

Strahlentherapie-Simulatoren

Kennmerkmale

(IEC 61168 : 1993) Deutsche Fassung EN 61168 : 1994

DIN**EN 61168**

Diese Norm enthält die deutsche Übersetzung der Internationalen Norm

IEC 61168

ICS 11.040.60

Radiotherapy simulators – Functional performance characteristics (IEC 61168 : 1993);

German version EN 61168 : 1994

Simulateurs de radiothérapie – Caractéristiques fonctionnelles (CEI 61168 : 1993);

Version allemande EN 61168 : 1994

Die Europäische Norm EN 61168 : 1994 hat den Status einer Deutschen Norm.**Nationales Vorwort**

Diese Norm enthält die deutsche Übersetzung des Internationalen Schriftstückes IEC 61168. Der Inhalt des IEC-Schriftstücks wurde sachlich unverändert in die vorliegende Norm übernommen. Jedoch wurden auch solche Begriffe in Kapitälchen gedruckt, die nicht in IEC 60788, aber in Deutschen Normen definiert sind. Anstelle der Bezeichnung „Strahlentherapie-Simulator“ wurde außer im Titel der Norm durchgehend die in DIN 6814-8 genormte Benennung „Therapiesimulator“ verwendet.

Die vorliegende deutsche Übersetzung wurde in Zusammenarbeit mit der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik erstellt und wurde vom Normenausschuß Radiologie/Arbeitsausschuß 5 „Strahlentherapie“ autorisiert.

Fortsetzung 18 Seiten EN

Normenausschuß Radiologie (NAR) im DIN Deutsches Institut für Normung e.V.

– Leerseite –

ICS 11.040.60

Deskriptoren: Elektrische medizinische Geräte, Simulator, Strahlentherapie, Funktionsmerkmale

Deutsche Fassung

**Strahlentherapie-Simulatoren
Kennmerkmale
(IEC 61168 : 1993)**

Radiotherapy simulators – Functional performance characteristics
(IEC 61168 : 1993)

Simulateurs de radiothérapie – Caractéristiques fonctionnelles
(CEI 61168 : 1993)

Diese Europäische Norm wurde von CENELEC am 9. Dezember 1992 angenommen.

Die CENELEC-Mitglieder sind gehalten, die CEN/CENELEC-Geschäftsordnung zu erfüllen, in der die Bedingungen festgelegt sind, unter denen dieser Europäischen Norm ohne jede Änderung der Status einer nationalen Norm zu geben ist.

Auf dem letzten Stand befindliche Listen dieser nationalen Normen mit ihren bibliographischen Angaben sind beim Zentralsekretariat oder bei jedem CENELEC-Mitglied auf Anfrage erhältlich.

Diese Europäische Norm besteht in drei offiziellen Fassungen (Deutsch, Englisch, Französisch). Eine Fassung in einer anderen Sprache, die von einem CENELEC-Mitglied in eigener Verantwortung durch Übersetzung in seine Landessprache gemacht und dem Zentralsekretariat mitgeteilt worden ist, hat den gleichen Status wie die offiziellen Fassungen.

CENELEC-Mitglieder sind die nationalen elektrotechnischen Komitees von Belgien, Dänemark, Deutschland, Finnland, Frankreich, Griechenland, Irland, Island, Italien, Luxemburg, Niederlande, Norwegen, Österreich, Portugal, Schweden, Schweiz, Spanien und dem Vereinigten Königreich.

CENELEC

EUROPÄISCHES KOMITEE FÜR ELEKTROTECHNISCHE NORMUNG

European Committee for Electrotechnical Standardization

Comité Européen de Normalisation Electrotechnique

Zentralsekretariat: rue de Stassart 35, B-1050 Brüssel

Vorwort

Der Text des Schriftstücks 62C(C0)64, wie ausgearbeitet vom Unterkomitee Nr. 62C: Equipment for radiotherapy, nuclear medicine and radiation dosimetry, des Technischen Komitees der IEC Nr. 62: Electrical equipment in medical practice, wurde im Februar 1992 der IEC-CENELEC Parallelen Abstimmung unterworfen.

Das Referenzdokument wurde von CENELEC am 9. Dezember 1992 als EN 61168 genehmigt.

ANMERKUNG: Die Schweiz und Finnland sind nicht verpflichtet, diese Europäische Norm zu übernehmen.

Nachstehende Daten wurden festgelegt:

- spätestes Datum der Veröffentlichung einer identischen nationalen Norm (dop): 1994-12-01
- spätestes Datum für die Zurückziehung entgegenstehender nationaler Normen (dow): 1994-12-01

Anhänge, die als „normativ“ bezeichnet sind, gehören zum Norminhalt. Anhänge, die als „informativ“ bezeichnet sind, enthalten nur Informationen. In dieser Norm ist Anhang A informativ und Anhang ZA normativ.

Anerkennungsnotiz

Der Text der Internationalen Norm IEC 1168:1993 wurde von CENELEC als Europäische Norm ohne irgendeine Abänderung genehmigt.

Inhalt

	Seite		Seite
Einführung	2	Tabelle 3: Bedingungen zur Prüfung der Geometrie der MESSBLENDE	6
1 Anwendungsbereich und Zweck	3	Tabelle 4: Bedingungen zur Prüfung der Anzeige der SIMULIERTEN ZENTRALACHSE auf der Strahlungseintrittsseite des PATIENTEN	7
2 Normative Verweisungen	3	Tabelle 5: Bedingungen zur Prüfung der Anzeige der SIMULIERTEN ZENTRALACHSE auf der Strahlungsaustrittsseite des PATIENTEN	8
3 Terminologie und Begriffe	3	Tabelle 6: Bedingungen zur Prüfung der Abweichung der SIMULIERTEN ZENTRALACHSE vom Prüfobjekt oder vom Hilfszeiger, der das Isozentrum anzeigt	9
4 Standardisierte PRÜFBEDINGUNGEN	4	Tabelle 7: Bedingungen zur Prüfung der TISCH-HÖHENVERSCHIEBUNG	12
5 Anzeige des SIMULIERTEN STRAHLENFELDES	4	Tabelle 8: Bedingungen für die Prüfung der ISOZENTRISCHEN TISCHROTATION	12
6 Anzeige der SIMULIERTEN ZENTRALACHSE	6	Tabelle 9: Bedingungen zur Prüfung der Parallelität der Tischrotationsachsen	12
7 Isozentrum ¹⁾	8	Tabelle 10: Bedingungen zur Prüfung der Stabilität des PATIENTENTISCHES bei TISCH-QUERVERSCHIEBUNG	13
8 Anzeige des Abstands längs des ZENTRALSTRAHLS des SIMULIERTEN STRAHLENFELDES	10		
9 Nullstellung von Winkelskalen	10		
10 Kongruenz opponierender SIMULIERTER STRAHLENFELDER	11		
11 Bewegungen des PATIENTENTISCHES	11		
Bild 1 Bewegungsmöglichkeiten des THERAPIESIMULATORS	14		
Anhang A (informativ) Darstellungsart der Angaben über KENNMERKMALE	15		
Anhang ZA (normativ) Andere in dieser Norm zitierte Internationale Publikationen mit den Verweisungen der entsprechenden Europäischen Publikationen	18		
Tabelle 1: Bedingungen für die Prüfung der numerischen und der Lichtfeld-Anzeige der Abmessungen des SIMULIERTEN STRAHLENFELDES	5		
Tabelle 2: Bedingungen zur Prüfung der Reproduzierbarkeit der Abmessungen von SIMULIERTEN STRAHLENFELDERN	6		

¹⁾ Nationale Fußnote: In IEC 61168 wird nicht zwischen STRAHLENFELD-ISOZENTRUM und MECHANISCHEM ISOZENTRUM unterschieden. Im Rahmen dieser Übersetzung wird deshalb ebenfalls nur von „Isozentrum“ gesprochen, das Wort jedoch wegen der Doppeldeutigkeit nicht in Kapitälchen geschrieben. Aus dem gleichen Grund werden Benennungen, die das Wort „Isozentrum“ enthalten, ebenfalls nicht in Kapitälchen geschrieben, z. B. „Fokus-Isozentrum-Abstand“, „Isozentrum-Bildverstärker-Abstand“.

Einführung

Diese Internationale Norm beschreibt PRÜFVERFAHREN für die KENNMERKMALE von THERAPIESIMULATOREN für die STRAHLENTHERAPIE und legt die Darstellung der Prüfergebnisse fest. Sie ermöglicht einen direkten Vergleich der KENNMERKMALE von RADIOLOGISCHEN EINRICHTUNGEN unterschiedlicher Hersteller.

Da diese Norm keine Sicherheitsanforderungen enthält, wurde sie nicht in die Reihe der Normen IEC 60601 aufgenommen. Sie beschreibt KENNMERKMALE von THERAPIESIMULATOREN und die Art, wie diese dargestellt werden sollten. Außerdem enthält sie Vorschläge für PRÜFVERFAHREN und PRÜFBEDINGUNGEN für TYPPRÜFUNGEN. Alternative Verfahren können in gleicher Weise angemessen sein, jedoch müssen sich die Angaben zu KENNMERKMALEN von THERAPIESIMULATOREN auf die alternativen PRÜFVERFAHREN und PRÜFBEDINGUNGEN beziehen.

In dieser Norm angegebene Prüfungen sind nicht notwendigerweise dafür geeignet sicherzustellen, daß jeder einzelne THERAPIESIMULATOR den KENNMERKMALEN während seiner Verwendungsdauer genügt. Anhaltspunkte für die zu erwartenden Kennmerkmalswerte gibt der Bericht „Richtlinien für die Kennmerkmale von THERAPIESIMULATOREN“ (IEC 61170:1993).

1 Anwendungsbereich und Zweck

1.1 Anwendungsbereich

Diese Norm gilt für THERAPIESIMULATOREN, die eine RÖNTGENEINRICHTUNG verwenden, um ein therapeutisches STRAHLENFELD geometrisch so zu simulieren, daß die Position und die Größe des therapeutischen STRAHLENFELDES verifiziert werden können^{N2)}. Diese Norm gilt für THERAPIESIMULATOREN, die RÖNTGENGENERATOREN mit einer ERZEUGUNGSSPANNUNG von nicht mehr als 400 kV verwenden und die Anforderungen der IEC-Publikation 60601-2-7^{N3)} erfüllen. Diese Norm gilt für THERAPIESIMULATOREN, die ausschließlich zur SIMULATION einer geplanten STRAHLENTHERAPIE und nicht für andere, zum Beispiel allgemeine diagnostische Zwecke, dienen sollen.

Bei den Anforderungen in dieser Norm wird von der Annahme ausgegangen, daß der THERAPIESIMULATOR aus folgenden Teilen besteht:

- a) einem System zur Erzeugung eines Röntgen-Strahlenfeldes mit einer ERZEUGUNGSSPANNUNG von nicht mehr als 400 kV, das die Geometrie des therapeutischen STRAHLENFELDES simuliert,
- b) einem Bildempfängersystem zur Erzeugung von Röntgenbildern oder zur Durchleuchtung,
- c) einer Vorrichtung, um die FELDGRÖSSE einzustellen und damit die gewünschte STRAHLENFELD-FLÄCHE einzugrenzen,
- d) einer mechanischen Vorrichtung, die die Geometrie und Bewegungen einer BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG simuliert und das Bildempfängersystem trägt,
- e) einem PATIENTENTISCH.

Diese Norm gilt für RADIOLOGISCHE EINRICHTUNGEN, die unter der Aufsicht einer QUALIFIZIERTEN PERSON benutzt werden sollen. Wenn nicht anderweitig angegeben, wird in dieser Norm angenommen, daß der THERAPIESIMULATOR einen ISO-ZENTRISCHEN TRAGARM besitzt, wobei weder Neigung noch Auslenkung des STRAHLERKOPFES möglich sind.

Diese Norm legt TYPPRÜFUNGEN fest, die vom Hersteller während der Entwicklungs- und Herstellungsphase eines THERAPIESIMULATORS durchzuführen sind, nicht aber ABNAHMEPRÜFUNGEN, die nach der Installation vor Ort durchzuführen sind. Der begleitende Technische Report IEC 61170 weist jedoch darauf hin, daß viele der PRÜFVERFAHREN für ABNAHMEPRÜFUNGEN geeignet sind. Bei der Durchführung der Prüfungen sind nur solche Einstellungen am THERAPIESIMULATOR erlaubt, die mit dem ANWENDER üblicherweise zugänglichen Stellelementen ausgeführt werden können und als Teil des BESTIMMUNGSGEMÄSSEN GEBRAUCHS angesehen werden können.

1.2 Zweck

Der Zweck dieser Norm ist es:

- a) geometrische Parameter zu bestimmen, die von entscheidender Bedeutung für die genaue Simulation einer strahlentherapeutischen Behandlung sind.
- b) Verfahren für die Messung dieser Parameter zu empfehlen.

^{N2)} Nationale Fußnote: Englisch „This International Standard applies to RADIOTHERAPY SIMULATORS which use diagnostic X-RAY EQUIPMENT to geometrically simulate a RADIOTHERAPY RADIATION BEAM so that the TREATMENT VOLUME to be irradiated during RADIOTHERAPY can be localized and the position and size of the therapeutic RADIATION FIELD can be confirmed.“

^{N3)} Nationale Fußnote: IEC 60601-2-7 ist identisch mit DIN EN 60601-2-7.

Es ist bekannt, daß die PRÜFVERFAHREN mit Meßunsicherheiten behaftet sind, die bei der Bewertung von Kennmerkmalswerten berücksichtigt werden müssen. Es wird jedoch nicht als empfehlenswert angesehen, die Meßunsicherheiten in eine Gesamt toleranz der KENNMERKMALE einzubeziehen, sondern sie in der Erwartung getrennt zu betrachten, daß in Zukunft genauere PRÜFVERFAHREN ausgearbeitet werden.

Es ist nicht beabsichtigt, mit dieser Norm in irgendeiner Weise die zukünftige Entwicklung neuer Konstruktionen von RADIOLOGISCHEN EINRICHTUNGEN zu behindern, deren Betriebsweise und Parameter von den in dieser Norm beschriebenen abweichen könnten.

1.3 Umgebungsbedingungen

1.3.1 Allgemeines

Falls nicht andere zulässige Umgebungsbedingungen in den BEGLEITDOKUMENTEN festgelegt wurden, bezieht sich diese besondere Norm auf RADIOLOGISCHE EINRICHTUNGEN, die an Orten installiert, benutzt oder gelagert werden, an denen die folgenden Umgebungsbedingungen eingehalten sind:

- a) Umgebungstemperatur: 10 °C bis 40 °C;
- b) Relative Luftfeuchte: 30 % bis 75 %;
- c) Luftdruck: 70 kPa bis 110 kPa (700 mbar bis 1100 mbar).

1.3.2 Transport und Lagerung

Die zugelassenen Umgebungsbedingungen für Transport und Lagerung müssen in den Begleitdokumenten festgelegt sein.

2 Normative Verweisungen

Folgende Normen enthalten Bestimmungen, die dadurch, daß in diesem Text Bezug darauf genommen wird, auch Bestimmungen für diese Norm darstellen. Zur Zeit der Veröffentlichung waren diese Ausgaben gültig. Alle normativen Dokumente unterliegen Überarbeitungen, und alle an der Abstimmung dieser internationalen Norm beteiligten Gruppen sind aufgefordert, die Anwendungsmöglichkeiten der neuesten Ausgaben der unten aufgeführten Normen zu untersuchen. Mitglieder von IEC und ISO unterhalten Verzeichnisse der gegenwärtig gültigen Internationalen Normen.

IEC 60601-1:1988

Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for safety – Amendment 1:1991

IEC 60601-2-7:1998

Medical electrical equipment – Part 2: Particular requirements for the safety of high voltage generators of diagnostic X-ray generators

IEC 60601-2-29:1993

Medical electrical equipment – Part 2: Particular requirements for the safety of radiotherapy simulators

IEC 60788:1984

Medical radiology – Terminology

IEC 1170:1993

Radiotherapy simulators – Guidelines for functional performance characteristics

3 Terminologie und Begriffe

3.1 Terminologie

In dieser Norm werden Begriffe, die in Kapitälchen gedruckt sind, gemäß ihrer Definition in IEC 60788 benutzt. Weitere Begriffe sind in Anhang A der Publikation IEC 60601-2-29 „Sicherheit von Therapiesimulatoren“ und in 3.2 aufgeführt.

3.2 Begriffe

Für die Anwendung dieser Internationalen Norm wird folgender Begriff zusätzlich verwendet:

LICHTFELD-FLÄCHE^{N4)}: Bei THERAPIESIMULATOREN: die Schnitt-fläche des LICHTFELDES mit einer FELDEBENE^{N5)}.

4 Standardisierte PRÜFBEDINGUNGEN

Falls nichts anderes festgelegt ist, müssen zur Ermittlung der KENNMERKMALE in Übereinstimmung mit dieser Norm die standardisierten PRÜFBEDINGUNGEN nach 4.1 bis 4.3 gewählt werden. Die Achsenbezeichnungen sind in Bild 1 erläutert. Falls nichts anderes festgelegt ist, müssen alle Messungen mit einem FOKUS-ACHS-ABSTAND (FAA) von entweder 80 cm oder 100 cm durchgeführt werden.

4.1 Winkel- und lineare Einstellungen

Sofern nichts anderes angegeben wird, befinden sich die folgenden Winkel- und linearen Einstellungen in Nullposition (siehe Bild 1: Bewegungsmöglichkeiten eines THERAPIESIMULATORS):

- der TRAGARM-ROTATIONSWINKEL^{N6)}, Achse (1)
- die Auslenkung des STRAHLERKOPFES, Achse (2)
- die Neigung des STRAHLERKOPFES, Achse (3)
- der BLENDENDREHWINKEL, Achse (4)
- der ISOZENTRISCHE TISCHDREHWINKEL, Achse (5)
- der EXZENTRISCHE TISCHDREHWINKEL, Achse (6)
- die Neigung der PATIENTENTISCHPLATTE, Achse (7)
- die Kippung der PATIENTENTISCHPLATTE, Achse (8)
- die TISCHHÖHE, Bewegungsrichtung 9
- die TISCH-QUERPOSITION, Bewegungsrichtung 10
- die TISCH-LÄNGSPPOSITION, Bewegungsrichtung 11

Wenn in den PRÜFBEDINGUNGEN dieser Norm Messungen mit einem TRAGARM-ROTATIONSWINKEL (Achse 1) oder einem BLENDENDREHWINKEL (Achse 4) von 90° gefordert werden, darf statt dessen auch die Winkelstellung 270° verwendet werden.

4.2 Positionierung der Meßebe und der STRAHLUNGSEKTEKTOREN

Fall nichts anderes gefordert ist, werden Messungen in der Ebene senkrecht zum ZENTRALSTRAHL des SIMULIERTEN STRAHLENFELDES durchgeführt, die das Isozentrum enthält. Die Messungen werden im allgemeinen mit einem RÖNTGENFILM durchgeführt. Für Prüfungen von geometrischen Übereinstimmungen können andere STRAHLUNGSEKTEKTOREN mit entsprechender räumlicher Auflösung verwendet werden.

4.3 OPTISCHER BRENNFLECK und RÖNTGENRÖHREN-BELASTUNGSFAKTOR

Wenn nichts anderes gefordert ist, müssen die Prüfungen mit dem kleinen OPTISCHEN BRENNFLECK und dem vom HERSTELLER empfohlenen RÖNTGENRÖHREN-BELASTUNGSFAKTOR durchgeführt werden.

^{N4)} Nationale Fußnote: Englisch „DELINEATED LIGHT FIELD“. – Als Entsprechung zu „DELINEATED RADIATION FIELD“ wird außerdem die „SIMULIERTE STRAHLENFELD-FLÄCHE“ verwendet. Diese Festlegung ist erforderlich, weil die Verwendung von „FIELD“ in IEC 61168 dem deutschen Begriff „STRAHENFELD-FLÄCHE“ entspricht, während „STRAHENFELD“ die Entsprechung in „RADIATION BEAM“ hat (DIN 6814-8).

^{N5)} Nationale Fußnote: Eine FELDEBENE ist nach DIN 6814-8 eine Ebene senkrecht zum ZENTRALSTRAHL, das LICHTFELD ist die Gesamtheit von Lichtstrahlen, die außerhalb des STRAHLERKOPFES in ausreichender Näherung den gleichen Raum erfüllen wie das STRAHLENFELD (bei THERAPIESIMULATOREN: das SIMULIERTE STRAHLENFELD).

^{N6)} Nationale Fußnote: In IEC 61168 „GANTRY rotation“, „roll of the RADIATION HEAD“ usw.

5 Anzeige des SIMULIERTEN STRAHLENFELDES

5.1 Numerische Anzeige der FELDABMESSUNGEN

Die numerische Anzeige der FELDABMESSUNGEN muß die Abmessungen des SIMULIERTEN STRAHLENFELDES in einem oder mehreren angegebenen FOKUS-ACHS-ABSTÄNDEN anzeigen.

5.1.1 Angabe für den ANWENDER

Die BEGLEITDOKUMENTE müssen die maximalen Differenzen zwischen der numerischen Anzeige der FELDABMESSUNGEN und den entsprechenden Abständen der Schnittpunkte der FELD-MITTELLINIEN mit den gegenüberliegenden Kanten der SIMULIERTEN STRAHLENFELD-FLÄCHE angeben, und zwar für die in Tabelle 1 spezifizierten FOKUS-ACHS-ABSTÄNDE.

Die maximalen Differenzen müssen in Millimetern oder in Prozent der Dimensionen der simulierten STRAHLENFELD-FLÄCHE angegeben sein. Für SIMULIERTE STRAHLENFELD-FLÄCHEN bis zu 20 cm × 20 cm muß die maximale Differenz in mm angegeben werden, für SIMULIERTE STRAHLENFELD-FLÄCHEN über 20 cm × 20 cm in %.

Die maximalen Differenzen müssen für alle SIMULIERTEN STRAHLENFELD-FLÄCHEN, deren kleinere Dimension gleich oder größer als 3 cm ist, und für alle TRAGARM-ROTATIONSWINKEL sowie für alle BLENDENDREHWINKEL gelten.

5.1.2 Prüfung

ANMERKUNG: Die numerischen Anzeigen für die SIMULIERTE STRAHLENFELD-FLÄCHE beziehen sich auf eine Ebene senkrecht zum ZENTRALSTRAHL des SIMULIERTEN STRAHLENFELDES in einem angegebenen FOKUS-ACHS-ABSTAND.

RÖNTGENFILME werden für diese Prüfungen so angeordnet, daß sie in einer Ebene senkrecht zum ZENTRALSTRAHL des SIMULIERTEN STRAHLENFELDES in der TRAGARMROTATIONS-ACHSE zum SIMULIERTEN STRAHLENFELD zentriert sind^{N7)}.

Für den in Tabelle 1 angegebenen Satz von PRÜFBEDINGUNGEN müssen die Abmessungen des SIMULIERTEN STRAHLENFELDES unter Einhaltung der folgenden Vorschriften bestimmt werden: Das SIMULIERTE STRAHLENFELD muß mit Hilfe der numerischen Anzeigen für die FELDABMESSUNGEN eingestellt werden. Die Ränder des LICHTFELDES müssen auf der Verpackung des RÖNTGENFILMS markiert werden. Die Prüfung der Lichtfeldanzeige kann in diese Prüfung eingeschlossen werden (siehe 5.2.2).

Bevor die RÖNTGENFILME aus der Expositionsstellung entfernt werden, werden die Ränder des LICHTFELDES nahe an dessen Ecken und der durch den optischen FRONTPUNKTZEIGER angezeigte ZENTRALSTRAHL durch Einstechen mit einer scharfen Nadel markiert. Um das LICHTFELD auf dem exponierten RÖNTGENFILM sichtbar zu machen, können auch andere Vorrichtungen (z.B. eine für RÖNTGENSTRAHLUNG undurchlässige Schablone) verwendet werden.

Als Referenz dienen die Mittellinien der Schatten der SCHATTENDRÄHTE. Die maximale Differenz zwischen den Abmessungen der SIMULIERTEN STRAHLENFELD-FLÄCHE und der LICHTFELD-FLÄCHE sollten gemessen und die Abmessungen der SIMULIERTEN STRAHLENFELD-FLÄCHE mit den entsprechenden numerischen Angaben verglichen werden.

5.2 LICHTFELD-VISIER

Das LICHTFELD-VISIER muß die Schnittfläche des SIMULIERTEN STRAHLENFELDES mit der Strahlungs-Eintrittsfläche mit Hilfe von Licht anzeigen.

^{N7)} Nationale Fußnote: D. h., daß sie in der FELDEBENE, die das STRAHLENFELD-ISOZENTRUM enthält, zum SIMULIERTEN STRAHLENFELD zentriert sind.