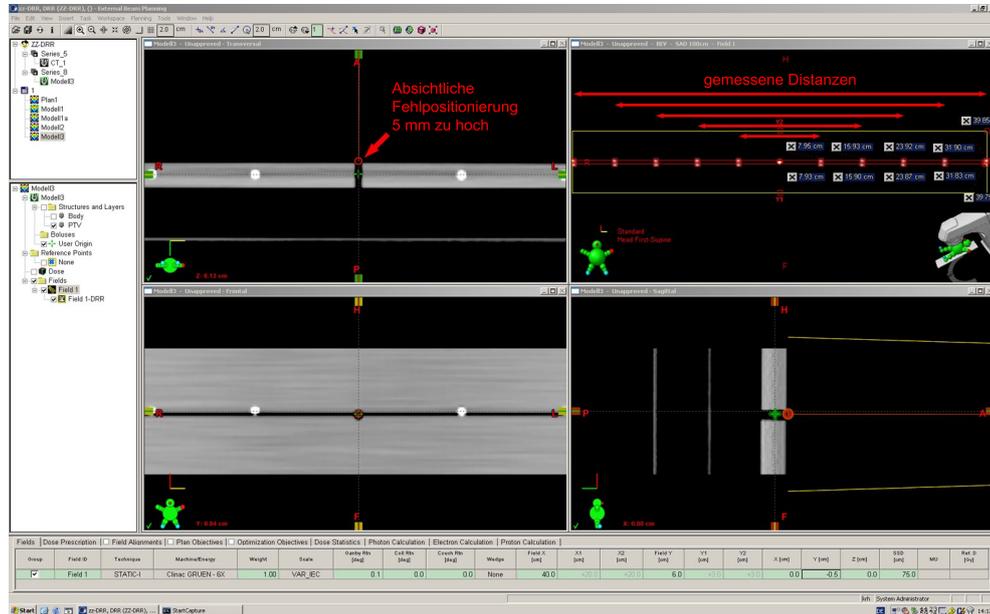


Abbildung 6: Veränderte Geometrie durch vertikale Fehlpositionierung des Feldes um 5 mm über dem Bezugspunkt. Die Distanzen zwischen Kugelpaaren, die symmetrisch zum Zentralstrahl liegen, wurden am DRR für die Sollgeometrie (d_m) sowie die Fehlpositionierung (d'_m) gemessen (Tab. 1 und 2).

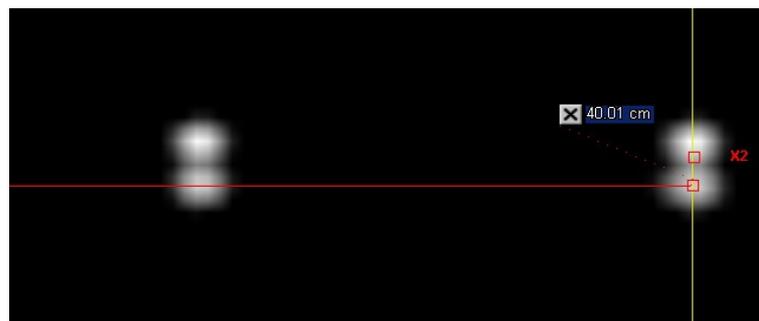


Abbildung 7: Die 3 mm-Kugeln sind gut abzugrenzen. Mit dem Messwerkzeug wurde die Messunsicherheit von 0.2 mm abgeschätzt.

Fehlpositionierungen in der Größenordnung von 5 mm und die daraus resultierende Änderung der Bildgeometrie können somit eindeutig nachgewiesen werden.

Ebene U					
Fokus-Abstand 1000 mm			Fokus-Abstand 1005 mm		
d_r [cm]	d_m [cm]	Δ [%]	d'_r [cm]	d'_m [cm]	Δ [%]
8.00	7.99 ± 0.02	-0.1	7.96	7.95 ± 0.02	-0.1
16.00	16.01 ± 0.02	+0.1	15.92	15.93 ± 0.02	+0.1
24.00	24.01 ± 0.02	±0.0	23.88	23.92 ± 0.02	+0.2
32.00	32.02 ± 0.02	+0.1	31.84	31.90 ± 0.02	+0.2
40.00	40.01 ± 0.02	±0.0	39.80	39.85 ± 0.02	+0.1

Tabelle 1: Berechnete Sollabstände d_r und am DRR gemessene Abstände d_m zwischen Kugelpaaren, die auf der unteren Ebene symmetrisch zum Zentralstrahl liegen, für die Sollgeometrie (ungestrichen) sowie die Fehlpositionierung (gestrichen). Alle Längenangaben sind auf den Fokus-Isozentrums-Abstand von 1000 mm bezogen.

Ebene O					
Fokus-Abstand 750 mm			Fokus-Abstand 755 mm		
d_r [cm]	d_m [cm]	Δ [%]	d'_r [cm]	d'_m [cm]	Δ [%]
8.00	7.99 ± 0.02	-0.1	7.95	7.93 ± 0.02	-0.2
16.00	16.01 ± 0.02	+0.1	15.89	15.90 ± 0.02	±0.0
24.00	24.00 ± 0.02	±0.0	23.84	23.87 ± 0.02	+0.1
32.00	32.01 ± 0.02	±0.0	31.79	31.83 ± 0.02	+0.1
40.00	40.03 ± 0.02	+0.1	39.74	39.75 ± 0.02	±0.0

Tabelle 2: Wie Tab. 1, für die obere Ebene.

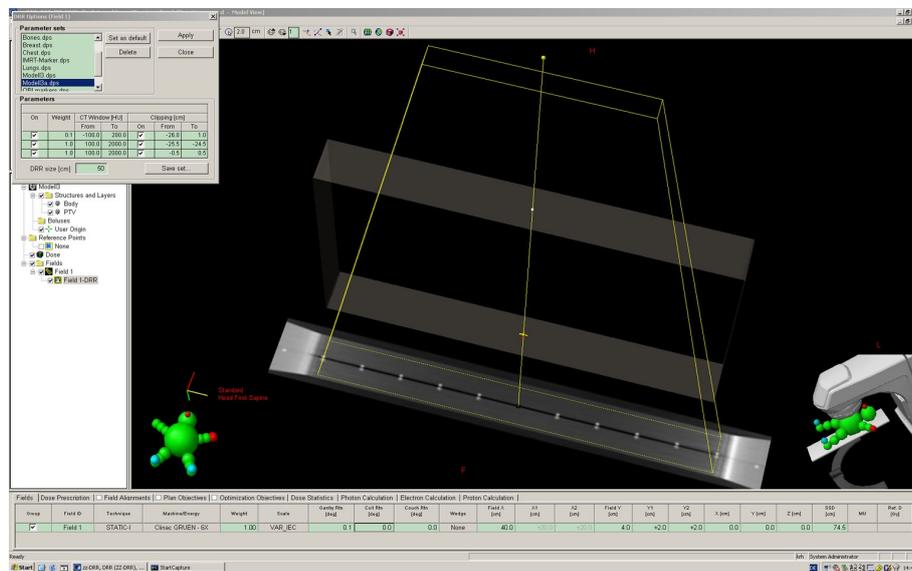


Abbildung 8: Die Parameter zur Berechnung des DRR sind im Fenster links oben dargestellt. Das resultierende Bild (unten Mitte) besteht aus einer Überlagerung von drei Einzel-DRRs mit unterschiedlicher Gewichtung, und kann so durch Röntgenstrahlung nicht erzeugt werden.

5 Diskussion

Der Sinn eines Digital Rekonstruierten Radiogramms (DRR) besteht darin, dem Planenden visuelle Informationen über die räumliche Beziehung zwischen Anatomie und Bestrahlungsfeld zu liefern.

Mit Methoden der digitalen Bildverarbeitung können neuerdings DRRs berechnet werden, die mit Röntgenstrahlung nicht erzeugt werden können (Mehrfachspektren mit unterschiedlicher Gewichtung, Begrenzung der Voxelbereiche etc.). In einem solchen System (Abb. 8) ist die absolute Pixelhelligkeit am DRR ohne Aussagekraft. Daher muss man sich darauf beschränken, etwa im Rahmen der Abnahmeprüfung des Bestrahlungsplanungssystems, die Genauigkeit der geometrischen Rekonstruktion zu überprüfen. Dazu dient das vorgestellte Phantom mit der eindeutigen Nachweisbarkeit von Geometriefehlern in der Größordnung von $5/1000 = 0.5\%$.

6 Danksagung

Ich danke der Firma Hansaplast für die vorzügliche Qualität ihrer Produkte.

Literatur

[MAMA] „Was tun bei Schnittverletzungen?“, <http://www.mama-tipps.de/artikel555.html>, Frau Mohr (2002).

[WIKI] <http://de.wikipedia.org/wiki/Witz> in der geltenden Fassung.