

**ZAVEDENÍ SYSTÉMU JAKOSTI PŘI VYUŽÍVÁNÍ  
VÝZNAMNÝCH ZDROJŮ IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ  
V RADIOTERAPII**

**PLÁNOVACÍ SYSTÉMY  
PRO 3D KONVENČNÍ RADIOTERAPII**

**SÚJB**

# OBSAH

<b>OBSAH</b> .....	<b>2</b>
<b>SEZNAM ZKRATEK</b> .....	<b>5</b>
<b>1 ÚVOD</b> .....	<b>6</b>
<b>2 VYBAVENÍ A POMŮCKY POTŘEBNÉ K PROVÁDĚNÍ KONTROL</b> .....	<b>7</b>
<b>3 REGISTRACE PACIENTA</b> .....	<b>10</b>
3.1 Jednoznačná identifikace pacienta .....	10
3.2 Připojení obrazových dat k existujícímu souboru pacienta .....	10
3.3 Vyvolání dat pacienta .....	10
<b>4 POPIS ANATOMIE PACIENTA</b> .....	<b>12</b>
4.1 Jednoznačná a jednotná identifikace snímků .....	12
4.2 Parametry skenování.....	12
4.3 Úplnost textové informace.....	13
4.4 Orientace pacienta .....	13
4.5 Integrita simultánního přenosu .....	13
4.6 Geometrie rekonstruovaných obrazů .....	14
4.7 Geometrické rozměry .....	14
4.8 Převod pracovních jednotek CT čísla na relativní elektronové hustoty.....	14
4.9 Digitizér a tiskárna .....	15
4.10 Definice anatomických obrysů .....	15
4.11 Automatické obrisy.....	16
4.12 Body ke zobrazení dávky .....	16
<b>5 POPIS SVAZKU ZÁŘENÍ</b> .....	<b>17</b>
5.1 Knihovna ozařovačů.....	17
5.2 Funkce.....	17
5.3 Vzdálenost zdroj - izocentrum, poloha izocentra .....	18
5.4 Velikost a divergence svazku .....	18
5.5 Rotace ramene a ozařovacího stolu.....	19
5.6 Rekonstrukce frontálních a sagitálních řezů .....	19
5.7 Rotace kolimátoru .....	20
5.8 Popis vícemelového kolimátoru .....	20
5.9 Klínové filtry.....	21
5.10 Bloky .....	21
5.11 Pohled ze svazku .....	21
5.12 Upozornění plánovacího systému .....	22
<b>6 ZOBRAZOVÁNÍ DÁVKOVÉ DISTRIBUCE, DÁVKOVÝ HISTOGRAM</b> .....	<b>23</b>
6.1 Orientace hlavních os ve 3D zobrazení .....	23
6.2 Zobrazení dávkové distribuce .....	23
6.3 Výpočet objemu .....	23
6.4 Kontrola histogramu dávka-objem.....	24
6.5 Skládání plánů.....	24
<b>7 VÝPOČET DÁVKY</b> .....	<b>26</b>
7.1 Kontrola algoritmu plánovacího systému .....	26
7.2 Kontrolní plán .....	37
<b>8 ÚDRŽBA A ZABEZPEČENÍ SYSTÉMU</b> .....	<b>38</b>

8.1 Kontrolní součet	38
8.2 Zabezpečení systému	38
8.3 Archivování dat	38
<b>9 PŘEHLED ZKOUŠEK PROVOZNÍ STÁLOSTI</b>	<b>39</b>
9.1 Týdenní zkouška	39
9.2 Měsíční zkouška	39
9.3 Půlroční zkouška	39
<b>PŘÍLOHA I.</b>	<b>40</b>
<b>1. Registrace pacienta</b>	<b>40</b>
1.1 Jednoznačná identifikace pacienta	40
1.2 Připojení obrazových dat k existujícímu pacientu	40
1.3 Vyvolání dat pacienta	40
<b>2. Popis anatomie pacienta</b>	<b>40</b>
2.1 Jednoznačná a jednotná identifikace snímků	40
2.2 Parametry skenování	40
2.3 Úplnost textové informace	40
2.4 Orientace pacienta	40
2.5 Integrita simultánního přenosu	40
2.6 Geometrie rekonstruovaných řezů	40
2.7 Geometrické rozměry	40
2.8 Převod pracovních CT jednotek na relativní elektronové hustoty	40
2.9 Digitizér a tiskárna	41
2.10 Definice anatomických obrysů	41
2.11 Automatické obrysy	41
2.12 Body k zobrazení dávky	41
<b>3. Popis svazku záření</b>	<b>42</b>
3.1 Knihovna ozařovačů	42
3.2 Funkce	42
3.3 Vzdálenost zdroj izocentrum, poloha izocentra	42
3.4 Velikost a divergence svazku	42
3.5 Rotace ramene ozařovacího stolu	42
3.6 Rekonstrukce frontálních a sagitálních řezů	42
3.7 Rotace kolimátoru	42
3.8 Popis vícelamelového kolimátoru	42
3.9 Klínové filtry	42
3.10 Bloky	42
3.11 Pohled ze svazku	42
3.12 Upozornění plánovacího systému	42
<b>4. Zobrazování dávky a histogram dávky</b>	<b>42</b>
4.1 Orientace hlavních os ve 3D zobrazení	42
4.2 Zobrazení dávky	42
4.3 Výpočet objemu	42
4.4 Kontrola histogramu dávka-objem	43
4.5 Skládání plánů	43
<b>5. Výpočet dávky</b>	<b>43</b>
5.1 Kontrola algoritmu plánovacího systému	43
5.2 Kontrolní plán	43
<b>6. Údržba a zabezpečení systému</b>	<b>44</b>
6.1 Kontrolní součet	44
6.2 Zabezpečení systému	44
6.3 Archivování dat	44

<b>PŘÍLOHA II.</b> .....	<b>45</b>
<b>PŘÍLOHA III.</b> .....	<b>47</b>
Dokumentace k vstupním dozimetrickým datům -----	47
Provozní deník -----	47
<b>LITERATURA</b> .....	<b>49</b>

## SEZNAM ZKRATEK

CT	– computer tomography
MRI	– magnetic resonance imaging
RED	– relative electron density
DICOM	– digital imaging and communications in medicine standard
AP	– anterior/posterior = předozadní
PA	– posterior/anterior = zadopřední
PS	– plánovací systém
AAPM	– American Association of Physicists in Medicine
SSD	– source to skin distance
SAD	– source to axis distance
NTCP	– normal tissue complication probability
TCP	– tumour control probability
IAEA	– International Atomic Energy Agency

# 1 Úvod

V souvislosti se současným rychlým rozvojem výpočetní techniky dochází k obdobně rychlému vývoji v oblasti plánovacích systémů pro radioterapii. Dnešní plánovací systémy umožňují on-line přenos vstupních (CT, MR) i výstupních dat (simulátor, verifikační systém, vyřezávačka kompenzátorů), zobrazení prostorového modelu pacienta, simulaci trojrozměrných konfigurací svazků, hodnocení prostorové dávkové distribuce pomocí objemového histogramu dávky, zobrazení vzájemného prostorového vztahu anatomických struktur, svazků a izodozových ploch v libovolném úhlu pohledu a mnoho dalších pokročilých funkcí.

Plánovací systém sám o sobě není zdrojem ionizujícího záření. Na přesnosti a spolehlivosti plánovacího systému ale významně závisí celková přesnost radioterapeutické léčby pacienta. Plánovací systém je proto nutno hodnotit jako položku důležitou z hlediska radiační ochrany a jeho vlastnosti a funkce pravidelně kontrolovat.

Testy navržené v tomto doporučení zahrnují většinu funkcí současných plánovacích systémů pro konvenční radioterapii. Navržené testy a jejich doporučené frekvence vycházejí ze zkušeností získaných na radioterapeutických pracovištích v České republice, ze závěrů grantu IGA MZ ČR 5948-3 "Zabezpečení jakosti radioterapie - plánovací systémy" a z mezinárodních doporučení.

Před uvedením plánovacího systému do klinického provozu by měly být provedeny všechny testy navržené v tomto doporučení. Při každém pozdějším zásahu do plánovacího systému (změna hardware, změna programové verze, změna vstupních dat) je třeba provést všechny testy, které by mohly být provedeným zásahem ovlivněny.

V kapitole 9 tohoto doporučení je navržen soubor testů a jejich frekvencí, který by měl být pro jednotlivé uživatele plánovacích systémů vodítkem při vypracování systému zkoušek provozní stálosti. V závislosti na vlastnostech konkrétního plánovacího systému a na způsobu jeho využití na daném pracovišti může samozřejmě uživatel při zkouškách provozní stálosti postupovat v jednotlivostech způsobem odlišným od tohoto doporučení. Takovéto odchylky by ale měly být vždy jasně odůvodněny.

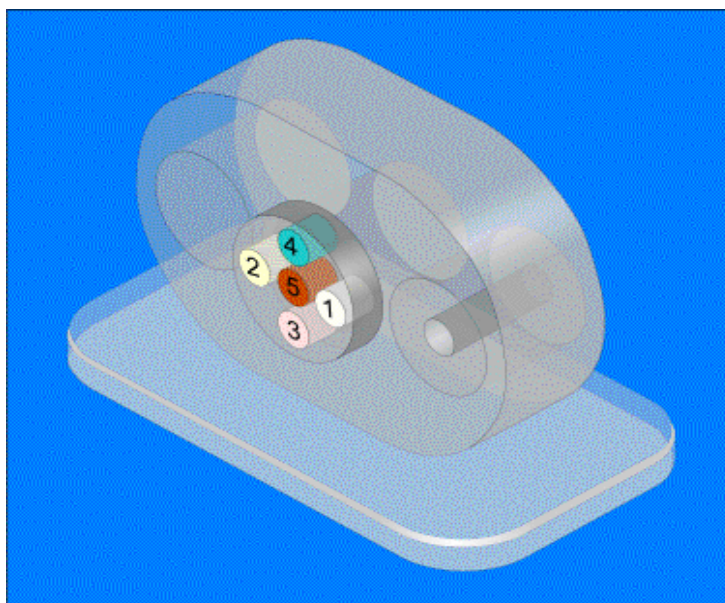
Toto doporučení nezahrnuje testy programového vybavení týkajícího se terapie modulovanými svazky (IMRT – intensity-modulated radiation therapy).

## 2 Vybavení a pomůcky potřebné k provádění kontrol

Pro kontrolu nedozimetrických parametrů a zobrazovacích funkcí plánovacích systémů jsou určeny antropomorfní a geometrický fantom. Státní ústav radiační ochrany (SÚRO) vlastní dva druhy těchto fantomů: tzv. QUASAR fantomy výrobce Modus a fantomy výrobce Agmecco. Oba typy jsou podobné a lze s nimi provádět testy popsané v tomto doporučení. Fantomy je možno zapůjčit po dohodě s pověřeným pracovníkem SÚRO.

### ZÁKLADNÍ POLOHA FANTOMŮ

Za základní polohu fantomu považujeme polohu, ve které je fantom vyrovnaný na boční laserové zaměřovače a střed fantomu leží na podélné ose gantry. Všechny stupnice pro otáčení jsou v poloze 0°. Při testech se fantomy snímají způsobem obvyklým na daném pracovišti, není-li v popisu testu uvedeno jinak.

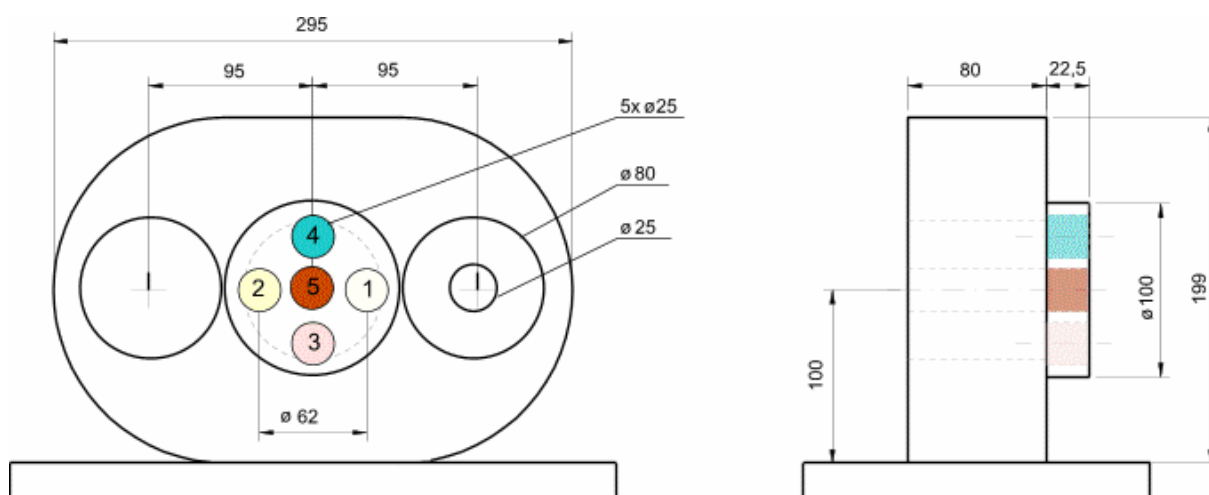


obrázek 1: Antropomorfní fantom Agmecco

Oválný antropomorfní fantom simuluje část těla pacienta. Je vyroben z plexiskla, má vyjímatelné válcové vložky, vystupující válcová součást obsahuje 5 válečků z různých materiálů se známými relativními elektronovými hustotami (viz tabulka 1).

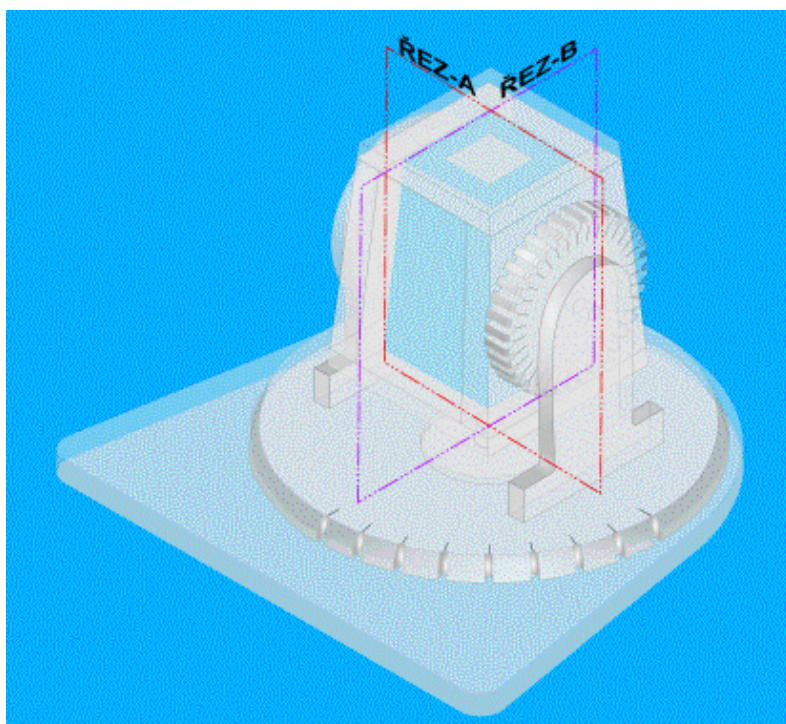
tabulka 1: RED jednotlivých materiálů (antropomorfní fantom Agmeco)

položka	hustota (g/cm <sup>-3</sup> )	ED (10 <sup>23</sup> /cm <sup>-3</sup> )	RED
plíce v nádech (1)	0.195	0.634	0.190
tuková tkáň (2)	0.967	3.180	0.953
řidká kost (4)	1.161	3.730	1.118
hustá kost (3)	1.609	5.052	1.514
ekvivalent vody (5)	1.030	3.336	1.000



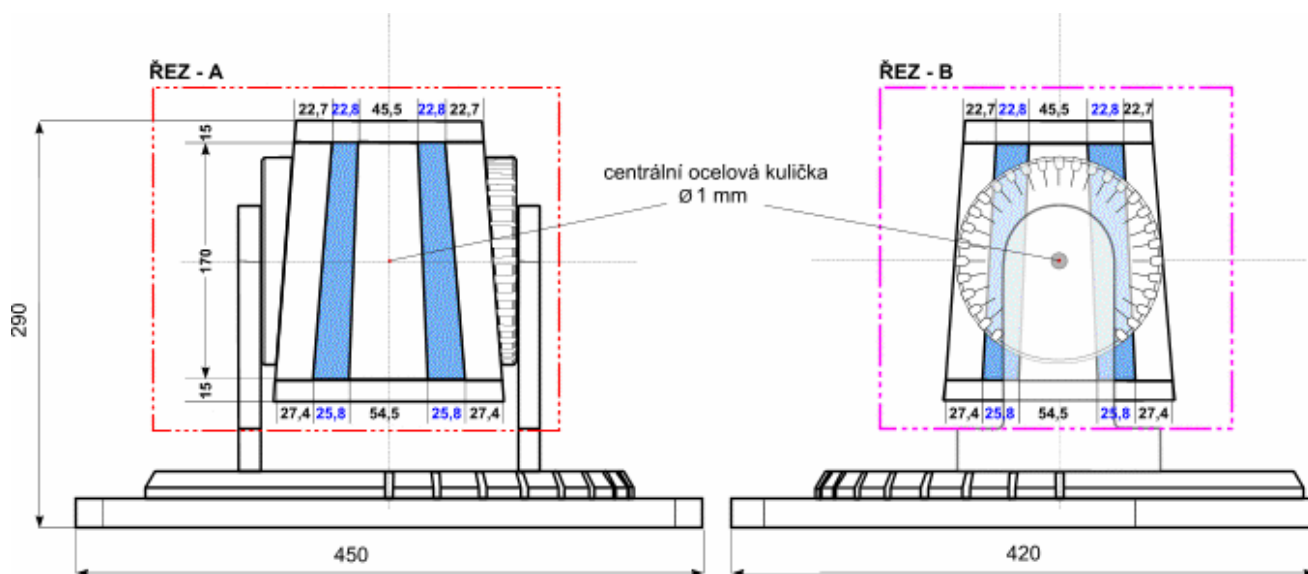
obrázek 2: Antropomorfní fantom Agmeco - geometrické rozměry





obrázek 3: Geometrický fantom Agmeco

Geometrický fantom má tvar komolého jehlanu, jednotlivé části jsou vyrobeny z plexiskla nebo z pěnového polystyrenu. Divergence hran fantomu je navržena tak, že při vložení izocentra ozařovacích polí  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  a  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SAD 100 cm do středu fantomu (ocelová kulička o průměru 1 mm), je možno na základě souladu divergentních přímek označujících okraje polí v PS a jednotlivých rozhraní fantomu ověřit pro tato pole geometrické zobrazení svazků. Fantom je umístěn na podložce umožňující ustavení do vodorovné polohy a je otočný kolem vodorovné a svislé osy. To umožňuje ověřit správnost geometrického zobrazení svazků pro různé úhly ramene ozařovače a různé úhly natočení ozařovacího stolu, s krokem  $10^\circ$ . Známa geometrie fantomu umožňuje ověření správnosti multiplanární rekonstrukce CT řezů.



obrázek 4: Geometrický fantom Agmeco - rozměry

### 3 Registrace pacienta

Cílem zkoušek v této kapitole je ověřit, že data tvořící anatomický popis jsou přiřazena ke správnému pacientovi v plánovacím systému. Zvláštní pozornost je třeba věnovat těm stádiím plánování léčby, kdy lze do registrace pacientů zadat nesprávná vstupní data. Nejpravděpodobnější výskyt této chyby je během zadávání nebo opětovného vyvolání dat pacienta. Konkrétní typy chyb, které se mohou vyskytnout, závisí na způsobu zadání dat do plánovacího systému a na vnitřní struktuře plánovacího systému.

#### 3.1 Jednoznačná identifikace pacienta

##### Cíl

Cílem zkoušky je ověřit jednoznačnou identifikaci pacienta.

##### Pomůcky

Protokol o přejímací zkoušce.

##### Provedení

Do registrace pacientů zadáme dva pacienty s identickými jmény a identickými identifikačními čísly (obvykle rodné číslo). Ověříme, zda plánovací systém upozorní na již existujícího pacienta tohoto jména a čísla.

Do registrace pacientů zadáme dva pacienty s různými jmény a identickými identifikačními čísly. Ověříme, zda plánovací systém upozorní na již existujícího pacienta tohoto čísla.

##### Vyhodnocení

Vyhovuje = Plánovací systém (PS) upozornil uživatele na identické informace pacienta v obou případech.

Nevyhovuje = Opačný stav.

#### 3.2 Připojení obrazových dat k existujícímu souboru pacienta

##### Cíl

Cílem zkoušky je ověření, zda plánovací systém neodstraní (nepřepíše) žádná data bez upozornění uživatele.

##### Pomůcky

Protokol o přejímací zkoušce.

##### Provedení

Do plánovacího systému zadáme pacienta s libovolným anatomickým popisem. K tomuto pacientovi zadáme anatomický popis, jehož název je identický s dříve uloženým anatomickým popisem. Ověříme, zda plánovací systém upozorní, že původní soubor bude přepsán nebo k němu bude připojen nový anatomický popis.

##### Vyhodnocení

Vyhovuje = PS upozornil, že původní soubor bude přepsán (příp. připojil nový anatomický popis).

Nevyhovuje = Opačný stav.

#### 3.3 Vyvolání dat pacienta

##### Cíl

Cílem zkoušky je ověření, zda plánovací systém správně přiřazuje anatomické popisy k pacientovi.

**Pomůcky**

Protokol o přejímací zkoušce.

**Provedení**

V plánovacím systému vytvoříme a uložíme pacienta s několika různými anatomickými popisy. Jednotlivé anatomické popisy znovu vyvoláme a zkontrolujeme, zda se všechny anatomické popisy správně připojily k tomuto pacientovi.

**Vyhodnocení**

Vyhovuje = PS připojil všechny anatomické popisy správně.

Nevyhovuje = Alespoň jeden anatomický popis se nevyvolal správně.

## 4 Popis anatomie pacienta

Data získaná z CT nebo CT simulátoru obsahují kromě obrazových dat také různé parametry charakterizující obraz. Formát, v němž jsou tyto parametry uloženy, má tedy zásadní význam pro správnou interpretaci obrazu v plánovacím systému. Tento formát závisí především na typu CT přístroje a verzi jeho programového vybavení a na tom, zda je pro komunikaci mezi oběma systémy použit standardní protokol, např. DICOM. Z toho vyplývá, že navrhované zkoušky je třeba provádět nejen při uvádění nového plánovacího systému do provozu, ale také po výměně CT nebo aktualizaci jeho programové verze. Při zkouškách během uvádění do provozu a po změnách programového vybavení CT je třeba nasnímat nové snímky, zatímco při změnách v rozhraní mezi CT a plánovacím systémem je možno provést zkoušky pomocí opakovaného přenosu již dříve nasnímaných a uložených snímků. Pro většinu následujících zkoušek není příliš důležitý typ fantomu, protože všechny důležité parametry jsou pevně stanoveny.

### 4.1 Jednoznačná a jednotná identifikace snímků

#### Cíl

Cílem zkoušky je ověření bezchybného přenosu snímků z CT (MRI apod.) do plánovacího systému.

#### Pomůcky

Protokol o přijímací zkoušce.

#### Provedení

- Do plánovacího systému přesuneme sadu dat z CT (MRI apod.). Zkontrolujeme, zda přenesené snímky jsou všechny a nevykazují viditelné vady.
- V CT se vytvoří chybná sada dat, obsahující duplikovaný snímek. Zkontrolujeme, zda plánovací systém zamítne zdvojený snímek.
- V CT vytvoříme dvě sady obrazových dat s pomíchanými časovými údaji o vytvoření souboru (file time) a přeneseme do plánovacího systému. Zkontrolujeme, zda obě datové sady v plánovacím systému jsou správné a úplné. Pokud plánovací systém používá pro řazení přicházejících obrazů jiný parametr, je nutno otestovat citlivost plánovacího systému na změny tohoto parametru.
- Do plánovacího systému přesuneme sadu dat, v níž je pro některé snímky změněna velikost zorného pole (oblasti rekonstrukce) CT. Zkontrolujeme, zda plánovací systém správně pracuje s různými velikostmi zorného pole.

#### Vyhodnocení

Vyhovuje = PS splnil všechny požadavky uvedené výše.

Nevyhovuje = Alespoň jeden požadavek PS nesplnil.

### 4.2 Parametry skenování

#### Cíl

Cílem zkoušky je ověření správného přenosu parametrů skenování z CT do plánovacího systému.

#### Pomůcky

Protokol o přijímací zkoušce.

#### Provedení

Nasnímáme několik sad CT snímků o různých tloušťkách řezu, s různým krokem a offsetem. Snímky přeneseme do plánovacího systému. Zkontrolujeme, zda se parametry skenování správně přenesly do plánovacího systému a zda plánovací systém je schopen je rozpoznat.

#### Vyhodnocení

Vyhovuje = Z CT do PS se přenesly všechny parametry skenování správně.  
Nevyhovuje = Alespoň jeden parametr skenování se přenesl chybně.

### **4.3 Úplnost textové informace**

#### **Cíl**

Cílem zkoušky je ověření, zda plánovací systém z CT (MRI atd.) správně přenesl všechny textové informace.

#### **Pomůcky**

Protokol o přijímací zkoušce.

#### **Provedení**

Zkontrolujeme úplný a správný přenos textové informace, např. poznámek důležitých pro plánování léčby, do plánovacího systému.

#### **Vyhodnocení**

Vyhovuje = PS přenesl všechny textové informace správně.

Nevyhovuje = Alespoň jedna textová informace (důležitá pro plánování léčby) nebyla přenesena správně.

### **4.4 Orientace pacienta**

#### **Cíl**

Cílem zkoušky je ověření souhlasu orientace pacienta na simulátoru (příp. CT, MRI) a v plánovacím systému.

#### **Pomůcky**

Např. geometrický fantom nebo antropomorfní fantom

#### **Provedení**

Nasnímáme např. geometrický (antropomorfní) fantom s různými orientacemi, které se klinicky používají, např. na břicho, na zádech, levá strana, pravá strana. Vytvoříme několik skenů s různými velikostmi zorného pole, které se klinicky používají. Zkontrolujeme zobrazení orientace pacienta pro všechny skenované orientace a zorná pole, a to jak u jednotlivých řezů, tak u skenogramů (topogramy, scout views). Pokud je plánovací systém vybaven orientační pomůckou, zkontrolujeme, zda její orientace souhlasí s orientací obrazů.

#### **Vyhodnocení**

Vyhovuje = Všechny testované orientace pro všechna zorná pole se přenesly a zobrazily v PS správně.

Nevyhovuje = Alespoň jedná testovaná orientace se nepřenesla správně.

### **4.5 Integrita simultánního přenosu**

#### **Cíl**

Cílem zkoušky je ověření, že plánovací systém nepromíchá data z různých vstupních kanálů.

#### **Pomůcky**

Protokol o přijímací zkoušce.

#### **Provedení**

Pokud se používá více než jeden vstupní kanál (např. digitizér, filmový scanner, CT, MRI) pro zadání dat pacienta, zkontrolujeme, zda při simultánním přenosu vstupních dat několika různými kanály nedojde v plánovacím systému k vzájemnému promíchání dat.

#### **Vyhodnocení**

Vyhovuje = PS data z různých kanálů rozpoznal a vzájemně nepromíchal.

Nevyhovuje = Opačný stav.

#### 4.6 Geometrie rekonstruovaných obrazů

##### Cíl

Cílem zkoušky je ověření správné rekonstrukce snímků při různé orientaci.

##### Pomůcky

Fantom (např. Rando, geometrický)

##### Provedení

Nasnímáme fantom při běžné orientaci snímkování. Z této sady transverzálních obrazů vytvoříme v plánovacím systému rekonstruovaný sagitální, koronální, případně šikmý obraz a zkontrolujeme jejich geometrii vizuálním srovnáním s obrazy téhož fantomu snímaného v odpovídající sagitální, koronální a šikmé orientaci.

##### Vyhodnocení

Vyhovuje = Plánovacím systémem rekonstruované obrazy v sagitální, koronální a šikmé orientaci se shodují s nasnímanými obrazy fantomu.

Nevyhovuje = Alespoň jeden rekonstruovaný obraz se neshoduje s nasnímaným obrazem.

#### 4.7 Geometrické rozměry

##### Cíl

Cílem zkoušky je ověření přesného přenosu rozměrů objektu z CT do PS.

##### Pomůcky

Např. antropomorfní fantom, případně jiný objekt o známých rozměrech.

##### Provedení

Antropomorfní fantom nasnímáme při základní poloze a přeneseme do plánovacího systému. V plánovacím systému si necháme na obrazovce zobrazit osy souřadného systému. Na osách zkontrolujeme pomocí softwarového měřítka z panelu nástrojů rozměry fantomu (výška a šířka fantomu, průměry jednotlivých otvorů -  $r_{\text{měř}}$ ) a srovnáme je s rozměry, které udává výrobce ( $r_{\text{ref}}$ ).

##### Vyhodnocení

$$\Delta r = r_{\text{ref}} - r_{\text{měř}}$$

##### Tolerance

$$|\Delta r| \leq 1 \text{ mm}$$

#### 4.8 Převod pracovních jednotek CT čísla na relativní elektronové hustoty

##### Cíl

Cílem zkoušky je ověření správného převodu pracovních jednotek CT čísla na relativní elektronové hustoty v plánovacím systému.

##### Pomůcky

Např. antropomorfní fantom, případně jiný fantom s různými materiály o známých relativních elektronových hustotách.

##### Provedení

Nasnímáme antropomorfní fantom ve základní poloze. V plánovacím systému si necháme zobrazit relativní elektronové hustoty (RED = relative electron density) jednotlivých materiálů. Pro každý materiál provedeme alespoň 5 měření. Z naměřených hodnot vypočteme průměrnou hodnotu ( $RED_{\text{měř}}$ ) a tu srovnáme s hodnotou udávanou výrobcem ( $RED_{\text{ref}}$ ).

##### Vyhodnocení

$$\Delta \text{RED} = \text{RED}_{\text{ref}} - \text{RED}_{\text{měř}}$$

##### Tolerance

$$|\Delta \text{RED}| \leq 0,05 \text{ pro elektronovou hustotu} \leq \text{voda}$$

$$|\Delta \text{RED}| \leq 0,1 \text{ pro elektronovou hustotu} > \text{voda}$$

## 4.9 Digitizér a tiskárna

### Cíl

Cílem zkoušky je ověření správného přenosu rozměrů objektu z digitizéru do PS a z PS na tiskárnu.

### Pomůcky

Nakreslený geometrický obrazec o známých rozměrech, milimetrové měřítko.

### Provedení

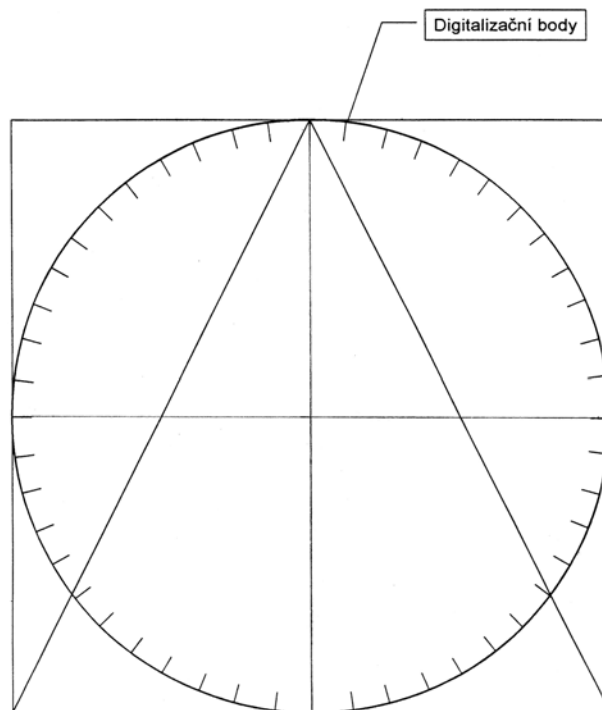
Do plánovacího systému se pomocí digitizéru přenese geometrický obrazec o známých rozměrech (např. obrázek 5). Rozměry obrazce se zkontrolují na obrazovce plánovacího systému softwarovým měřítkem z panelu nástrojů. Tentýž obrazec se vytiskne a pomocí ověřeného milimetrového měřítka se porovnájí vytištěné rozměry se skutečnými.

### Vyhodnocení

$$\Delta r = r_{\text{ref}} - r_{\text{měř}}$$

### Tolerance

$$|\Delta r| \leq 1 \text{ mm}$$



obrázek 5: Geometrický obrazec

## 4.10 Definice anatomických obrysů

### Cíl

Cílem zkoušky je ověření, zda nelze v PS vytvořit neuzavřený anatomický obrys.

### Pomůcky

Protokol o přejímací zkoušce.

### Provedení

V anatomickém popisu ověříme, že nelze vytvořit neuzavřený anatomický obrys.

### Vyhodnocení

Vyhovuje = V PS nelze vytvořit neuzavřený anatomický obrys.

Nevyhovuje = Opačný stav.

## **4.11 Automatické obrysy**

### **Cíl**

Cílem zkoušky je ověření správného provedení obrysů plánovacím systémem.

### **Pomůcky**

Např. antropomorfní fantom, případně jiný objekt obsahující tělesa o různé hustotě se známými rozměry.

### **Provedení**

Nasnímáme antropomorfní fantom. Ve fantomu zvolíme bod uvnitř válce simulujícího určitou tkáň a zadáme plánovacímu systému automatické provedení vnitřního obrysu. Zkoušku provedeme pro všechny materiály simulující lidské tkáň.

### **Vyhodnocení**

Vyhovuje = Plánovací systém rozpoznal všechny materiály simulující tkáň a správně provedl všechny automatické obrysy.

Nevyhovuje = Alespoň jeden materiál byl plánovacím systémem okonturován chybně.

## **4.12 Body ke zobrazení dávky**

### **Cíl**

Cílem zkoušky je ověření, zda plánovací systém správně zobrazí souřadnice bodů ke zobrazení dávky.

### **Pomůcky**

Protokol o přejímací zkoušce.

### **Provedení**

V plánovacím systému pomocí klávesnice zadáme souřadnice bodů pro zobrazení dávky. Pomocí os na obrazovce a softwarového měřítka z panelu nástrojů zkontrolujeme správnou polohu zobrazených bodů na obrazovce.

### **Vyhodnocení**

Vyhovuje = Souřadnice bodů zadané přes klávesnici souhlasí s vyznačenou polohou bodů.

Nevyhovuje = Opačný stav.



## 5 Popis svazku záření

Během procesu plánování léčby se nastavuje uspořádání svazků záření. Volí se vstup a směr svazků, velikost ozařovacích polí a jejich tvar. Během nastavování svazků musí zvolené souřadnice souhlasit se skutečnou polohou svazku vzhledem k souřadné soustavě pacienta v plánovacím systému.

Při definování ozařovače v plánovacím systému musí být kromě dozimetrických dat popisujících svazek záření zadány pro konkrétní ozařovač také geometrické souřadnice svazku a jejich mechanické mezní polohy. Některé plánovací systémy používají při plánování léčby souřadnicovou soustavu svazku, která je nezávislá na konkrétním typu ozařovače. Pro výstup (ozařovací plán, protokol) je však prováděna transformace do souřadné soustavy daného ozařovače. Jiné plánovací systémy umožňují přímé definování specifické souřadné soustavy pro každý ozařovač zvlášť. Mezní hodnoty souřadných soustav jsou definovány pro konkrétní ozařovač proto, aby v plánovacích systémech byly simulovány reálné mechanické pohyby ozařovače a aby se zabránilo vytváření nerealizovatelných ozařovacích plánů.

Pokud plánovací systém používá pevnou souřadnou soustavu, je třeba zkontrolovat, zda plánovací systém umožňuje transformaci souřadnic pro konkrétní ozařovač. Nejednotný výstup z plánovacího systému způsobený nesprávnou definicí může vést při přípravě ozařování pacienta k nejasnostem a chybám. Jasná definice souřadné soustavy je nesmírně důležitá v případě, kdy se ozařovací parametry přenášejí elektronicky přímo do ozařovače a ozáření pacienta se provádí pomocí automatického nastavení.

Cílem následujících testů je ověřit správný a jednotný popis konkrétního ozařovače z hlediska geometrických souřadnic (jejich názvů a hodnot) a klinicky použitelný rozsah mechanických a dozimetrických hodnot. Dále mají následující testy ověřit jednotné zobrazení svazku pro všechna možná zobrazení, která jsou v plánovacím systému dostupná (v sagitální, koronální a v šikmé rovině atd.) a také ověřit polohu, směr, velikost a tvar svazku v souřadné soustavě pacienta v plném funkčním rozsahu plánovacího systému.

### 5.1 Knihovna ozařovačů

#### Cíl

Cílem zkoušky je ověření, zda plánovací systém správně zobrazí požadovaný ozařovač.

#### Pomůcky

Protokol o přejímací zkoušce.

#### Provedení

Z knihovny ozařovačů si vybereme jeden ozařovač (např.  $^{60}\text{Co}$ , fotony 4 MV atd.). Ověříme správné zobrazení všech parametrů (např. název ozařovače, urychlovací napětí atd.) vybraného ozařovače na obrazovce plánovacího systému.

#### Vyhodnocení

Vyhovuje = Všechny parametry se pro daný ozařovač zobrazily správně.

Nevyhovuje = Alespoň jeden parametr se zobrazil chybně.

### 5.2 Funkce

#### Cíl

Cílem zkoušky je ověření funkčnosti některých funkcí v popisu svazku.

#### Pomůcky

Protokol o přijímací zkoušce.

### **Provedení**

V plánovacím systému zkontrolujeme funkčnost těchto funkcí:

- Správné použití a zobrazení názvů a číslování jednotlivých polí
- Vytvoření identického a protilehlého pole
- Vymazání jednotlivých polí
- Možnost přepínání na „další“ resp. „předešlé“ pole
- Pohyb izocentra
- Exportování a importování jednotlivých polí a celé sady polí
- Pohled ze svazku („beam´s eye view“)

### **Vyhodnocení**

Vyhovuje = Všechny funkce uvedené výše jsou funkční.

Nevyhovuje = Alespoň jedna funkce není funkční.

## **5.3 Vzdálenost zdroj - izocentrum, poloha izocentra**

### **Cíl**

Cílem zkoušky je ověření, zda plánovací systém správně interpretuje zadané hodnoty izocentra.

### **Pomůcky**

Protokol o přijímací zkoušce.

### **Provedení**

V plánovacím systému zadáme svazek obdélníkového průřezu dopadající kolmo na povrch obdélníkového homogenního fantomu. Izocentrum je 10 cm pod povrchem fantomu, ale mimo střed fantomu. Softwarovým měřítkem z panelu nástrojů změříme velikost pole v hloubce izocentra a ověříme souhlas mezi naměřenými souřadnicemi izocentra a souřadnicemi udávanými v plánovacím systému.

### **Vyhodnocení**

Vyhovuje = Naměřená velikost pole v hloubce izocentra a souřadnice izocentra souhlasí se zadanými hodnotami.

Nevyhovuje = Alespoň jedna naměřená hodnota nesouhlasí se zadanou hodnotou.

## **5.4 Velikost a divergence svazku**

### **Cíl**

Cílem zkoušky je ověření, zda plánovací systém správně interpretuje velikost a divergenci svazku.

### **Pomůcky**

Např. geometrický fantom

### **Provedení**

Nasnímáme geometrický fantom v základní poloze (např. krok 5mm, tloušťka řezu 5 mm od – 80 mm do +80 mm). V popisu svazku zadáme postupně pole 5x5 cm<sup>2</sup>, 10x10 cm<sup>2</sup>, 15x15 cm<sup>2</sup>, SAD = 100 cm s izocentrem ve středu fantomu (ocelová kulička), úhel ramene 0°, úhel stolu 0°. V jednotlivých řezech zkontrolujeme souhlas velikosti a divergence svazku s nehomogenitami (polystyrenová vložená část) ve fantomu a změříme maximální odchylku ( $\delta$ ) přímek od rozhraní nehomogenity.

### **Tolerance**

$$|\delta| \leq 3 \text{ mm}$$

## 5.5 Rotace ramene a ozařovacího stolu

### Cíl

Cílem zkoušky je ověření, zda plánovací systém správně interpretuje polohu ramene a ozařovacího stolu.

### Pomůcky

Např. geometrický fantom

### Provedení

- Geometrický fantom otočíme do polohy  $30^\circ$  kolem vodorovné osy a vytvoříme novou CT studii (např. krok 5 mm, tloušťka řezu 5 mm od  $-12$  cm do  $+10,5$  cm). Studii přeneseme do plánovacího systému a v popisu svazku zadáme postupně pole  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup>,  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>,  $15 \times 15$  cm<sup>2</sup>, SAD = 100 cm s izocentrem ve středu fantomu (ocelová kulička), úhel ramene  $330^\circ$ , úhel stolu  $90^\circ$ . V jednotlivých řezech zkontrolujeme souhlas velikosti a divergence svazku s nehomogenitami (polystyrenová vložená část) ve fantomu a změříme maximální odchylku ( $\delta$ ) přímek od rozhraní nehomogenity.
- Geometrický fantom zůstává v poloze  $30^\circ$  kolem vodorovné osy a nastavíme úhel  $30^\circ$  kolem svislé osy a vytvoříme novou CT studii (např. krok 5 mm, tloušťka řezu 5 mm od  $-14$  cm do  $+12$  cm). Studii přeneseme do plánovacího systému a v popisu svazku zadáme postupně pole  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup>,  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>,  $15 \times 15$  cm<sup>2</sup>, SAD = 100 cm s izocentrem ve středu fantomu (ocelová kulička), úhel ramene  $30^\circ$ , úhel stolu  $60^\circ$ . Znovu ověříme zobrazení svazku.
- Geometrický fantom otočíme do polohy simulující úhel ramene  $300^\circ$  a úhel ozařovacího stolu  $60^\circ$ . Fantom v této poloze nasnímáme a přeneseme do plánovacího systému. V popisu svazku postupně zadáme pole  $5 \times 5$  cm<sup>2</sup>,  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>,  $15 \times 15$  cm<sup>2</sup>, SAD = 100 cm s izocentrem ve středu fantomu (ocelová kulička), úhel ramene  $300^\circ$ , úhel stolu  $60^\circ$  (viz obrázek 6). V jednotlivých řezech zkontrolujeme souhlas velikosti a divergence svazku s nehomogenitami (polystyrenová vložená část) ve fantomu a změříme maximální odchylku ( $\delta$ ) přímek od rozhraní nehomogenity.

### Tolerance

$$|\delta| \leq 3 \text{ mm}$$

## 5.6 Rekonstrukce frontálních a sagitálních řezů

### Cíl

Cílem zkoušky je ověření správné rekonstrukce objektu plánovacím systémem ve frontální a sagitální rovině.

### Pomůcky

Např. geometrický fantom

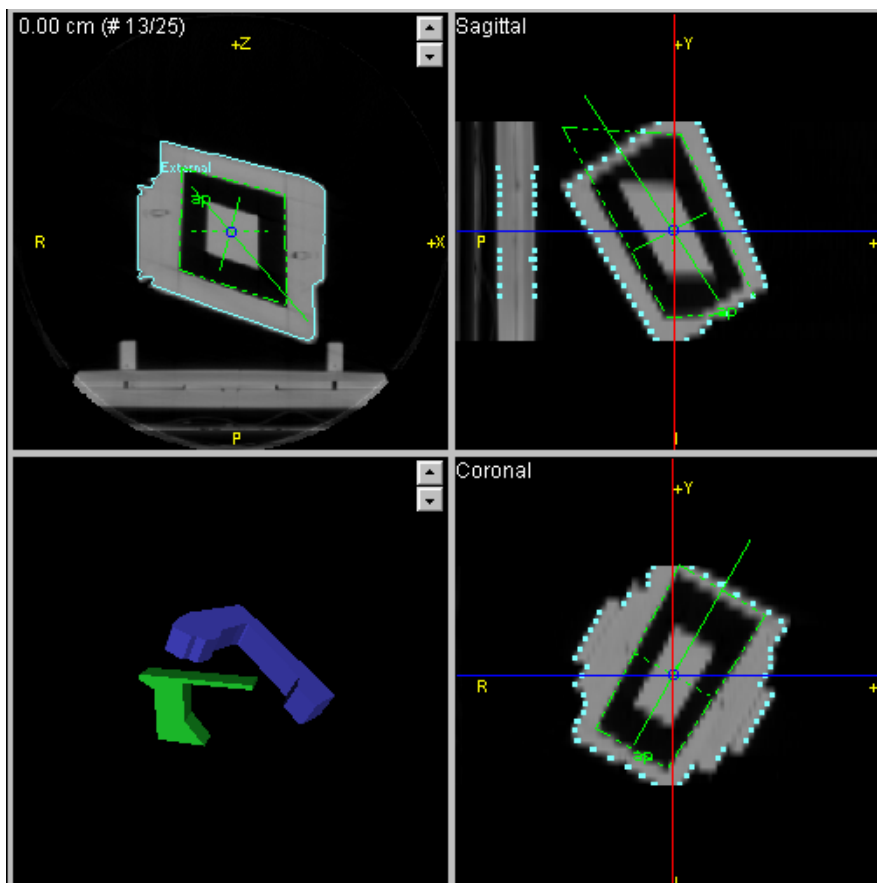
### Provedení

Nasnímáme geometrický fantom v základní poloze. V popisu svazku záření rekonstruujeme frontální řez středem fantomu (kulička pro vkládání izocentra).

Změříme rozměry rekonstruovaného obrazu, rozměry nehomogenity a porovnáme je se skutečnými rozměry. Rekonstruujeme sagitální řez středem fantomu. Změříme výšku fantomu. Naměřenou hodnotu porovnáme se skutečnou. Naměřené odchylky  $\delta$  nesmí překročit toleranci.

### Tolerance

$$|\delta| \leq 3 \text{ mm}$$



obrázek 6: Příklad natočení ramene o 300° a rotace stolu o 60°

## 5.7 Rotace kolimátoru

### Cíl

Cílem zkoušky je ověření správné interpretace úhlu natočení kolimátoru.

### Pomůcky

Geometrický fantom.

### Provedení

Geometrický fantom otočíme do polohy 30° kolem svislé osy. Snímky přeneseme do plánovacího systému a v popisu svazku zadáme svazek kolmo dopadající na fantom umístěný v základní poloze, úhel kolimátoru 30°. V jednotlivých řezech zkontrolujeme souhlas svazku s nehomogenitami (polystyrenová vložená část) ve fantomu.

### Vyhodnocení

Vyhovuje = Svazek souhlasí s nehomogenitami ve všech řezech.

Nevyhovuje = Alespoň v jednom řezu nesouhlasí svazek s nehomogenitami.

## 5.8 Popis vícelamelového kolimátoru

### Cíl

Cílem zkoušky je ověření popisu vícelamelového kolimátoru.

### Pomůcky

Protokol o přejímací zkoušce.

### Provedení

V plánovacím systému zkontrolujeme počet lamel, polohu a číslování lamely, směr lamely (x nebo y), šířku lamely, mezní polohu lamely a překročení mezní polohy lamely pomocí zobrazení z pohledu svazku (BEV).

## **Vyhodnocení**

Vyhovuje = Všechny výše uvedené parametry odpovídají udávaným hodnotám.

Nevyhovuje = Alespoň jeden parametr neodpovídá udávané hodnotě.

## **5.9 Klínové filtry**

### **Cíl**

Cílem zkoušky je ověření, zda plánovací systém správně interpretuje zadané parametry klínových filtrů.

### **Pomůcky**

Protokol o přejímací zkoušce.

### **Provedení**

V plánovacím systému zadáme jedno pole s klínovým filtrem.

- Zkontrolujeme správné zobrazení klínových charakteristik (název klínu, úhel, transmisní koeficient).
- Zkontrolujeme všechny možné směry zasunutí klínového filtru a souhlas zobrazení klínu se směrem jeho zasunutí.
- Zkontrolujeme, zda se směr klínu změní při rotaci kolimátoru a zda směr zasunutí zůstává nezměněn.

### **Vyhodnocení**

Vyhovuje = Všechny výše uvedené parametry souhlasí se zadanou hodnotou.

Nevyhovuje = Alespoň jeden parametr nesouhlasí se zadanou hodnotou.

## **5.10 Bloky**

### **Cíl**

Cílem zkoušky je ověření, zda plánovací systém správně interpretuje zadané parametry bloků.

### **Pomůcky**

Protokol o přejímací zkoušce.

### **Provedení**

V plánovacím systému zadáme jedno pole, v pohledu svazku definujeme blok. Správnost rozměrů a umístění bloku ověříme softwarovým měřítkem z panelu nástrojů.

- Zkontrolujeme, zda plánovací systém požaduje zadání transmisního koeficientu bloku.
- Zkontrolujeme, zda se umístění bloku správně změní při rotaci kolimátoru.

### **Vyhodnocení**

Vyhovuje = Všechny výše uvedené parametry souhlasí se zadanou hodnotou.

Nevyhovuje = Alespoň jeden parametr nesouhlasí se zadanou hodnotou.

## **5.11 Pohled ze svazku**

### **Cíl**

Cílem zkoušky je ověření správné funkce „pohled ze svazku“.

### **Pomůcky**

Např. geometrický fantom

### **Provedení**

Nasnímáme v základní poloze geometrický fantom. V plánovacím systému pomocí funkce "pohled ze svazku" ověříme softwarovým měřítkem z panelu nástrojů správné velikosti jednotlivých struktur fantomu, pokud v tomto pohledu plánovací systém měření rozměrů umožňuje.

### **Vyhodnocení**

$$\Delta r = r_{\text{ref}} - r_{\text{měř}}$$

## **Tolerance**

$$|\Delta r| \leq 1 \text{ mm}$$

### **5.12 Upozornění plánovacího systému**

#### **Cíl**

Cílem zkoušky je ověření, zda plánovací systém upozorní na zadání nepovolených hodnot.

#### **Pomůcky**

Protokol o přijímací zkoušce.

#### **Provedení**

Zkontrolujeme, zda plánovací systém upozorní uživatele při překročení definovaných mezních hodnot:

- pro mezní úhlové polohy ramene, kolimátoru a ozařovacího stolu
- pro mezní hodnoty velikosti pole pro otevřená a klínová pole
- pro mezní hodnoty u asymetrických polí a u vícelamelového kolimátoru
- pro směr zasunutí klínu

#### **Vyhodnocení**

Vyhovuje = PS upozornil uživatele na překročení definovaných mezních hodnot ve všech případech uvedených výše.

Nevyhovuje = Alespoň v jednom případě PS uživatele neupozornil.

## 6 Zobrazování dávkové distribuce, dávkový histogram

Plánování léčby je postupný proces, který začíná vyznačením cílového objemu a dalších oblastí zájmu a pokračuje hledáním optimální kombinace ozařovacích svazků. Osoba, která provádí plánování, při hledání optimálního ozařovacího plánu opakovaně posuzuje shodu (konformitu) výsledného rozložení dávky se zadaným cílovým objemem. Je proto mimořádně důležité, aby všechny aspekty vzájemného prostorového vztahu mezi vypočteným rozložením dávky a tvarem a polohou zadaných oblastí zájmu byly plánovacím systémem správně zobrazeny. Následující soubor testů slouží ke kontrole správnosti tohoto zobrazení.

### 6.1 Orientace hlavních os ve 3D zobrazení

#### Cíl

Cílem zkoušky je kontrola orientace hlavních os ve 3D zobrazení.

#### Pomůcky

Např. geometrický fantom

#### Provedení

Nasnímáme fantom v základní poloze. Ve 3D zobrazení zkontrolujeme správné zobrazení polohy fantomu v pohledech:

- předo-zadní, zado-přední
- boční pohled zleva a zprava
- pohled od hlavy, pohled od nohou

#### Vyhodnocení

Vyhovuje = PS zobrazil fantom ve všech pohledech správně.

Nevyhovuje = Alespoň v jednom pohledu PS zobrazil fantom nesprávně.

### 6.2 Zobrazení dávkové distribuce

#### Cíl

Cílem zkoušky je ověření správného zobrazení dávkové distribuce.

#### Pomůcky

Protokol o přijímací zkoušce.

#### Provedení

V plánovacím systému zkontrolujeme:

- zda barevné označení pro jednotlivé dávky souhlasí s barevným označením jednotlivých izodóz
- zda se vždy při změně parametrů pro výpočet dávky provede aktualizace zobrazení dávky
- zda barevné označení pro jednotlivé dávky v popisu pole souhlasí s barevným označením jednotlivých dávek ve 3D zobrazení.

#### Vyhodnocení

Vyhovuje = Všechny výše uvedené podmínky jsou splněny.

Nevyhovuje = Alespoň jedna z výše uvedených podmínek není splněna.

### 6.3 Výpočet objemu

#### Cíl

Cílem zkoušky je ověření správného výpočtu objemu plánovacím systémem.

#### Pomůcky

Např. antropomorfní, geometrický fantom nebo jiný objekt o známém objemu.

#### Provedení

V plánovacím systému zhotovíme následující studie:

- Pravidelného tělesa o známých rozměrech např. krychle  $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$ .
- Antropomorfního fantomu (např. krok 5 mm, tloušťka řezu 5 mm od  $-40$  do  $+60$  mm, oba otvory jsou prázdné). Pro oba válcové otvory vytvoříme v anatomickém popisu obrysy.
- Geometrického fantomu (např. krok 5 mm, tloušťka řezu 5 mm od  $-80$  do  $+80$  mm). Pro vnitřní a vnější nehomogenity (polystyrenové části) vytvoříme v anatomickém popisu obrysy.

V popisu svazku pro výše uvedené studie vytvoříme ozařovací plán a v histogramu dávka-objem zkontrolujeme plánovacím systémem vypočtený objem ( $V_{\text{vyp}}$ ) jednotlivých částí a srovnáme ho se skutečným objemem ( $V_{\text{skut}}$ ).

#### **Vyhodnocení**

$$\delta = (V_{\text{skut}} - V_{\text{vyp}}) / V_{\text{skut}}$$

#### **Tolerance**

$$|\delta| \leq 5\%$$

### **6.4 Kontrola histogramu dávka-objem**

#### **Cíl**

Cílem zkoušky je kontrola výpočtu histogramu dávka-objem plánovacím systémem.

#### **Pomůcky**

Protokol o přejímací zkoušce.

#### **Provedení**

- V popisu anatomie definujeme vodní fantom ve standardní ozařovací poloze. Ve vodním fantomu umístíme objem (hranol) o vodorovném průřezu  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  a výšce cca 20 cm. Horní plochu hranolu umístíme v hloubce 1 cm pod povrchem fantomu.
- V popisu pole definujeme svazek o velikosti  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm a vypočítáme dávkovou distribuci.
- Pomocí softwarového měřítka z panelu nástrojů změříme hloubky, ve kterých probíhají izodózy, a z nich vypočítáme objem ozářený určitou dávkou ( $V_{\text{ref,D}}$ ).
- V histogramu dávka-objem odečteme pro určitou dávku objem vypočítaný plánovacím systémem ( $V_{\text{vyp,D}}$ )

#### **Vyhodnocení**

$$\delta = (V_{\text{ref,D}} - V_{\text{vyp,D}}) / V_{\text{ref,D}}$$

#### **Tolerance**

$$|\delta| \leq 5\%$$

### **6.5 Skládání plánů**

#### **Cíl**

Cílem zkoušky je ověření, zda plánovací systém správně provede skládání plánů.

#### **Pomůcky**

Protokol o přejímací zkoušce.

#### **Provedení**

Vytvoříme 3 ozařovací plány s izocentrickou technikou:

- pole AP:  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , úhel ramene  $0^\circ$ , 1 Gy v izocentru
- pole PA:  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , úhel ramene  $180^\circ$ , 1 Gy v izocentru
- pole AP-PA: součet obou předchozích svazků, 2 Gy v izocentru

Ověříme že výsledná dávka po složení všech tří plánů (1) + (2) - (3) se rovná nule. Pokud plánovací systém neumožňuje zadat zápornou váhu plánu, je možno tento test provést na



matici dávek exportované do tabulkového kalkulátoru (spreadsheet). Test opakujeme pro odlišnou výpočetní síť.

**Vyhodnocení**

Vyhovuje = Výsledná dávka se rovná nule pro všechny testované výpočetní sítě.

Nevyhovuje = Alespoň pro jednu výpočetní síť se výsledná dávka nerovná nule.

## 7 Výpočet dávky

Cílem této kapitoly je kontrola a ověření algoritmu výpočtu dávky v plánovacím systému.

### 7.1 Kontrola algoritmu plánovacího systému

Kontrolu algoritmu plánovacího systému provedeme jako soubor testů pro různé druhy svazků (např. otevřené, klínové, asymetrické pole atd.). Při této kontrole porovnáváme v různých bodech uživatelem naměřenou dávku s dávkou vypočtenou plánovacím systémem. Pro měření dávky se použije metodika měření dávky běžně používaná na daném pracovišti.

Poznámky k testům:

Pokud není uvedeno jinak, jsou hloubky měření 1, 3, 5, 10, 15, 20, 25 a 30 cm. Jednu z uvedených hloubek lze změnit na  $d_{\max}$  v závislosti na konkrétní energii svazku.

#### Provedení

1. Otevřené pole,  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm, transversální rovina procházející centrální osou svazku, 1 cm vlevo a 5 cm vpravo od osy svazku (viz obrázek 8).
2. Otevřené pole,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm, transversální rovina procházející centrální osou svazku, 3 cm vlevo a 9 cm vpravo od osy svazku (viz obrázek 9).
3. Otevřené pole,  $25 \times 25 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm, transversální rovina procházející centrální osou svazku, 9 cm vlevo a 19 cm vpravo od osy svazku (viz obrázek 10).
4. Otevřené pole,  $5 \times 25 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm, transversální rovina procházející centrální osou svazku, 1 cm vlevo a 5 cm vpravo od osy svazku (viz obrázek 11).
5. Otevřené pole,  $25 \times 5 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm, transversální rovina procházející centrální osou svazku, 9 cm vlevo a 19 cm vpravo od osy svazku (viz obrázek 12).
6. Změna SSD, otevřené pole,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  (v SAD), SSD = 90 cm, transversální rovina procházející centrální osou svazku, 2,5 cm vlevo a 7 cm vpravo od osy svazku (viz obrázek 13).
7. Klínové pole, klín  $60^\circ$ ,  $9 \times 9 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm, transversální rovina procházející centrální osou svazku, 2,5 cm vlevo a 2,5 cm vpravo od osy svazku (viz obrázek 14).
8. Pole s centrálním blokem,  $16 \times 16 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm, transversální rovina procházející centrální osou svazku, 4 cm vlevo od osy svazku. Vykrývací blok  $7 \times 2 \text{ cm}^2$  umístěn na podložce na centrální ose svazku. Tloušťka a materiál bloku, určující transmisi bloku, se volí podle materiálu používaného na pracovišti (viz obrázek 15).
9. Nepravidelné pole s vykrytím, tvar L,  $16 \times 16 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm, transversální rovina procházející centrální osou svazku, 6 cm vpravo od osy svazku. Velký blok  $12 \times 12 \text{ cm}^2$ , umístěný na podložce. Tloušťka a materiál bloku, určující transmisi bloku, se volí podle materiálu používaného na pracovišti (viz obrázek 16).

10. Nehomogenita, otevřené pole,  $6 \times 6 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm, transverzální rovina procházející centrální osou svazku a 2 cm vlevo od osy svazku. Nehomogenita, simulující plíce, průměr 6 cm, hustota např.  $0,3 \text{ g.cm}^{-3}$ , hloubka středu nehomogenity 8 cm (viz obrázek 17).

11. Nehomogenita, otevřené pole,  $16 \times 16 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm, transverzální rovina procházející centrální osou svazku, 2 cm vlevo a 5 cm vpravo od osy svazku. Nehomogenita, simulující plíce, průměr 6 cm, hustota např.  $0,3 \text{ g.cm}^{-3}$ , hloubka středu nehomogenity 8 cm (viz obrázek 18).

12. Nehomogenita, otevřené pole,  $16 \times 16 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm, transverzální rovina procházející centrální osou svazku a 4 vpravo od osy svazku.. Nehomogenita, simulující kostní tkáň, průměr 2 cm, hustota např.  $1,8 \text{ g.m}^{-3}$ , hloubka středu nehomogenity 6 cm (viz obrázek 19).

13. Šikmý dopad, otevřené pole,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm, body ležící na centrální ose svazku, 3 cm vpravo a 3 cm vlevo vodorovně od osy svazku. Úhel ramene  $45^\circ$  (viz obrázek 20).

14. "Chybějící tkáň", otevřené pole,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm, transverzální rovina procházející centrální osou svazku, 1 cm, 2,5 cm a 4 cm vlevo od osy svazku. Polovina svazku mimo fantom. Měření lze realizovat s polohou ramene  $90^\circ$  a fantom nastavit tak, aby centrální osa svazku splývala s vodní hladinou fantomu (viz obrázek 21).

15. "Chybějící tkáň", otevřené pole,  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm, transverzální rovina procházející centrální osou svazku, 1 cm, 5 a 9 cm vlevo od osy svazku. Polovina svazku mimo fantom (viz obrázek 22).

16. Vícelamelový kolimátor, otevřené pole, SSD = 100 cm, transverzální rovina procházející centrální osou svazku (viz obrázek 23 a tabulka 4).

17. Vícelamelový kolimátor, otevřená pole, SSD = 100 cm, transverzální rovina procházející centrální osou svazku (viz obrázek 24 a tabulka 5).

## Vyhodnocení

Odchylka mezi naměřenou hodnotou dávky ( $D_{\text{měř}}$ ) a hodnotou dávky vypočtenou plánovacím systémem ( $D_{\text{vyp}}$ ) se stanoví ze vztahu:

$$\delta = 100\% \cdot (D_{\text{vyp}} - D_{\text{měř}}) / D_{\text{měř}} \quad (6.2.1)$$

## Tolerance

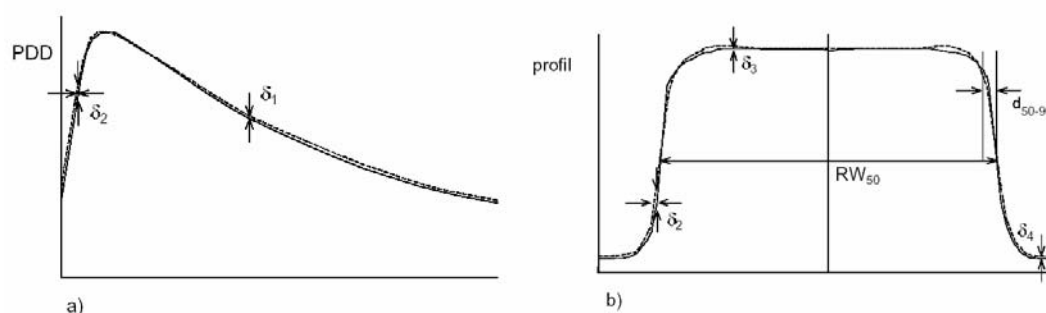
Pro vyhodnocení odchylek vypočtených hodnot od naměřených hodnot je vhodné rozdělit měřicí body a jim příslušející odchylky  $\delta$  podle jejich polohy ve svazku do několika oblastí a pro každou z těchto oblastí definovat kritérium přesnosti, tj. povolenou toleranci, zvláště :

- $\delta_1$ : pro body ležící na centrální ose svazku za hloubkou  $d_{\text{max}}$ : *oblast vysoké dávky a nízkého dávkového gradientu*
- $\delta_2$ : pro body ležící v oblasti build-up, v polostínu a v oblastech přiléhajících k rozhraní s nehomogenitami : *oblasti vysoké dávky a vysokého dávkového gradientu*

- $\delta_3$ : pro body ležící mimo centrální osu za hloubkou  $d_{\max}$  : tato oblast je opět *oblast vysoké dávky a nízkého dávkového gradientu*
- $\delta_4$ : pro body ležící vně geometrických okrajů svazku a pod stínícími bloky, obvykle za hloubkou  $d_{\max}$ : *oblast nízké dávky a nízkého dávkového gradientu*, hodnota dávky je obvykle menší než 7% normalizační dávky.

Pro vyjádření míry shody mezi tvarem změřeného a spočteného dávkového profilu svazku je možno použít též následujících veličin:

- $RW_{50}$ : radiologická šířka, definovaná jako šířka profilu měřená v polovině jeho výšky
- $d_{50-90}$ : vzdálenost (měřená kolmo k ose svazku) mezi hodnotou 50% a 90% dávky na profilu svazku.



obrázek 7: Grafické vysvětlení odchylek

Kriterium  $\delta_4$  se vztahuje na oblasti nízké dávky, kde jsou výpočty obvykle méně přesné a kde požadavky na přesnost nejsou tak přísné. Proto nemá smysl normalizovat rozdíl hodnot vůči dávce naměřené v daném bodě, ale spíše k dávce naměřené ve stejné hloubce na centrální ose svazku:

$$\delta_4 = 100\% \cdot (D_{\text{vyp}} - D_{\text{měř}}) / D_{\text{měř,cax}} \quad (6.2.2.)$$

kde:

$D_{\text{měř,cax}}$  je změřená dávka v bodě ve stejné hloubce jako  $D_{\text{měř}}$ , ale na centrální ose svazku. Stejně lze postupovat u bodů ležících pod vykrývacími bloky.

Doporučené tolerance jsou uvedeny v tabulce 2 (pro fotonové svazky) a v tabulce 3 (pro elektronové svazky).

Poznámky k hodnotám v tabulkách 2 a 3:

1. Na vypočtené hodnoty dávky pro jednoduché geometrie (bez modifikátorů a bez asymetrického kolimátoru) lze aplikovat kritéria uvedená ve sloupci (1). Tyto jednoduché geometrie zahrnují změnu vzdálenosti SSD, obdélníková otevřená pole a šikmý dopad svazku.
2. Pro výpočet složitějších případů jsou povoleny větší tolerance uvedené ve sloupci (2). Tyto složitější geometrie zahrnují pole s klíny, nehomogenitami, nepravidelná pole (s vykrývacími bloky), vliv chybějící tkáně a asymetrické nastavení kolimátoru, ale nikoli kombinaci těchto uvedených faktorů.
3. Hodnoty tolerancí uvedené ve sloupci (3) platí pro kombinované faktory, uvedené ve sloupci (2), např. klínové asymetrické pole nebo nehomogenita v nepravidelném poli. Pro body na okraji ozařovacího pole se uvedená tolerance liší od tolerance pro body vně

okraje pole. Pro oblast vysokého dávkového gradientu ( $\delta_2$ ) a pro  $RW_{50}$  jsou tolerance v případech (2) a (3) stejné.

tabulka 2: Požadavky na přesnost fotonových svazků

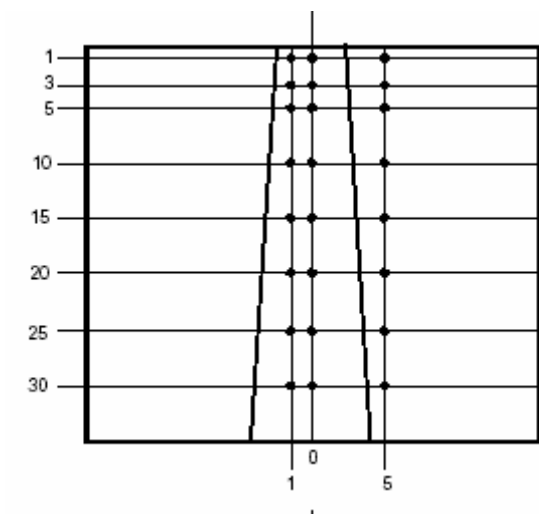
Kritérium	(1) Homogenní pole, jednoduchá geometrie	(2) Klín, vykrývací blok, nehomogenita	(3) Složité techniky, např. kombinace více faktorů z (2)
$ \delta_1 $ (data na centrální ose svazku) vysoká dávka, nízký dávkový gradient	$\leq 2\%$	$\leq 3\%$	$\leq 4\%$
$ \delta_2 $ (data na centrální ose svazku, profily) vysoká dávka, vysoký dávkový gradient	$\leq 10\%$ nebo $\leq 2\text{mm}$	$\leq 15\%$ nebo $\leq 3\text{mm}$	$\leq 15\%$ nebo $\leq 3\text{mm}$
$ \delta_3 $ (mimo centrální osu) vysoká dávka, nízký dávkový gradient	$\leq 3\%$	$\leq 3\%$	$\leq 4\%$
$ \delta_4 $ (vně okraje pole) nízká dávka, nízký dávkový gradient	$\leq 3\%^1$ ( $\leq 30\%$ )	$\leq 4\%^1$ ( $\leq 40\%$ )	$\leq 5\%^1$ ( $\leq 50\%$ )
$ \delta_{RW_{50}} $	$\leq 1\%$ nebo $\leq 2\text{mm}$	$\leq 1\%$ nebo $\leq 2\text{mm}$	$\leq 1\%$ nebo $\leq 2\text{mm}$
$ \delta_{d_{50-90}} $	$\leq 2\text{mm}$	$\leq 3\text{mm}$	$\leq 3\text{mm}$

pozn.<sup>1</sup> : hodnoty platí pro rovnici (6.2.1), hodnoty v závorkách platí pro rovnici (6.2.2)

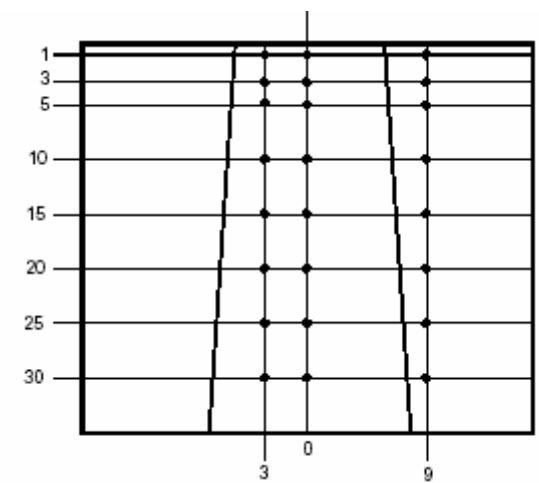
tabulka 3: Požadavky na přesnost elektronových svazků

Kritérium	(1) Homogenní pole, jednoduchá geometrie	(2) Klín, vykrývací blok, nehomogenita	(3) Složité techniky, např. kombinace více faktorů z (2)
$ \delta_1 $ (data na centrální ose svazku) vysoká dávka, nízký dávkový gradient	$\leq 3\%$	$\leq 4\%$	$\leq 5\%$
$ \delta_2 $ (data na centrální ose svazku, profily) vysoká dávka, vysoký dávkový gradient	$\leq 15\%$ nebo $\leq 4\text{mm}$	$\leq 20\%$ nebo $\leq 4\text{mm}$	$\leq 20\%$ nebo $\leq 5\text{mm}$
$ \delta_3 $ (mimo centrální osu) vysoká dávka, nízký dávkový gradient	$\leq 5\%$	$\leq 6\%$	$\leq 7\%$
$ \delta_4 $ (vně okraje pole) nízká dávka, nízký dávkový gradient	$\leq 3\%^1$ ( $\leq 30\%$ )	$\leq 4\%^1$ ( $\leq 40\%$ )	$\leq 5\%^1$ ( $\leq 50\%$ )
$ \delta_{RW50} $	$\leq 1\%$ nebo $\leq 2\text{mm}$	$\leq 1\%$ nebo $\leq 2\text{mm}$	$\leq 1\%$ nebo $\leq 2\text{mm}$
$ \delta_{d50-90} $	$\leq 2\text{mm}$	$\leq 3\text{mm}$	$\leq 3\text{mm}$

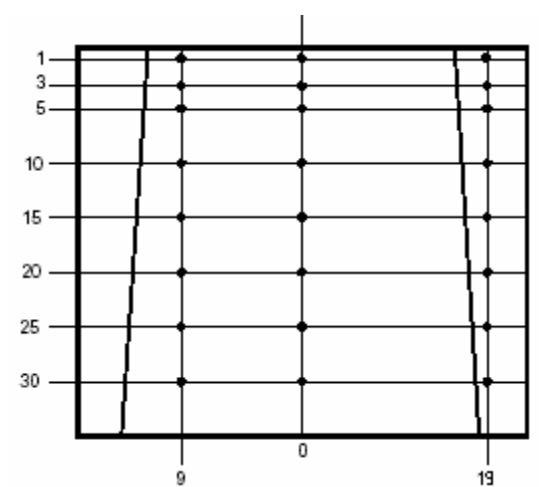
pozn.<sup>1</sup> : hodnoty platí pro rovnici (6.2.1), hodnoty v závorkách platí pro rovnici (6.2.2)



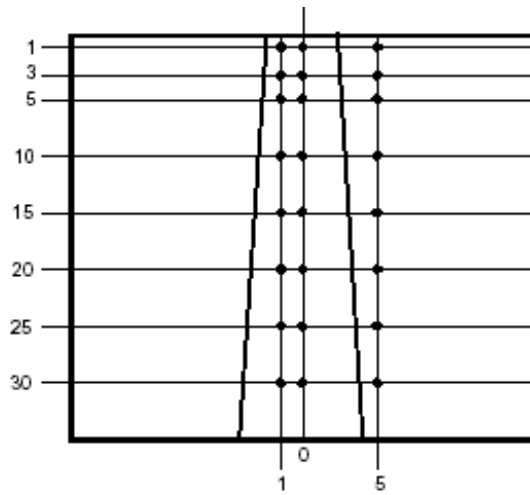
obrázek 8: Pole 5x5 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm



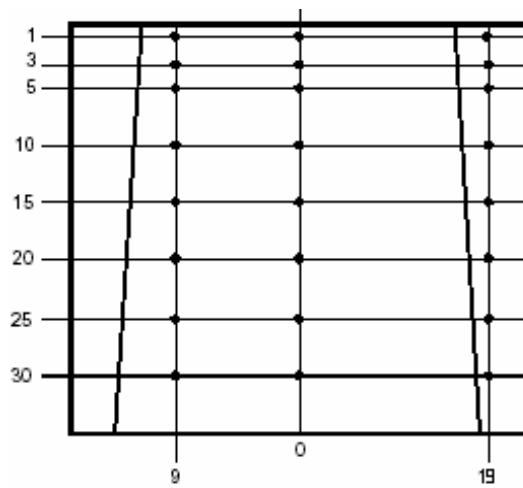
obrázek 9: Pole 10x10 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm



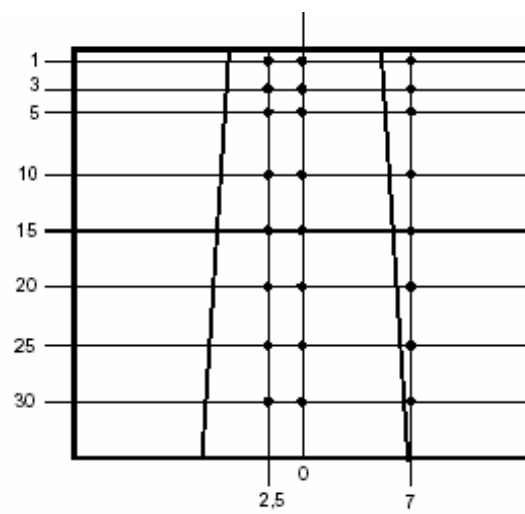
obrázek 10: Pole 25x25 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm



obrázek 11: Pole 5x25 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm

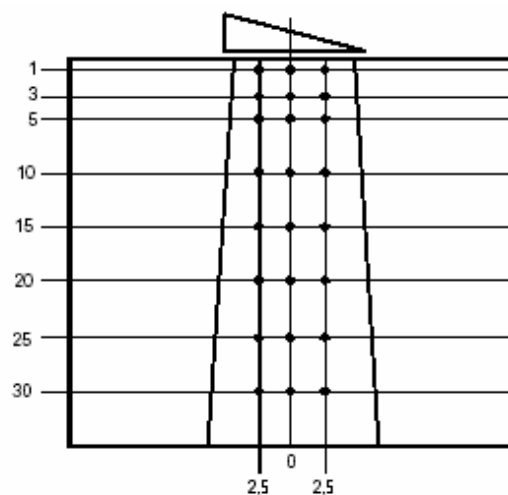


obrázek 12: Pole 25x5 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm

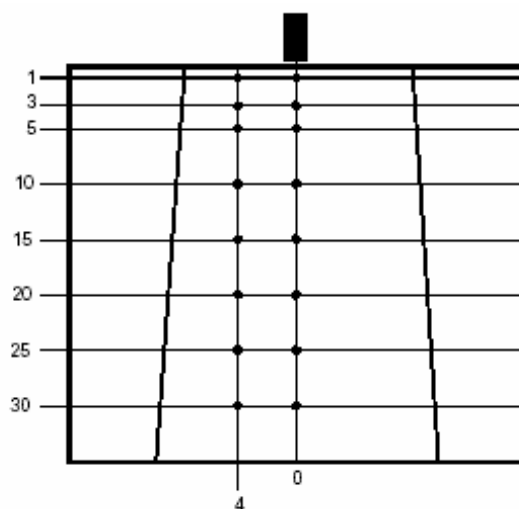


obrázek 13: Pole 10x10 cm<sup>2</sup>, SSD = 90 cm

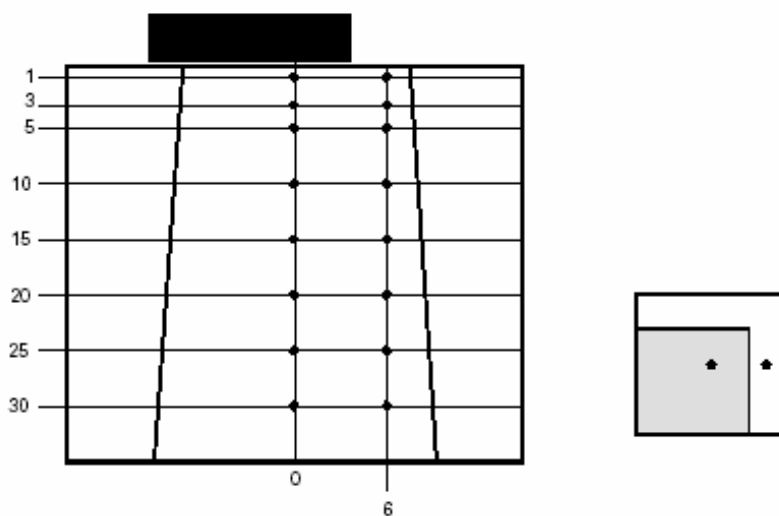




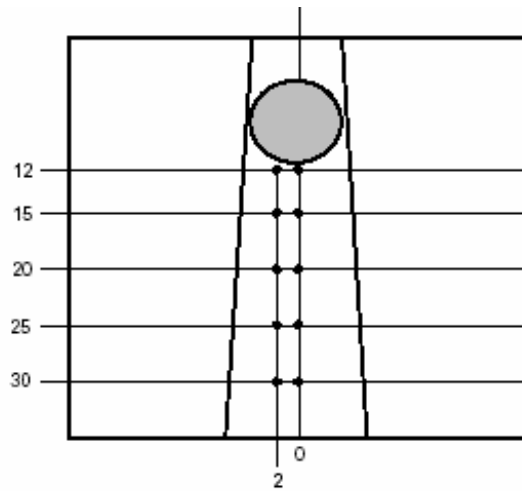
obrázek 14: Pole 9x9 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm, klín 60°



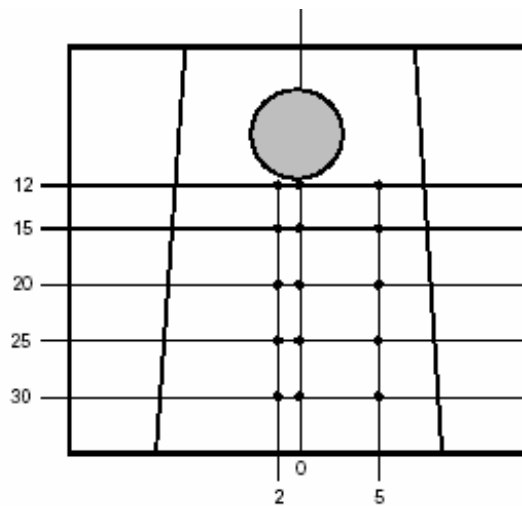
obrázek 15: Pole 16x16 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm, centrální blok 7x2 cm<sup>2</sup>



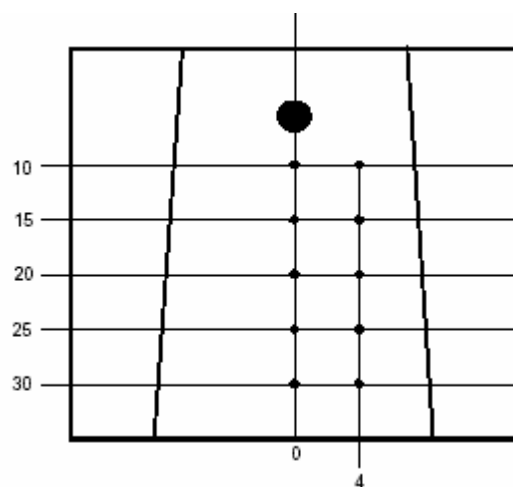
obrázek 16: Nepravidelné pole 16x16 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm, blok 12x12 cm<sup>2</sup>



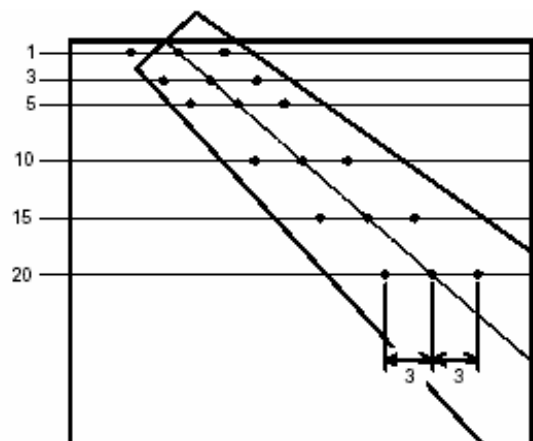
obrázek 17: Pole 6x6 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm, plicní nehomogenita



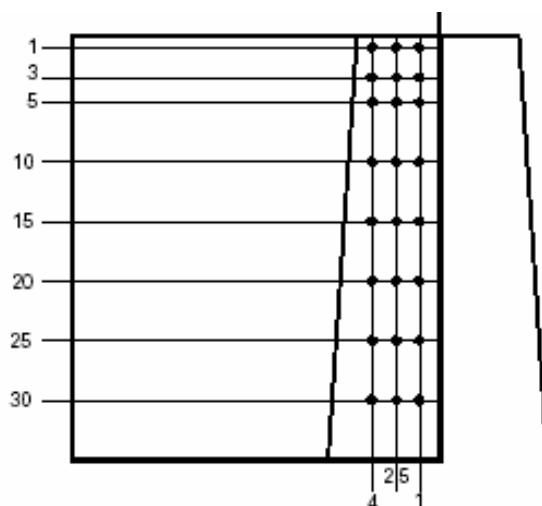
obrázek 18: Pole 16x16 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm, plicní nehomogenita



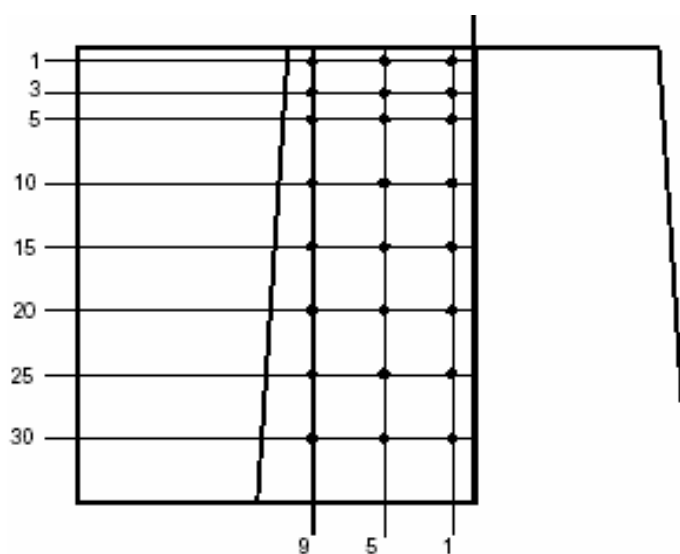
obrázek 19: Pole 16x16 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm, kostní nehomogenita



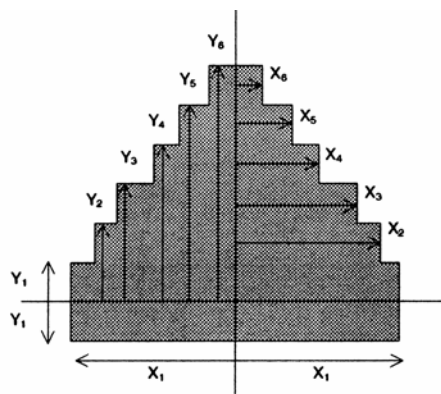
obrázek 20: Šikmé pole  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm, úhel ramene  $45^\circ$



obrázek 21: Pole  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm, „chybějící tkáň“



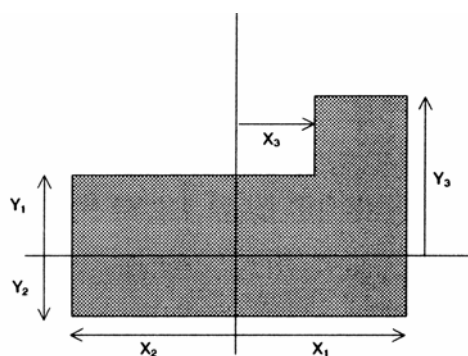
obrázek 22: Pole  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm, „chybějící tkáň“



obrázek 23: Vícelamelový kolimátor, otevřené pole

tabulka 4: Souřadnice vícelamelového kolimátoru pro provedení testu č.16

souřadnice vícelamelového kolimátoru (cm)											
X <sub>1</sub>	X <sub>2</sub>	X <sub>3</sub>	X <sub>4</sub>	X <sub>5</sub>	X <sub>6</sub>	y <sub>1</sub>	y <sub>2</sub>	y <sub>3</sub>	y <sub>4</sub>	y <sub>5</sub>	y <sub>6</sub>
6	5	4	3	2	1	2	3	4	5	6	7



obrázek 24: Vícelamelový kolimátor, otevřené pole

tabulka 5: Souřadnice vícelamelového kolimátoru pro provedení testu č.17

souřadnice vícelamelového kolimátoru (cm)											
X <sub>1</sub>	X <sub>2</sub>	X <sub>3</sub>	X <sub>4</sub>	X <sub>5</sub>	X <sub>6</sub>	y <sub>1</sub>	y <sub>2</sub>	y <sub>3</sub>	y <sub>4</sub>	y <sub>5</sub>	y <sub>6</sub>
6	6	2	-	-	-	4	2	6	-	-	-
6	6	0	-	-	-	4	2	6	-	-	-
6	6	-2	-	-	-	4	2	6	-	-	-

## 7.2 Kontrolní plán

### Pomůcky

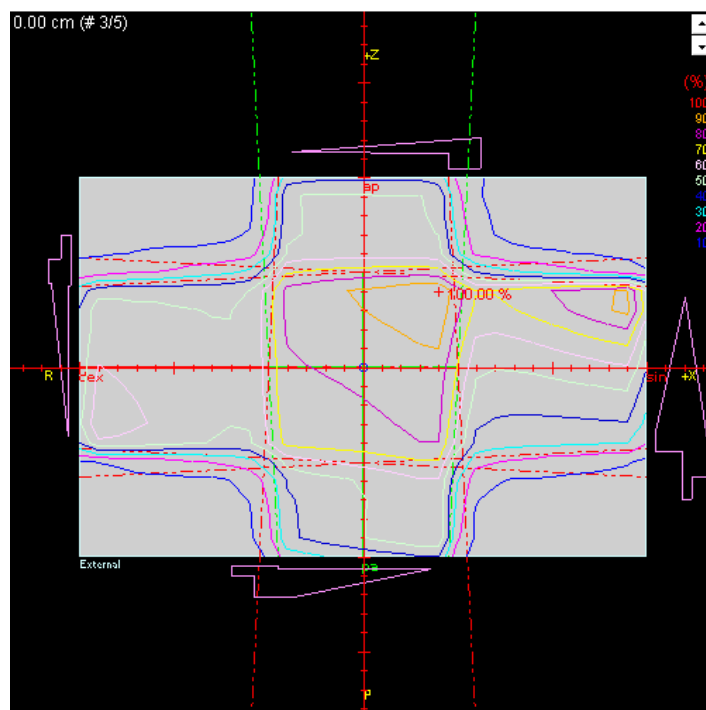
Plán o známé dávkové distribuci, např. vodní fantom o velikosti 25x25x25 cm<sup>3</sup> nebo IAEA obdélníkový fantom s následujícími ozařovacími poli (viz obrázek 25):

1. pole 10x10 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm, úhel ramene 0°, klín 15°
2. pole 10x10 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm, úhel ramene 90°, klín 30°
3. pole 10x10 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm, úhel ramene 270°, klín 60°
4. pole 10x10 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm, úhel ramene 180°, klín 45°

### Provedení

Při přijímací zkoušce vypočítáme jednoduchý ozařovací plán (4 pole, úhel ramene: 0°, 90°, 180°, 270° pro každé pole různý klín). Tento plán přepočítáme plánovacím systémem a zkontrolujeme, zda nedošlo ke změně:

- v dávkové distribuci
- v zobrazení izodoz ve všech řezech
- v zobrazení izodoz ve 3D zobrazení
- v histogramu dávka – objem



obrázek 25: Kontrolní plán

## **8 Údržba a zabezpečení systému**

### **8.1 Kontrolní součet**

V plánovacím systému provedeme kontrolní součet knihovny svazků. Zkontrolujeme, zda knihovna svazků nebyla pozměněna.

### **8.2 Zabezpečení systému**

Zkontrolujeme, zda plánovací systém splňuje následující požadavky:

- požaduje samostatné heslo pro knihovnu svazků
- nedovolí přístup osobě, která není povolena administrátorem
- při dlouhodobé neaktivitě uživatele provede automatické odhlášení uživatele

### **8.3 Archivování dat**

Provedeme archivaci vybraného pacienta na archivační médium. Po zpětném vyvolání tohoto souboru zkontrolujeme, zda se soubor při archivaci nepoškodil a zda obsahuje všechna pacientova data.

## 9 Přehled zkoušek provozní stálosti

### 9.1 Týdenní zkouška

Název zkoušky	Kapitola	Tolerance
Kontrolní součet	8.1	---

### 9.2 Měsíční zkouška

Před vykonáním měsíční zkoušky se provede týdenní zkouška.

Název zkoušky	Kapitola	Tolerance
Úplnost textové informace	4.3	---
Geometrické rozměry	4.7	1 mm
Převod pracovních jednotek CT čísla na RED	4.8	0,05 pro RED ≤ voda 0,1 pro RED > voda
Kontrolní plán	7.2	---

### 9.3 Půlroční zkouška

Před vykonáním půlroční zkoušky se provede týdenní a měsíční zkouška.

Název zkoušky	Kapitola	Tolerance
Digitizér a tiskárna	4.9	1 mm
Funkce	5.2	funkčnost

### 9.4 Roční zkouška

Před vykonáním roční zkoušky se provede týdenní, měsíční a půlroční zkouška.

Při kontrole výpočtu dávky uživatel provede podrobnější kontrolu svazků a geometrií, jejichž odchylka při přijímací zkoušce se nacházela blízko hranice tolerance či toleranci překročila.

Název zkoušky	Kapitola	Tolerance
Kontrola algoritmu plánovacího systému	7.1	viz 7.1.

# PŘÍLOHA I.

## Příklad protokolu přijímací zkoušky

### 1. Registrace pacienta

ZKOUŠKA	VYHOVUJE
1.1 Jednoznačná identifikace pacienta	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
1.2 Připojení obrazových dat k existujícímu pacientu	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
1.3 Vyvolání dat pacienta	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>

### 2. Popis anatomie pacienta

ZKOUŠKA	VYHOVUJE
2.1 Jednoznačná a jednotná identifikace snímků	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
2.2 Parametry skenování	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
2.3 Úplnost textové informace	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
2.4 Orientace pacienta	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
2.5 Integrita simultánního přenosu	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
2.6 Geometrie rekonstruovaných řezů	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>

### 2.7 Geometrické rozměry

Tolerance

$$\Delta r = r_{\text{ref}} - r_{\text{měř}}$$

$$|\Delta r| \leq 1 \text{ mm}$$

definice rozměru	$r_{\text{ref}}$ (cm)	$r_{\text{měř}}$ (cm)	$\Delta r$ (cm)	Vyhodnocení VYHOVUJE
výška fantomu				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
šířka fantomu				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
průměr krajního otvoru				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
průměr malého otvoru				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>

### 2.8 Převod pracovních CT jednotek na relativní elektronové hustoty

Tolerance

$$\Delta \text{RED} = \text{RED}_{\text{ref}} - \text{RED}_{\text{měř}}$$

$$|\Delta \text{RED}| \leq 0,05 \text{ pro elektronovou hustotu} \leq \text{voda}$$

$$|\Delta \text{RED}| \leq 0,1 \text{ pro elektronovou hustotu} > \text{voda}$$



materiál	hustota (g/cm <sup>3</sup> )	RED <sub>ref</sub>	RED <sub>měř</sub>	ΔRED	Vyhodnocení VYHOVUJE
plíce v nádechu					ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
tuková tkáň					ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
řídka kost					ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
hustá kost					ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
ekvivalent vody					ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>

## 2.9 Digitizér a tiskárna

### Tolerance

$$\Delta r = r_{\text{ref}} - r_{\text{měř}}$$

$$|\Delta r| \leq 1 \text{ mm}$$

Rozměry digitalizovaného obrazce				
definice rozměru	r <sub>ref</sub> (cm)	r <sub>měř</sub> (cm)	Δr (cm)	Vyhodnocení VYHOVUJE
výška čtverce				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
šířka čtverce				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
výška trojúhelníku				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
délka trojúhelníku				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
levá strana trojúhelníku				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
pravá strana trojúhelníku				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
průměr kruhu				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
Rozměry vytištěného obrazce				
definice rozměru	r <sub>ref</sub> (cm)	r <sub>měř</sub> (cm)	Δr (cm)	Vyhodnocení VYHOVUJE
výška čtverce				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
šířka čtverce				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
výška trojúhelníku				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
délka trojúhelníku				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
levá strana trojúhelníku				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
pravá strana trojúhelníku				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
průměr kruhu				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>

ZKOUŠKA	VYHOVUJE
2.10 Definice anatomických obrysů	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
2.11 Automatické obrysy	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
2.12 Body k zobrazení dávky	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>

### 3. Popis svazku záření

ZKOUŠKA	VYHOVUJE
3.1 Knihovna ozařovačů	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
3.2 Funkce	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
3.3 Vzdálenost zdroj izocentrum, poloha izocentra	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
3.4 Velikost a divergence svazku	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
3.5 Rotace ramene a ozařovacího stolu	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
3.6 Rekonstrukce frontálních a sagitálních řezů	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
3.7 Rotace kolimátoru	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
3.8 Popis vícelamelového kolimátoru	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
3.9 Klínové filtry	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
3.10 Bloky	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
3.11 Pohled ze svazku	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
3.12 Upozornění plánovacího systému	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>

### 4. Zobrazování dávky a histogram dávky

ZKOUŠKA	VYHOVUJE
4.1 Orientace hlavních os ve 3D zobrazení	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
4.2 Zobrazení dávky	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>

#### 4.3 Výpočet objemu

Tolerance

$$\delta = (V_{\text{skut}} - V_{\text{vyp}}) / V_{\text{skut}}$$

$$|\delta| \leq 5\%$$

Těleso	$V_{\text{skut}}$ (cm <sup>3</sup> )	$V_{\text{vyp}}$ (cm <sup>3</sup> )	$\delta$ (%)	Vyhodnocení VYHOVUJE
krychle				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
válec č.1				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
válec č.2				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
jehlan – velký				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
jehlan – malý				ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>

#### 4.4 Kontrola histogramu dávka-objem

Tolerance

$$\delta = (V_{\text{ref,D}} - V_{\text{vyp,D}}) / V_{\text{ref,D}}$$

$$|\delta| \leq 5\%$$

Dávka (%)	$V_{\text{ref}}$ (cm <sup>3</sup> )	$V_{\text{vyp}}$ (cm <sup>3</sup> )	$\delta$ (%)	Vyhodnocení VYHOVUJE	
50				ANO <input type="checkbox"/>	NE <input type="checkbox"/>
60				ANO <input type="checkbox"/>	NE <input type="checkbox"/>
70				ANO <input type="checkbox"/>	NE <input type="checkbox"/>

#### 4.5 Skládání plánů

VYHOVUJE: ANO  NE

### 5. Výpočet dávky

#### 5.1 Kontrola algoritmu plánovacího systému

Pomůcky:

##### 5.1.1. Otevřené pole 5x5 cm<sup>2</sup>

<i>na ose svazku</i>								
hloubka (cm)	1	3	5	10	15	20	25	30
dávka vypočtená (Gy)								
dávka naměřená (Gy)								
odchylka (%)								
<i>1 cm vlevo od svazku</i>								
hloubka (cm)	1	3	5	10	15	20	25	30
dávka vypočtená (Gy)								
dávka naměřená (Gy)								
odchylka (%)								
<i>5 cm vpravo od svazku</i>								
hloubka (cm)	1	3	5	10	15	20	25	30
dávka vypočtená (Gy)								
dávka naměřená (Gy)								
odchylka (%)								

#### 5.2 Kontrolní plán

VYHOVUJE: ANO  NE

## 6. Údržba a zabezpečení systému

ZKOUŠKA	VYHOVUJE
6.1 Kontrolní součet	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
6.2 Zabezpečení systému	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>
6.3 Archivování dat	ANO <input type="checkbox"/> NE <input type="checkbox"/>

## PŘÍLOHA II. Terminologie

**Plánování** radioterapeutické léčby (radiotherapy **treatment planning**) je celkový proces přípravy radioterapeutické léčby. Tento proces zahrnuje získání anatomických údajů pomocí zobrazovacích metod, definování cílových objemů, návrh a optimalizaci ozařovací techniky, zhodnocení ozařovacího plánu a realizaci ozařovacího plánu na ozařovači.

**Systém pro plánování léčby, plánovací systém (treatment planning system - TPS)** je počítačový systém, který slouží pro: zadávání dat pacienta, nastavení ozařovacích svazků, výpočet dávkové distribuce, zhodnocení plánu z hlediska dávky a objemu (případně i biologického účinku), výstup ozařovacího plánu pro účely dokumentace a pro přenos dat do vyřezávačky bloků, simulátoru nebo ozařovače. Plánovací systém se skládá ze sady programů nebo kombinace různých sad programů a příslušného technického vybavení, které může představovat jediný samostatný počítač nebo celou síť tvořenou mnoha počítači a různými typy periferních zařízení.

**Trojrozměrný (3-D) plánovací systém (3-D TPS)** označuje moderní typ plánovacího systému (programového i technického vybavení), který umožňuje :

- a) konstrukci trojrozměrného modelu pacienta, založeného na volumetrických CT obrazech;
- b) simulaci trojrozměrných konfigurací svazků, např. pro libovolnou orientaci svazků, polohu izocentra a tvar polí;
- c) trojrozměrný výpočet dávky, např. pomocí algoritmu, který bere v úvahu trojrozměrné tvary pacienta, svazků i povahu fyzikálních interakcí;
- d) zhodnocení a optimalizaci trojrozměrných dávkových distribucí, např. pomocí histogramů dávka-objem nebo výpočtů NTCP a TCP;
- e) zobrazení anatomie pacienta, ozařovacích svazků a dávkových distribucí v jejich vzájemném prostorovém vztahu

**Zabezpečování jakosti (quality assurance - QA) 3-D plánovacího systému** je sada postupů, jejichž cílem je stanovit kvalitu (ve smyslu přesnosti a spolehlivosti) plánovacího systému a zaručit, že systém pracuje v souladu s předem stanovenými specifikacemi. Rozlišujeme postupy při přijímací zkoušce, uvádění do provozu a pravidelných zkouškách provozní stálosti.

**Přijímací zkouška (acceptance testing)** je postup, při němž se potvrzuje, že plánovací systém pracuje v souladu se specifikacemi stanovenými při jeho nákupu. Tyto specifikace jsou zaměřeny na funkčnost systému a kvalitu algoritmů a měly by být stanoveny výrobcem.

**Uvádění do provozu (commissioning)** je postup, potřebný pro uvedení nového plánovacího systému nebo nové verze programového vybavení do bezpečného klinického používání. Obsah tohoto postupu by měl určit uživatel. Uvádění do provozu zahrnuje zadání geometrických a dozimetrických dat, definujících ozařovač a jeho ozařovací svazky, do plánovacího systému a provedení zkoušek k ověření správné činnosti veškerého programového vybavení a ke stanovení mezí přesnosti různých typů výpočtů.

**Pracovník provádějící plánování léčby (treatment planner)** je osoba, která v určitém okamžiku používá plánovací systém k vytvoření ozařovacího plánu určeného k radioterapeutické léčbě pacienta. Tato osoba může být radiologický fyzik, radioterapeut (radiační onkolog), radiologický laborant (asistent) nebo radiologický technik.

**Uživatel** (plánovacího systému) (**TPS user**) je osoba odpovědná za správné klinické používání plánovacího systému, a tedy za zabezpečování jakosti plánovacího systému. Většinou je touto osobou klinický radiologický fyzik. Zkoušky plánovacího systému provádí tato osoba nebo pracovníci, na které tato osoba dohlíží.

**Registrace pacientů (patient registration)** tvoří adresář pacientů se základními informacemi jednotlivých pacientů jako identifikace pacienta, ošetřující lékař, identifikace nemocnice, diagnóza apod.

**Anatomický popis (anatomy modelling, patient anatomy model)** zahrnuje všechny fyzikální a anatomické parametry potřebné pro provedení plánu daného pacienta. Mezi tyto parametry patří vnější obrys pacienta, umístění a velikost cílového objemu a dalších oblastí zájmu a hodnoty tkáňových hustot.

**Popis svazku (beam description, external planning)** zahrnuje všechny parametry svazku a případných modifikátorů potřebných pro požadovanou dávkovou distribuci. Mezi tyto parametry patří velikost pole, vzdálenost pole od zdroje, úhel natočení ramene, kolimátoru, parametry případných modifikátorů apod.

**Knihovna svazků (unit modelling)** zahrnuje všechny svazky určené pro radioterapii a pro každý svazek obsahuje všechny fyzikální, geometrické a radiační parametry potřebné pro plánování radioterapie.

**Ozařovací plán (treatment plan, treatment planning)** zahrnuje všechny údaje o pacientovi a dozimetrické údaje, které jsou určeny k předepisování a provádění radioterapeutické léčby příslušně kvalifikovanými osobami.

## **PŘÍLOHA III. Dokumentace**

### **Dokumentace k vstupním dozimetrickým datům**

Uživatel plánovacího systému by měl vytvořit dokumentaci k základním vstupním údajům, které byly naměřeny na ozařovači a zadány do plánovacího systému. Správnost vstupních dat by měla být zkontrolována a dokumentována ještě před zahájením testů plánovacího systému nejlépe jiným fyzikem. Dle této dokumentace by měli ostatní uživatelé být schopni zreprodukovat celý postup manipulace s naměřenými daty.

Tato dokumentace by měla obsahovat:

- datum měření
- jméno fyzika
- popis metody měření
- přístrojové vybavení včetně programových verzí
- metody použité pro další zpracování dat (průměr, extrapolace, korekce atd.)

Před zpracováním naměřených dat by uživatel měl uložit kopii původních dat. Konečnou verzi zpracovaných dat by měl uživatel uložit ve vytištěné i elektronické podobě a zaznamenat, kde jsou data uložena.

### **Provozní deník**

Každý plánovací systém by měl být vybaven provozním deníkem. Zápisy do tohoto deníku provádí osoba, která objeví okolnost, která má být podle pravidel oddělení do deníku zapsána. Každý zápis v deníku by měl být ověřen a podepsán fyzikem zodpovědným za plánování léčby.

Pro plánovací systém obsluhující více pracovišť propojených do sítě je dostačující vést jeden provozní deník, pokud zařízení bylo dodáno od jednoho výrobce. Jsou-li na pracovišti systémy od různých výrobců, doporučuje se vést provozní deník pro každý systém zvlášť.

Zápis do provozního deníku sestává z data (včetně času), popisu, podpisu osoby, která zápis provedla a podpisu fyzika.

Do provozního deníku je třeba zaznamenávat alespoň tyto situace:

- Přejímka systému

Datum převzetí systému od výrobce a jeho uvedení do klinického provozu. Součástí tohoto zápisu by měl být popis technického vybavení (hardware) převzatého systému, verze programového vybavení (software) a případné podmínky či omezení schválení pro klinický provoz. Jde-li o software sestávající z více modulů, jež jsou dodávány odděleně a mají svá čísla verzí, měla by být zaznamenána čísla verzí všech modulů (např. modul pro teleterapii, brachyterapii apod).

- Nová verze programového vybavení

Datum instalace nové verze, její číslo, záznam o testech, které byly provedeny k jejímu ověření.

- Změna technického vybavení

Záznam o rozšíření resp. změnách technického vybavení plánovacího systému.

- Opravy

Jakákoliv oprava hardware popř. úprava programového vybavení (ať uživatelem či výrobcem) by měla být zaznamenána. Po výměně technického vybavení bezprostředně spojeného s plánováním (digitizér, tiskárna) by měl následovat záznam o provedení kontroly. Do provozního deníku by měly být zaznamenány i úkony spojené s běžnou provozní údržbou.

- Chybná funkce

Jakákoliv chyba či porucha plánovacího systému. Doporučuje se, aby situace, která k chybné funkci vedla, byla popsána co nejpřesněji. Záznam by měl obsahovat i způsob, kterým byla chyba objevena, a zda došlo či mohlo dojít k nesprávnému ozáření pacienta. Každý takovýto zápis musí také obsahovat jak a kým byla chyba odstraněna, popř. jiná opatření, která byla přijata. Je také nutno posoudit, zda chybná funkce vedla ke vzniku radiologické události ve smyslu příslušného doporučení SÚJB.

- Změna fyzikálních dat

Jakákoliv změna či korekce základních fyzikálních dat, která slouží pro plánování léčby, by měla být uvedena v provozním deníku. Před začátkem klinického provozu by tato změna měla být zkontrolována a potvrzena podpisem fyzika zodpovědného za plánování léčby.

- Záznam o zkouškách provozní stálosti a dalších kontrolách

Zaznamenány by měly být provedené zkoušky a kontroly plánovacího systému s odkazem na protokol obsahující podrobný popis a výsledky zkoušek.



## LITERATURA

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM): Radiation treatment planning dosimetry verification. AAPM Report 55 of Task Group 23 of the Radiation Therapy Committee. Woodbury, NY: American Institute of Physics, 1995

BRAHME, A. ET AL.: Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons. Acta Oncol 15, Suppl. 1, 1988

CRAIG, T., BROCHU, D., VAN DYK, J.: A quality assurance phantom for three-dimensional radiation treatment planning. Int J Radiat Oncol Biol Phys 44, 955-966, 1999

ČSN IEC 62083 : Zdravotnické elektrické přístroje - Požadavky na bezpečnost systémů pro plánování radioterapie

ČSN IEC 61217 : Radioterapeutické přístroje - Souřadnice, pohyby a stupnice

FRAAS, B., DOPPKE, K., HUNT, M., KUTCHER, G., STARKSHALL, G. ET AL.: American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. Med Phys 25, 1773-1836, 1998

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU) : Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high energy photons and electrons. ICRU Report 42, Bethesda, 1987

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS (ICRU): Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. ICRU Report 50, Bethesda, 1993

INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY (IPEMB) : A guide to commissioning and quality control of treatment planning systems. Ed.: J. E. Shaw, IPEMB Report 68, York, 1996

KINDLOVÁ, A., WICHA R.: Doporučení pro zabezpečování jakosti systémů pro plánování radioterapie – návrh textu. Příloha závěrečné zprávy grantu IGA MZ ČR "Zabezpečení jakosti radioterapie - plánovací systémy", 2003.

KRÁLOVÁ, D.: Zajištění kvality plánovacích systémů. Diplomová práce, ČVUT-FJFI, katedra DAIZ, 1993

KROUTILÍKOVÁ, D.: Zajištění kvality při plánování radioterapie. Diplomová práce, ČVUT-FJFI, katedra DAIZ, 1992

KUTCHER, G. ET AL.: Comprehensive QA for radiation oncology : Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. Med Phys 21, 581 - 618, 1994

NETHERLANDS COMMISSION ON RADIATION DOSIMETRY (NCS) : Quality assurance of 3-D treatment planning systems. Practical guidelines for acceptance testing, commissioning and periodic quality control of radiation therapy treatment planning systems. Pracovní verze dokumentu, [www.ncs-dos.org/draft\\_01.htm](http://www.ncs-dos.org/draft_01.htm)

SWISS SOCIETY FOR RADIOBIOLOGY AND MEDICAL PHYSICS (SGSMP/ SSRPM/ SSRFM): Quality control of treatment planning systems for teletherapy. SGSMP Report 7, <http://www.sgsmp.ch/r07tps-e.htm>

VAN DYK, J., BARNETT, R., CYGLER, J., AND SHRAGGE, P.: Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. Int J Radiat Oncol Biol Phys 26, 261-273, 1993

VENSELAAR, J.L.M., WELLEWEERD, J.: Application of a test package in an intercomparison of the performance of treatment planning systems used in a clinical setting. Radiother Oncol 60, 203-213, 2001

VENSELAAR, J.L.M., WELLEWEERD, J., MIJNHEER, B.: Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. Radiother Oncol 60, 191-201, 2001

VOJAN F.: Zpracování metodiky pro provádění zkoušek provozní stálosti plánovacího systému, diplomová práce, Zdravotně sociální fakulta Jihočeské univerzity, 1999