

# Analyse der Strahlenexposition für Patienten bei 146 Perkutanen Radiologischen Gastrostomien

## Analysis of Patients' X-ray Exposure in 146 Percutaneous Radiologic Gastrostomies

### Autoren

Tim-Ole Petersen, Martin Reinhardt, Jochen Fuchs, Dieter Gosch, Alexey Surov, Patrick Stumpp, Thomas Kahn, Michael Moche

### Institut

Department of Diagnostic and Interventional Radiology, University Hospital Leipzig, Germany

### Key words

radiation exposure, fluoroscopy time, x-ray exposure, gastrostomy, prg, rig

eingereicht 03.01.2017

akzeptiert 10.04.2017

### Bibliografie

DOI <https://doi.org/10.1055/s-0043-109690>

Online-Publikation: 13.6.2017 | Fortschr Röntgenstr 2017; 189: 820–827 © Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart · New York, ISSN 1438-9029

### Korrespondenzadresse

Tim-Ole Petersen  
Klinik und Poliklinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Universitätsklinikum Leipzig, Liebigstraße 20, 04103 Leipzig, Germany  
Tel.: ++ 49/3 41/9 71 69 83  
Fax: ++ 49/3 41/9 71 74 49  
[tim-ole.petersen@medizin.uni-leipzig.de](mailto:tim-ole.petersen@medizin.uni-leipzig.de)

### ZUSAMMENFASSUNG

**Ziel** Bestimmung der Strahlenexposition für die Patienten bei der Anlage einer Perkutanen Radiologischen Gastrostomie (PRG) in einem größeren Patientenkollektiv.

**Material und Methoden** Von 146 erfolgreich durchgeführten, konsekutiven, primären PRG-Anlagen in den Jahren 2004–2015 wurden Daten zur Strahlenexposition erhoben. Dabei wurden die Parameter Dosisflächenprodukt (DFP), respektive Dosislängenprodukt (DLP) und die Durchleuchtungszeit (DLZ) erfasst und in Bezug auf die verwendeten Geräte (Flachdetektor (FD) vs. Bildverstärker (BV)), sowie die Notwendigkeit der periprozeduralen Anlage einer für die Magendistension notwendigen naso- oder orogastralen Sonde hin analysiert. Ergänzend wurde die effektive Dosis von PRG-Anlagen mittels Röntgendurchleuchtung (DL), Computertomografie (CT) und Interventionen mit Cone Beam CT (CBCT) mit dem entsprechenden Konversionsfaktor bestimmt.

**Ergebnisse** Das mediane DFP von PRG-Anlagen unter DL lag bei 163 cGy\*cm<sup>2</sup> (FD: 155 cGy\*cm<sup>2</sup>; BV: 175 cGy\*cm<sup>2</sup>). Die mediane DLZ betrug 2,2 min. Dabei führte eine intraprozedurale Anlage einer naso- oder orogastralen Sonde (n = 68) zu einer signifikanten Verlängerung der medianen DLZ auf 2,5 min gegenüber 2 min bei Patienten mit bereits liegender Sonde. Zusätzlich wurden Dosiswerte von kleineren Patientengruppen analysiert, bei denen die PRG CBCT-gestützt (n = 7; medianes DFP = 2635 cGy\*cm<sup>2</sup>), oder CT-gestützt (n = 4, medianes DLP = 657 mGy\*cm) angelegt wurde. Durch Abschätzungen aus den medianen DFP bzw. DLP ergaben sich effektive Dosen von 0,3 mSv für DL-gestützte Anlagen (FD 0,3 mSv; BV 0,4 mSv), mittels FD mit CBCT 7,9 mSv, und bei PRG-Anlagen im CT eine effektive Dosis von 9,9 mSv. Das entspricht einem Faktor 26 von DL gegenüber CBCT, beziehungsweise einem Faktor 33 von DL gegenüber CT.

**Schlussfolgerung** Perkutane Radiologische Gastrostomien unter DL sind Interventionen mit geringer Röntgenstrahlenexposition. Die intraprozedurale Anlage einer naso- oder orogastralen Sonde verlängert die Durchleuchtungszeit, hat aber nur einen geringen Einfluss auf die Gesamtdosis der Intervention. Um die Strahlenexposition bei PRG-Anlagen für Patienten und Personal zu minimieren, sollte bei fluoroskopisch geführten Interventionen ein Flachdetektorsystem mit kurzen Durchleuchtungssequenzen in niedriger Dosis und geringer Bildfrequenz genutzt werden. Aufgrund der deutlich höheren Strahlenexposition sollten sowohl der Einsatz einer C-Bogen-CT als auch PRG-Anlagen im CT auf klinisch unbedingt notwendige Ausnahmen mit strenger Indikationsstellung beschränkt werden.

### Kernaussagen

- Fluoroskopisch gestützte PRG-Anlagen sind effiziente Interventionen mit niedriger Strahlenexposition.
- Die Strahlenexposition unter Röntgendurchleuchtung ist an Flachdetektorsystemen geringer als bei Systemen mit Bildverstärker.
- Die begleitende Anlage einer Magensonde verlängert die Durchleuchtungszeit.
- Die Magensondenanlage lohnt sich, um den vorschnellen Einsatz der deutlich strahlenintensiven CT zu verhindern.
- Der Einsatz der Cone Beam CT oder der CT erhöht die Strahlenexposition um das 26 bzw. 33fache

- Die PRG-Anlage mithilfe von Cone Beam CT und CT sollten nur in Ausnahmefällen erfolgen.

#### Zitierweise

- Petersen TO, Reinhardt M, Fuchs J et al. Analysis of Patients' X-ray Exposure in 146 Percutaneous Radiologic Gastrostomies. *Fortschr Röntgenstr* 2017; 189: 820–827

#### ABSTRACT

**Purpose** Analysis of patient's X-ray exposure during percutaneous radiologic gastrostomies (PRG) in a larger population.

**Materials and Methods** Data of primary successful PRG-procedures, performed between 2004 and 2015 in 146 patients, were analyzed regarding the exposition to X-ray. Dose-area-product (DFP), dose-length-product (DLP) respectively, and fluoroscopy time (DLZ) were correlated with the used x-ray systems (Flatpanel Detector (FD) vs. Image Intensifier (BV)) and the necessity for periprocedural placement of a nasogastric tube. Additionally, the effective X-ray dose for PRG placement using fluoroscopy (DL), computed tomography (CT), and cone beam CT (CBCT) was estimated using a conversion factor.

**Results** The median DFP of PRG-placements under fluoroscopy was 163 cGy\*cm<sup>2</sup> (flat panel detector systems: 155 cGy\*cm<sup>2</sup>; X-ray image intensifier: 175 cGy\*cm<sup>2</sup>). The me-

dian DLZ was 2.2 min. Intraprocedural placement of a naso- or orogastric probe (n = 68) resulted in a significant prolongation of the median DLZ to 2.5 min versus 2 min in patients with an already existing probe. In addition, dose values were analyzed in smaller samples of patients in which the PRG was placed under CBCT (n = 7, median DFP = 2635 cGy\*cm<sup>2</sup>), or using CT (n = 4, median DLP = 657 mGy\*cm). Estimates of the median DFP and DLP showed effective doses of 0.3 mSv for DL-assisted placements (flat panel detector 0.3 mSv, X-ray image converter 0.4 mSv), 7.9 mSv using a CBCT – flat detector, and 9.9 mSv using CT. This corresponds to a factor 26 of DL versus CBCT, or a factor 33 of DL versus CT.

**Conclusion** In order to minimize X-ray exposure during PRG-procedures for patients and staff, fluoroscopically-guided interventions should employ flat detector systems with short transmittance sequences in low dose mode and with slow image frequency. Series recordings can be dispensed with. The intraprocedural placement of a naso- or orogastric probe significantly extends DLZ, but has little effect on the overall dose of the intervention. Due to the significantly higher X-ray exposure, the use of a CBCT as well as PRG-placements using CT should be limited to clinically absolutely necessary exceptions with strict indication.

## Einleitung

Die Perkutane Radiologische Gastrostomie (PRG) ist ein sicheres Verfahren und hat sich als Alternative zur Perkutanen Endoskopischen Gastrostomie (PEG) als Zugang für die künstliche Ernährung etabliert. Im Gegensatz zur PEG muss die PRG unter Bildsteuerung und mittels Mageninsufflation durch eine Magensonde erfolgen. Seit ihrer Erstbeschreibung 1981 [1] wird die PRG vornehmlich unter Röntgendurchleuchtung (DL) durchgeführt [2]. Alternative oder ergänzende bildgebende Verfahren zur Führung der Intervention sind die Sonografie, die Cone Beam Computertomografie (CBCT) oder die Computertomografie (CT). Bei Passagestörung in den Magen kann die Anlage der Magensonde erschwert sein und muss dann unter Umständen auch unter Bildsteuerung erfolgen.

Bisher publizierte Daten zur PRG zeigen eine hohe Erfolgs- und niedrige Komplikationsrate [3–7]. Es gibt jedoch nur sehr wenige Publikationen, welche die Strahlenexposition für die Patienten diskutieren. Die Strahlenexposition bei PRG-Anlagen wurde bisher noch nicht systematisch in einem größeren Kollektiv untersucht. Lediglich drei Publikationen mit jeweils deutlich kleineren Kollektiven (n = 9–106) benennen das Dosisflächenprodukt (DFP; 296–4615,8 cGy\*cm<sup>2</sup>) [8–10]. Die Durchleuchtungszeit (DLZ) wird nur von fünf Autoren angegeben (2,1–12,6 min) [3, 9–12]. Dabei ist lediglich bei einer Arbeit das Patientenkollektiv größer als das hier vorgestellte Kollektiv [3]. Eine Untersuchung der Abhängigkeit von DFP und DLZ bei der intraprozeduralen Anlage einer oral oder nasal eingeführten Magensonde (MS) oder dem eingesetzten Detektortyp gibt es bislang nicht.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es daher, anhand von DFP und DLZ die Strahlenexposition bei PRG-Anlagen in einem größeren Patientenkollektiv zu bestimmen und den Einfluss von MS-Anlage und Detektortyp zu untersuchen. Zusätzlich sollte durch Bestimmung der effektiven Dosis eine Vergleichbarkeit zwischen Anlagen unter DL, CT oder CBCT ermöglicht werden.

## Material und Methoden

Im Radiologieinformationssystem (RIS) erfolgte eine retrospektive Recherche nach erfolgreichen PRG-Anlagen und eine Auswertung der Röntgenexpositionswerte – DLZ, DFP, und Dosislängenprodukt (DLP) für DL- und CT-gestützte PRG-Anlagen von 2004–2015. Zusätzlich wurden die verwendeten Detektorsysteme der Durchleuchtungsanlagen, der Einsatz von speziellen Techniken (beispielsweise CBCT) und die Notwendigkeit der intraprozeduralen Anlage einer Magensonde dokumentiert. Ergänzende klinische Informationen wurden dem Krankenhausinformationssystem entnommen.

Von 214 dokumentierten PRG im RIS waren 68 Datensätze unvollständig. Somit konnten 146 Datensätze erfolgreicher PRG-Anlagen ausgewertet werden. Die Geschlechterverteilung war 4,4:1 (m:w) und das mittlere Alter betrug 62,1 Jahre (► **Tab. 1**).

Es wurden vornehmlich Tumorpatienten (90%) versorgt, von denen aufgrund klinikinterner Zuweiserpräferenzen die meisten (n = 122; 83%) Patienten Kopf-Hals-Malignome hatten. Bei aus der HNO-Klinik zugewiesenen Patienten waren PEG-Versuche entweder frustriert oder eine Endoskopie als nicht möglich bzw. das

► **Tab. 1** Demografische Daten und Patientencharakteristika.

Parameter	Wert
primär erfolgreiche PRG-Anlagen	146
Geschlecht	119 männlich 27 weiblich
Alter	62,1 Jahre (SD ± 8,2; Min. 42, Max. 86)
Grunderkrankung	132 (90 %) Malignome 122 (83 %) Kopf-Hals-Malignome 10 (7 %) andere Malignome 6 (4 %) benigne Stenosen o. ä. 6 (4 %) neurologische Grunderkrankung 1 (1 %) Boerhaave Syndrom 1 (1 %) ARDS

PRG = Perkutane Radiologische Gastrostomie, SD = Standardabweichung, ARDS = Adult Respiratory Distress Syndrome.

Risiko für eine Verletzung nach oropharyngealer Rekonstruktion als zu hoch eingeschätzt worden. Die nächst größeren Patientengruppen hatten mediastinale Malignome (Ösophagus-, Bronchial- oder Schilddrüsenkarzinome sowie Lymphknotenmetastasen [n = 10; 7 %]), gefolgt von benignen Veränderungen wie Ösophagusstenosen (n = 6; 4 %) und anderen Grunderkrankungen (n = 2; 2 %) (► **Tab. 1**).

Die Gruppe der neurologischen Grunderkrankungen (n = 6; 4 %; 3x Apoplex, 1x intrazerebrale Blutung, 1x zentronukleäre Myopathie, 1x multiple Sklerose) ist im Verhältnis zu anderen Publikationen über die PRG [13 – 15] in unserem Patientenkollektiv deutlich unterrepräsentiert.

142 PRG wurden in bekannter Technik unter DL angelegt [1]. Zunächst erfolgte eine orientierende Oberbauchsonografie mit Markierung der Lebergrenze. Nach Anlage einer MS wurde der Magen mit Raumluft distendiert [2, 3, 16] und eine flächige Lokalanästhesie von der Cutis bis zur Magenvorderwand durchgeführt. Das Ausweichen des Magens bei der Dilatation des Zugangsweges verhindern zwei Gastropexien, die diametral um die eigentliche Gastrostomie angelegt wurden. Zentral zwischen den Gastropexien erfolgte dann nach Punktion und Dilatation die Gastrostomiesondenanlage in Seldingertechnik. Jede Punktion wurde mit unter Sog stehender aufgesetzter Spritze und DL durchgeführt. Die Dokumentation der intragastralen Lage erfolgte durch Kontrastmittelinjektion über die Punktionsnadel bzw. über die PRG beim finalen Tubogramm.

Von den 142 unter DL eingesetzten PRG wurden 97 an Flachdetektorsystemen (FD; Innova 4100, GE Healthcare, Milwaukee, USA [n = 91] mit einem 41 × 41 cm Detektor oder Axiom Artis dMP, Siemens, Erlangen [n = 6] mit einem 30 × 38 cm Detektor) durchgeführt. Alternativ (n = 38) wurde die pa-Ebene einer Zweiebenen-Angiografieanlage mit Bildverstärker (BV) (Axiom Artis BA, Siemens, Erlangen 40 cm Detektordurchmesser) genutzt.

Es wurde jeweils in einem Niedrigdosis-Fluoroskopiemodus (Röhrenspannung 80 kV, Röhrenstrom 7,5 mA und 0,1 mm Cu-Filter) mit einer Standardbildfrequenz von 15 Bilder/s gearbeitet. Diagnostische Serien wurden allenfalls zur Dokumentation eingesetzt (2 Bilder/s, 100 kV, 290 mA). In 7 Fällen wurde zusätzlich eine CBCT mit einer Rotationsgeschwindigkeit von 40 °/s durchgeführt (technisch nur an der Innova 4100 verfügbar).

Die CT-gestützten PRG-Anlagen (n = 4) erfolgten in einem 16-Zeilen CT (Brilliance Big Bore, Philips, Cleveland, USA). Dabei wurden zur Planung und Abschlusskontrolle Spiral-CT Schichten rekonstruiert (2 bzw. 3 mm, Kollimation 16 × 1,5 mm, Pitch 0,938, Rotationszeit 0,75 s, FOV 350 mm, 120 kV mit automatischer Dosismodulation). Die Punktionen erfolgten mit sequenzieller CT-Fluoroskopie (4 × 3 mm, 120 kV, 65 mA, FOV 500 mm).

Die ermittelten Dosiswerte wurden den Patientendokumentationen im RIS entnommen. Es handelte sich dabei um Dosiswerte, die an den Untersuchungsgeräten angezeigt wurden.

Alle Prozeduren wurden von Fachärzten mit 30, 14, 6 und 6 Jahren Erfahrung in Interventioneller Radiologie durchgeführt oder supervidiert.

Zur besseren Vergleichbarkeit der Strahlenexposition bei unterschiedlichen Modalitäten wurde die effektive Dosis abgeschätzt. Diese ist ein Schätzwert, der durch die Heterogenität der Strahlenempfindlichkeit der Organe des Patienten sowie deren nur partielle Exposition infolge möglichst exakter Einblendung nur eine bedingte Genauigkeit zulässt. Weitere Einflussgrößen sind die Strahlenqualität (Röhrenspannung und eingesetzter Filter), Projektionsrichtung und die Strahlenfeldgeometrie [17].

Die Patienten bzw. ihre Betreuer wurden am Vortag über die Prozedur aufgeklärt und gaben ihr schriftliches Einverständnis. Die Auswertung wurde von der lokalen Ethikkommission genehmigt.

Aufgrund der verzerrten Verteilung der Variablen wurden non-parametrische Wilcoxon Tests verwendet um Unterschiede zwischen den Gruppen zu testen. Normal verteilte Variablen (Alter) wurden mit Mittelwert, Standardabweichung sowie Min- und Maximalwert angegeben. Verzerrte Werte (DLZ, DFP) wurden mit Median, Mittel- sowie Min- und Maximalwert angegeben. Der Vorteil des Medianes gegenüber dem Mittelwert liegt in der Stabilität gegenüber Extremwerten. Deshalb wird der Median im nachfolgenden Text vornehmlich genannt. Die DLZ wurde in Dezimalteilen einer Minute angegeben.

## Ergebnisse

Das mediane DFP der 142 fluoroskopisch gelegten PRG betrug 163 cGy\*cm<sup>2</sup> (► **Tab. 2**). Das mediane DFP der FD-Gruppe betrug 155 cGy\*cm<sup>2</sup>, am BV 175 cGy\*cm<sup>2</sup>. Die mediane DLZ lag bei 2,2 Minuten (► **Tab. 3**).

Bei 68 Patienten wurden die MS periinterventionell, bei den restlichen 67 bereits auf der Station platziert. 94,5 % der Patienten, bei denen eine MS angelegt wurde, hatten Malignome in Mund, Hals oder Mediastinum, die die Sondierung erschwerten. Bei 55 % der PRG-Anlagen am FD musste eine MS angelegt werden, bei den Interventionen am BV nur bei 39 %. Bei fluoroskopisch gestützten MS-Anlagen zeigen sich im Median ein DFP von 162 cGy\*cm<sup>2</sup> und eine DLZ von 2,5 min. Bei Patienten mit bereits

► **Tab. 2** Dosisflächenprodukt (DFP) in Abhängigkeit von den verwendeten Geräten, dem Einsatz einer Cone Beam CT (CBCT) bzw. der Notwendigkeit einer periprozeduralen Magensondenanlage (MS). Dosislängenprodukt (DLP) bei PRG-Anlagen im CT.

DFP (cGy*cm <sup>2</sup> )	n	Median	Mittel	Minimum	Maximum	SD
gesamt unter DL	142	163	296	10	1754	± 330,1
Flachdetektor	97	155	295,9	10	1754	± 365
Bildverstärker	38	175	296,3	34	896	± 241,9
Flachdetektor mit CBCT	7	2635	2547,1	911	4761	
PRG mit Anlage einer MS	68	162	306,4	10	1754	± 362,9
Flachdetektor	53	162	307,5	10,0	1754	
Bildverstärker	15	157	302,6	58,4	896	
PRG ohne Anlage einer MS	67	178	284,6	16	1467	± 293,7
Flachdetektor	44	148	279,0	16	1467	
Bildverstärker	23	268	292,6	34	648	
CT (DLP in mGy*cm)	4	657	679	427	974	

DFP = Dosisflächenprodukt in cGy\*cm<sup>2</sup>, MS = Magensondenanlage, DLP = Dosislängenprodukt in mGy\*cm, SD = Standardabweichung, PRG = Perkutane Radiologische Gastrostomie, DL = fluoroskopische Röntgendurchleuchtung, CT = Computertomografie, CBCT = Cone Beam CT. Alle miteinander vergleichbaren Median-Werte haben eine nur eine geringe Signifikanz (p > 0,05).

► **Tab. 3** Durchleuchtungszeit (DLZ) in Abhängigkeit von den verwendeten Geräten, dem Einsatz einer Cone Beam CT (CBCT) bzw. der Notwendigkeit einer periprozeduralen Anlagen einer nasogastralen Sonde (MS).

Werte für die DLZ (Minuten)	Median	Mittel	Minimum	Maximum	SD
gesamt	2,2	3,1	0,4	20	± 3
Flachdetektor	2,5* <sup>d</sup>	3,4	0,4	20,0	± 3,5
Bildverstärker	1,3* <sup>d</sup>	2,0	0,4	18,0	± 2,9
PRG mit Anlage einer MS	2,5** <sup>a</sup>	3,8	0,5	20	± 3,8
Flachdetektor	3,1** <sup>c</sup>	4,2	0,5	20,0	
Bildverstärker	1,4** <sup>c</sup>	2,7	0,5	18,0	
PRG ohne Anlage einer MS	2** <sup>a</sup>	2,3	0,4	6	± 1,3
Flachdetektor	2,2*** <sup>b</sup>	2,7	0,4	6,0	
Bildverstärker	1,5*** <sup>b</sup>	1,3	0,4	3,9	
mit Einsatz CBCT	4,7	5,2	2	10,24	

DLZ = Durchleuchtungszeit in Minuten (dezimale Nachkomma-Stellen), MS = Magensondenanlage, SD = Standardabweichung, PRG = Perkutane Radiologische Gastrostomie, CT = Computertomografie, CBCT = Cone Beam CT. \* p > 0,05, \*\* p < 0,05, \*\*\* p < 0,001, \*\*\*\* p ≤ 0,0001, von einander abhängige Variablen mit kl. Buchstaben markiert.

liegender MS betrug das mediane DFP 178 cGy\*cm<sup>2</sup> und die mediane DLZ 2 min (► **Tab. 2, 3**).

Abhängig von den Anlageparametern lässt sich aus dem DFP die effektive Dosis abschätzen [17]. Bei einem Konversionsfaktor von etwa 0,2 mSv/mGy\*cm<sup>2</sup> ergab sich für alle unter DL angelegten PRG eine abgeschätzte mediane effektive Dosis von ca. 0,3 mSv (► **Tab. 4**).

Bei 7 Prozeduren war aus nachfolgenden Gründen eine zusätzliche CBCT notwendig: Zur Vermeidung einer Punktion von Struk-

turen im Zugangsweg (2x), zum Ausschluss von Penetrationen angrenzender Strukturen nach der Punktion des Magens (3x), und nach Anlage der PRG (3x) zur Überprüfung des korrekten Sondenverlaufs. Bei 5 der 7 Prozeduren lag eine Billroth-II-Situation vor.

Durch den Einsatz der CBCT lag das mediane DFP bei 2635 cGy\*cm<sup>2</sup>. Die mediane DLZ lag bei diesen Patienten lag bei 4,7 min. Bei einem Konversionsfaktor von 0,3 mSv/mGy\*cm<sup>2</sup> [18] betrug die abgeschätzte mediane effektive Dosis ca. 7,9 mSv (► **Tab. 4**).

► **Tab. 4** Abschätzung der effektiven Dosis für PRG-Anlagen unter Fluoroskopie, Fluoroskopie mit Cone Beam CT (CBCT) sowie PRG-Anlagen im CT.

	DFP (cGy*cm <sup>2</sup> )		effektive Dosis (mSv)	
	Median	Mittel	Median	Mittel
Fluoroskopie gesamt	163	296	0,3	0,6
Flachdetektor	155	295,9	0,3	0,6
Bildverstärker	175	296,3	0,4	0,6
Flachdetektor mit CBCT	2635	2547,1	7,9	7,6
CT (DLP in mGy*cm)	657	679	9,9	10,2

\*Konversionsfaktoren für Fluoroskopie 0,2 mSv/mGy\*cm<sup>2</sup>; CBCT 0,3 mSv/mGy\*cm<sup>2</sup>; CT 0,015 mSv/mGy\*cm. DFP = Dosisflächenprodukt in cGy\*cm<sup>2</sup>, DLP = Dosislängenprodukt in mGy\*cm, PRG = Perkutane Radiologische Gastrostomie, CT = Computertomografie, CBCT = Cone Beam CT.

► **Tab. 5** Vergleich der bisher publizierten Durchleuchtungszeiten mit den vorgestellten Daten.

Autor	Prozeduren	mediane DLZ	mittlere DLZ	Min.–Max.	SD
Kloeckner R et al. [17]	n = 53		5,9		± 5,3
Mildenberger P et al. [20]	n = 90		12,6	1,2 – 81	
Thornton F et al. [21]	n = 90	4,7/4,6			± 2,4/2,3
Perona F et al. [4]	n = 254		2,1	2,1 – 9	
Baumann F. et al [20]	n = 9		5,6/7,6		
Eigenes Kollektiv	n = 146	2,2	3,1	0,4 – 20	± 3

DLZ = Durchleuchtungszeit in Minuten (dezimale Nachkomma-Stellen), SD = Standardabweichung, Thornton et al. geben nicht an, ob es sich um einen Mediane oder mittlere DLZ handelt. Die zwei Werte stehen für „mit“ und „ohne“ Gastropexie, Baumann et al.: DLZ vor und nach Entblindung mit Echtzeitdosimetrie.

4 Gastrostomien wurden primär am CT durchgeführt. Gründe hierfür waren die Ablehnung einer MS durch die Patientin (1x), technisch frustrane MS Anlage (1x), Z. n. Ösophagusresektion bei Boerhaave mit collarer Ausleitung (1x), mediastinale Tumorphöhle mit ösophagotrachealer Fistel (1x) und eine Koloninterposition mit engem Punktionsfenster (1x). Das mediane Dosislängenprodukt (DLP) war 657 mGy\*cm. Die abgeschätzte mediane effektive Dosis betrug bei einem Konversionsfaktor von 0,015 mSv/mGy\*cm [19] 9,9 mSv.

## Diskussion

Die Auswertung der Röntgenstrahlenexposition für Patienten bei der Anlage von PRG zeigt erhebliche Unterschiede in Bezug auf die Wahl des bildgebenden Verfahrens. PRG-Anlagen unter DL gehen schnell und benötigen am wenigsten Strahlung. Wird ein CBCT benötigt, steigt die Strahlenexposition für den Patienten um ein 26faches. Die Durchführung der Prozedur im CT erhöht die Strahlendosis weiter. Die Notwendigkeit einer Anlage der MS unter DL erhöht die DLZ für den Patienten signifikant.

Klinisch haben sich PEG und PRG seit langem als primäre Verfahren gegenüber der chirurgischen Gastrostomie durchgesetzt. Veröffentlichungen über die PRG zeigen seit Jahren sehr hohen Erfolgsraten von 96 – 100 % bei nur ca. 1,3 – 7,3 % Major- und 4,4 – 46,8 % Minorkomplikationen [3 – 7].

Das mediane DFP während der PRG-Anlage war mit 163 cGy\*cm<sup>2</sup> relativ niedrig. In Übereinstimmung mit früheren Veröffentlichungen bestand diesbezüglich eine Abhängigkeit vom Detektortyp, sodass beim Einsatz eines FD bei gleicher Bildqualität die Dosis im Vergleich zum BV niedriger ausfiel [20]. Der mögliche Einfluss durch unterschiedliche Feld- und Zoomgrößen kann retrospektiv nicht mehr eruiert werden.

Es gibt bisher nur drei Publikationen mit kleineren Patientenkollektiven (► **Tab. 6**), welche das DFP bei PRG-Anlagen benennen. Eine Registeranalyse von 17 Zentren [8] mit 106 Datensätzen beschreibt ein medianes DFP von 430 cGy\*cm<sup>2</sup>. Kloeckner et al. [9] berichten ein medianes DFP von 3260 cGy\*cm<sup>2</sup>. Baumann et al. haben den Einfluss der Echtzeitdosimetrie auf die Höhe der Strahlenexposition unter anderem bei 9 Gastrostomien untersucht. Sie beziffern das mittlere DFP bei direktem Dosisfeedback auf 4284 cGy\*cm<sup>2</sup>, wobei der Ausgangswert vor sichtbarer Echtzeitdosimetrie sogar bei 7274 cGy\*cm<sup>2</sup> lag [10]. Unser medianes



► **Tab. 6** Vergleich der bisher publizierten Dosisflächenprodukte mit den eigenen Daten bei PRG-Anlagen.

Autor	Prozeduren	medianes DFP	mittleres DFP	Min.–Max.	SD
Lowe AS et al. [16]	n = 106	430	954,68	52 – 8840	
Kloeckner R et al. [17]	n = 53	3260	4410		± 4940
Baumann F et al. [18]	n = 9		7274 / 4284		
eigenes Kollektiv	n = 146	163	296	10 – 1754	± 330,1

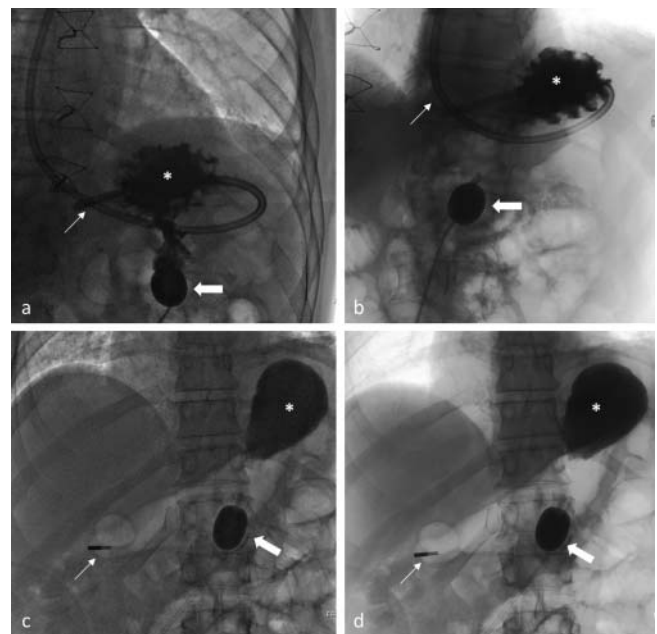
DFP = Dosisflächenprodukt in  $\text{cGy} \cdot \text{cm}^2$ , SD = Standardabweichung, Baumann et al.: Wert vor und nach Entblindung mit Echtzeitdosimetrie.

DFP ist mit  $163 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$  um den Faktor 2,6 bzw. sogar den Faktor 20 geringer, der Mittelwert mit  $296 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$  um die Faktoren 5,8 bzw. 14,9 und 15,6. Die von uns ermittelten Werte liegen somit deutlich unter den bisher publizierten Daten. Alle von uns durchgeführten PRG-Anlagen wurden unter dosisreduzierter DL mit möglichst präziser Einblendung durchgeführt (► **Abb. 1**). Auch die Dokumentation einzelner Schritte (wie die Punktionen oder das abschließende Tubogramm) konnten regelhaft durch Speicherung eines Durchleuchtungsbildes mit LIH (Last Image Hold) und somit ohne strahlenintensive diagnostische Serienaufnahmen erfolgen, ohne dass es in der Routine zu einem relevanten Informationsverlust führte (► **Abb. 1**).

Aufgrund klinikinterner Zuweiserpräferenzen finden sich in unserem Patientenkollektiv im Gegensatz zu den meisten anderen Publikationen vornehmlich Patienten mit HNO-Tumoren. Dieser Umstand scheint zwar auch bei dieser Patientengruppe keinen Einfluss auf die sehr hohe Erfolgsraten der Prozedur von 99% [2] zu haben. Durch den hohen Anteil an tumor- oder therapieassoziierten Passagehindernissen stellte die Anlage einer MS bei unserem Patientenkollektiv eine Herausforderung dar und konnte zu meist nur unter Röntgenkontrolle erfolgen. Die MS-Anlage verlängerte die mediane DLZ um 25% von 2 min auf 2,5 min statistisch signifikant (► **Tab. 3**). Dass sich das DFP nicht erhöhte, liegt an der sehr niedrigen Dosis der DL und an der breiten Streuung der Werte in den BV-Subgruppen ( $n = 38$ ). Der Anteil an periprozedural angelegten MS in der FD-Gruppe war mit 55% höher gegenüber 39% in der BV-Gruppe, was zu einer zusätzlichen Verzerrung mit relativer Erhöhung des DFP der FD-Gruppe verglichen mit der BV-Gruppe geführt haben kann.

Betrachtet man isoliert das größere FD-Kollektiv ( $n = 97$ ) so zeigt sich eine geringe Zunahme des DFP bei MS-Anlage ( $n = 44$ ) um lediglich 9%. Dieser Anstieg ist im Vergleich zur deutlich höheren Strahlenexposition bei PRG-Anlagen im CT fast zu vernachlässigen. Im klinischen Alltag sollten daher ausdauernde Versuche unternommen werden, eine MS zu etablieren, anstatt die Intervention in das CT zu verlegen.

Sowohl bei der MS- als auch der PRG-Anlage stellen sich für Patienten und insbesondere auch den Interventionalisten die Herausforderung eines adäquaten Strahlenschutzes. Bei der DL-geführten MS-Anlage steht der Durchführende direkt neben dem Patienten Kopf, wo eine Abdeckung durch den Unter- und Über-tischstrahlenschutz häufig nicht gegeben ist. Die Obertischblei-glasscheibe wird wie bei der eigentlichen PRG-Anlage, wo sie die



► **Abb. 1** Gegenüberstellung der Bildqualität zwischen Fluoroskopie **a, c** und diagnostischen Aufnahmen **b, d**. Abschließende Darstellungen nach PRG-Anlage bei einem 68-jährigen Patienten **a, b** und einem 47-jährigen Patienten **c, d**. Intra-gastrale Lage der geblockten PRG-Sonde (dicker Pfeil) mit noch liegender nasogastraler Sonde (dünner Pfeil) und Kontrastmitteldepot im Magenfundus (Asterisk).

Sicht auf die Punktionsstelle verhindert, häufig als hinderlich empfunden. Sowohl bei der Steuerung der MS als auch den Punktionen in einem steilen Winkel von ca.  $60 - 80^\circ$  zum Hautniveau sind die Hände häufig dicht am Patienten und könnten sogar in den direkten Strahlengang kommen. Hier sollte unbedingt auf Hilfsmittel wie Nadelhalter zurückgegriffen werden, um diese direkte Strahlenexposition zu umgehen. Ist die Manipulation im direkten Strahlengang unvermeidbar, sollten unbedingt sterile Strahlenschutzhandschuhe getragen werden.

Der sehr steile Punktionswinkel verhindert eine Position des Detektors dicht über der Körperoberfläche des Patienten, wodurch die Leistung der Röhre und damit auch die Strahlenexposition erhöht werden. (► **Abb. 1**). Baumann et al. konnten zeigen, dass das DFP durch den Einsatz der Echtzeitdosimetrie nach einer Lernphase um über 41% reduziert wurde [10].

Im Vergleich mit der Literatur liegt die ermittelte mediane und mittlere DLZ von 2,2 bzw. 3,1 min selbst bei Anlage einer Magen-sonde mit 2,5 bzw. 3,8 min deutlich unter den wenigen bisher publizierten Daten (► **Tab. 5**). Kloeckner et al. [9] berichten von einer mittleren DLZ von 5,9 Minuten. Baumann et al. beschreiben bei ihrer Veröffentlichung über den Einsatz der Echtzeitdosimetrie [10] eine Zunahme der DLZ von 5,6 auf 7,6 min mit gleichzeitiger Abnahme des DFP. Eine mögliche Erklärung könnte der häufigere Einsatz der DL anstatt der Serienaufnahmen sein. Mildenberger et al. [12] geben bei einem gemischten Kollektiv von 90 Perkutanen Radiologischen Gastro- und Enterostomien eine mittlere DLZ von 12,6 Minuten an, dabei waren aber fast 1/3 die deutlich komplexeren Duodeno- oder Jejunostomien. Thornton et al. [11] gaben bei einem Vergleich zwischen PRG mit und ohne Gastropexie eine DLZ von 4,73 min mit Gastropexie und 4,59 min ohne Gastropexie an; wobei aber nicht angegeben wird, ob es sich um mediane oder mittlere Werte handelt. Perona et al. [3] beziffern die mittlere DLZ mit nur 2,12 min. Allerdings wurde der Mittelwert in dieser Arbeit aus 254 primären PRG-Anlagen und 275 PRG-Wechseln gebildet. Letztere sind deutlich weniger komplex und gehen nach eigenen Erfahrungen mit einer wesentlich kürzeren Prozedur- und Durchleuchtungszeit einher. Ein weiterer Unterschied zu unseren Daten ist der geringe Anteil periprozeduraler MS-Anlagen (5,4%).

Kuon et al. [21] zeigten in ihrer Arbeit, dass die Strahlenexposition von der Durchleuchtungszeit nur bedingt ableitbar ist, sondern vielmehr durch die Anzahl und Frequenz der dosisintensiven Serienaufnahmen bedingt ist. Diese Feststellung trifft auf unser Kollektiv aber kaum zu, da auf Serienaufnahmen möglichst verzichtet wurde.

Laut Bapst B. et al. bietet die CBCT neue Möglichkeiten zur Darstellung und Durchführung einer Intervention [22] mit einem Gewinn an Sicherheit. In dem hier vorgestellten Patientengut wurde die CBCT genutzt, um Zugangswege sicherer zu planen oder um während der Intervention auszuschließen, dass es zu einer Verletzung angrenzender Strukturen gekommen war. Bei unseren Patienten war die Strahlenexposition gegenüber der herkömmlichen DL im Median sechzehnfach höher. Die Verdoppelung der medianen DLZ in dieser Subgruppe erklärt sich durch die höhere Komplexität der Interventionen, was den Einsatz der CBCT erforderlich machte. Möhlenbruch et al. berichten in ihrer Arbeit von einer 100% Erfolgsrate bei 18 CBCT gestützten PRG [23]. Die dort aufgeführten mittleren Dosiswerte liegen dabei 20% höher als in unserem Kollektiv.

In der eigenen Praxis werden PRG nur in schwierigen Ausnahmefällen unter sequenzieller CT-Fluoro durchgeführt (► **Abb. 2**). Der Vorteil einer überlagerungsfreien Bildgebung im Vergleich zur DL ist mit den Nachteilen einer fehlenden Echtzeitbildgebung und der deutlich höheren Strahlenexposition verbunden. Letztere würde im Falle der Echtzeit-CT-Fluoro noch deutlich zunehmen, wobei der Interventionalist die eigenen Hände unmittelbar neben oder sogar im direkten Strahlengang hätte und kaum Schutzmaßnahmen möglich sind. De Bucourt et al. kalkulieren die Strahlenexposition für den Radiologen bei dem Einsatz der Echtzeit CT-Fluoro 0,6  $\mu$ Sv pro 5 s CT-Fluoro in persönlicher Strahlenschutzkleidung und einem Abstand von 50 cm Abstand Gantry [24], allerdings ohne Angaben über die tatsächlich notwendige Fluoroskopiedauer zu machen.



► **Abb. 2** Abschließendes Spiral-CT bei einem 55-jährigen Patienten mit Darstellung der geblockten PRG-Sonde (dicker Pfeil), der zwei Anker (Pfeilspitzen) und der 22 G Nadel (dünner Pfeil) zur Luftinjektion und Magendistension im Magen (Asterisk).

In einige Zentren werden CT-gestützte PRG regelhaft durchgeführt oder haben die DL-gestützte PRG bereits abgelöst. Dabei sind die publizierten Erfolgs- und Komplikationsraten vergleichbar zu der DL-gesteuerten PRG (CT-gest. PRG Erfolgsrate 95,2 – 97,7% bei 4 – 8,7% Majorkomplikationen) [24 – 26].

Bei unseren CT-gestützten PRG-Anlagen lag das mediane DLP bei 657 mGy\*cm. Bisher gibt es keine publizierten Daten zur Strahlenexposition bei CT-gestützten PRG. Unser Teilkollektiv kann mit nur vier Patienten lediglich eine Tendenz aufzeigen. Hier sind Auswertungen größerer Patientenkollektive im Rahmen weiterer Studien nötig.

Bei einer Patientin war wegen eines Mehretagentumors des Naso- und Hypopharynx die Anlage einer Magen-sonde trotz langwieriger Versuche nicht möglich. Bei guter sonografischer Sichtbarkeit des Magens, erfolgte daraufhin eine sonografisch gestützten Direkt-punktion. Diese Technik wurde schon früher beschrieben [27, 28] und ermöglicht es, die PRG auch am Patientenbett z. B. auf einer Intensivstation anzulegen. In der Literatur sind auch Lagekontrollen [29] oder ganze PRG-Wechsel unter alleiniger sonografischer Führung beschrieben [30]. Da die benutzten Materialien aber nur eingeschränkt sonografisch sichtbar sind und durch den Schallkopf eine Hand des Interventionalisten belegt ist, wird diese Technik auf Einzelfälle wie z. B. bei Kindern beschränkt bleiben.

Durch Abschätzung der effektiven Patientendosis aus den medianen DFP bzw. DLP können die eingesetzten bildgebenden Verfahren verglichen werden. Für die DL ergaben sich mediane effektive Dosen von 0,3 mSv (FD 0,3 mSv, BV 0,4 mSv). Beim FD mit CBCT ergaben sich 7,9 mSv und bei der PRG-Anlage im CT 9,9 mSv (► **Tab. 4**). Das entspricht einem Faktor von 26 von DL gegenüber CBCT, einem Faktor 1,3 von CBCT zu CT und einem Faktor 33 von DL zu CT.

Limitationen dieser Arbeit sind die retrospektive Auswertung der Daten und geringe Patientenzahlen in den Subgruppen. Es wurde nicht dezidiert dokumentiert, ob die Prozedur partiell oder vollständig vom erfahrenen Facharzt durchgeführt wurde, oder dieser einen Assistenzarzt im 4. und 5. Ausbildungsjahr

supervidierte. Die Prozedurdauer und der Anteil an diagnostischen Serien wurden nicht dokumentiert. Eine weitere Limitation ist, dass es sich bei den ermittelten Dosiswerten um abgelesene Werte laut Gerätedosisprotokoll handelt und keine direkte Dosimetrie durchgeführt wurde. Durch die Zuweisung besteht eine Vorselektion der Patienten, welche in unserem Fall als eher erschwerend für den technischen Erfolg einzustufen sind.

### KLINISCHE RELEVANZ

Die fluoroskopisch geführte Perkutane Radiologische Gastrostomie ist ein schnelles und sicheres Verfahren mit geringer Strahlenexposition für den Patienten. Die Strahlenexposition lässt sich durch exakte Einblendung, kurze Durchleuchtungszeiten mit niedriger Dosis und geringer Bildfrequenz sowie den Verzicht auf Serienaufnahmen ohne Qualitätsverlust weiter reduzieren. Die für die PRG notwendige Magensonde kann auch bei schwieriger Anatomie effizient und mit geringer zusätzlicher Strahlenexposition in der gleichen Prozedur unter DL eingebracht werden. Auf den unkritischen Einsatz der CBCT oder des CT sollte bei einer erheblich höheren effektiven Dosis verzichtet werden.

### Interessenkonflikt

Die Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

### Literatur

- [1] Preshaw RM. A percutaneous method for inserting a feeding gastrostomy tube. *Surg Gynecol Obstet* 1981; 152: 658–660
- [2] de Baere T, Chapot R, Kuoch V et al. Percutaneous gastrostomy with fluoroscopic guidance: single-center experience in 500 consecutive cancer patients. *Radiology* 1999; 210: 651–654
- [3] Perona F, Castellazzi G, De Iulius A et al. Percutaneous Radiologic Gastrostomy: A 12-Year Series. *Gut Liver* 2010; 4: 44–49
- [4] Wollman B, D'Agostino HB. Percutaneous radiologic and endoscopic gastrostomy: a 3-year institutional analysis of procedure performance. *Am J Roentgenol* 1997; 169: 1551–1553
- [5] Silas AM, Pearce LF, Lestina LS et al. Percutaneous radiologic gastrostomy versus percutaneous endoscopic gastrostomy: A comparison of indications, complications and outcomes in 370 patients. *Eur J Radiol* 2005; 56: 84–90
- [6] Lang EK, Allaei A, Abbey-Mensah G et al. Percutaneous radiologic gastrostomy: results and analysis of factors contributing to complications. *J La State Med Soc* 2013; 165: 254–259
- [7] Ho SGF, Marchinkow LO, Legiehn GM et al. Radiological Percutaneous Gastrostomy. *Clin Radiol* 2001; 56: 902–910
- [8] Lowe AS, Laasch HU, Stephenson S et al. Multicentre survey of radiologically inserted gastrostomy feeding tube (RIG) in the UK. *Clin Radiol* 2012; 67: 843–854
- [9] Kloeckner R, Bersch A, dos Santos DP et al. Radiation Exposure in Non-vascular Fluoroscopy-Guided Interventional Procedures. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2012; 35: 613–620
- [10] Baumann F, Katzen BT, Carelsen B et al. The Effect of Realtime Monitoring on Dose Exposure to Staff Within an Interventional Radiology Setting. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2015; 38: 1105–1111
- [11] Thornton FJ, Fotheringham T, Haslam PJ et al. Percutaneous Radiologic Gastrostomy With and Without T-Fastener Gastropexy: A Randomized Comparison Study. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2002; 25: 467–471
- [12] Mildenerger P, Oberholzer K, Kauczor HU et al. Radiologically assisted percutaneous gastro-/enterostomy - a retrospective analysis of 90 procedures. *Fortschr Röntgenstr* 1996; 165: 74–79
- [13] Thornton FJ, Fotheringham T, Alexander M et al. Amyotrophic Lateral Sclerosis: Enteral Nutrition Provision – Endoscopic or Radiologic Gastrostomy? *Radiology* 2002; 224: 713–717
- [14] Chio A. Percutaneous radiological gastrostomy: a safe and effective method of nutritional tube placement in advanced ALS. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2004; 75: 645–647
- [15] Dorst J, Dupuis L, Petri S et al. Percutaneous endoscopic gastrostomy in amyotrophic lateral sclerosis: a prospective observational study. *J Neurol* 2015; 262: 849–858
- [16] Shin JH, Park AW. Updates on Percutaneous Radiologic Gastrostomy/ Gastrojejunostomy and Jejunostomy. *Gut Liver* 2010; 4: 25–31
- [17] Gosch D, Gosch K, Kahn T. Conversion coefficients for estimation of effective dose to patients from dose area product during fluoroscopy x-ray examinations. *Fortschr Röntgenstr* 2007; 179: 1035–1042
- [18] Suzuki S, Furui S, Yamaguchi I et al. Effective Dose during Abdominal Three-dimensional Imaging with a Flat-Panel Detector Angiography System. *Radiology* 2009; 250: 545–550
- [19] Bongartz G, Golding SJ, Jurik AG et al. European Guidelines for Multislice Computed Tomography. 2004
- [20] Miraglia R, Maruzzelli L, Tuzzolino F et al. Radiation Exposure in Biliary Procedures Performed to Manage Anastomotic Strictures in Pediatric Liver Transplant Recipients: Comparison Between Radiation Exposure Levels Using an Image Intensifier and a Flat-Panel Detector-Based System. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2013; 36: 1670–1676
- [21] Kuon E, Robinson DM, Empen K et al. Fluoroscopy Time – An Overestimated Factor for Patient Radiation Exposure in Invasive Cardiology. *Fortschr Röntgenstr* 2005; 177: 812–817
- [22] Bapst B, Lagadec M, Breguet R et al. Cone Beam Computed Tomography (CBCT) in the Field of Interventional Oncology of the Liver. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2016; 39: 8–20
- [23] Möhlenbruch M, Nelles M, Thomas D et al. Cone-Beam Computed Tomography-Guided Percutaneous Radiologic Gastrostomy. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2010; 33: 315–320
- [24] de Bucourt M, Colletini F, Althoff C et al. CT fluoroscopy-guided percutaneous gastrostomy with loop gastropexy and peel-away sheath trocar technique in 31 amyotrophic lateral sclerosis patients. *Acta Radiol* 2012; 53: 285–291
- [25] Gottschalk A, Strotzer M, Feuerbach S et al. CT-Guided Percutaneous Gastrostomy: Success Rate, Early and Late Complications. *Fortschr Röntgenstr* 2007; 179: 387–395
- [26] Tamura A, Kato K, Suzuki M et al. CT-Guided Percutaneous Radiologic Gastrostomy for Patients with Head and Neck Cancer: A Retrospective Evaluation in 177 Patients. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2016; 39: 271–278
- [27] Tröltzsch M, Waurick C. Percutaneous sonographic gastrostomy. *Fortschr Röntgenstr* 1993; 158: 487–489
- [28] Klek S, Hermanowicz A, Salowka J et al. Ultrasound-guided percutaneous 'push-introducer' gastrostomy is a valuable method for accessing the gastrointestinal tract. *Nutr Hosp* 2014; 29: 365–369
- [29] Gubler C, Bauerfeind P, Vavricka S et al. Bedside sonographic control for positioning enteral feeding tubes: a controlled study in intensive care unit patients. *Endoscopy* 2006; 38: 1256–1260
- [30] Wu TS, Leech SJ, Rosenberg M et al. Ultrasound Can Accurately Guide Gastrostomy Tube Replacement and Confirm Proper Tube Placement at the Bedside. *J Emerg Med* 2009; 36: 280–284