

STANOVENÍ ABSORBOVANÉ DÁVKY V LÉČBĚ VNĚJŠÍMI SVAZKY ZÁŘENÍ

PŘÍLOHY

Příloha 1

VZTAH MEZI PROTOKOLY ZALOŽENÝMI NA N_K A $N_{D,w}$

V zásadě existuje přímý vztah mezi tímto Doporučením založeným na kalibraci pro dávku ve vodě $N_{D,w}$ a dřívějšími protokoly, například IAEA TRS 277 [17] a TRS 381 [21] postavenými na kalibraci pro kermu ve vzduchu N_K – $N_{D,air}$. Jsou zde však i další změny ve významu některých opravných faktorů a v umístování detektorů, které mohou vést k chybám, v případě, že uživatel si jich není plně vědom. Proto je vztah mezi těmito dvěma koncepty důkladně rozebrán v této Příloze. Protokol TRS 277 byl doplněn doporučením TRS 381 o planparalelních komorách, a též některými údaji o komorách cylindrických.

I.1. ZÁŘENÍ GAMA ^{60}Co , SVAZKY FOTONŮ A ELEKTRONŮ VYSOKÝCH ENERGIÍ

Doporučení založená na kermě ve vzduchu stanovují absorbovanou dávku ve vodě v referenční hloubce fantomu ve dvou krocích. V prvním kroku je odvozen faktor komory pro absorbovanou dávku ve vzduchu její dutiny $N_{D,air}$. Toto odvození je založeno na vztahu mezi kermou ve vzduchu (za podmínek volného prostoru) K_{air} , a střední absorbovanou dávkou D_{air} ve vzduchu v dutině dané ionizační komory uživatele ozářené svazkem záření gama ^{60}Co . To jest na vztahu

$$D_{air} = K_{air}(1 - g)k_{att}k_{m}k_{cel} \quad (46)$$

kde význam činitelů g , k_{att} and k_m je definován v [17]. Činitel k_{cel} je opravou na rozdíl ve složení centrální elektrody dané cylindrické ionizační komory a složení vzduchu při kalibraci komory v jednotkách kerry ve vzduchu od záření gama ^{60}Co ([21] a další odkazy tam uvedené). Faktor N_K je definován jako poměr kerry ve vzduchu K_{air} k odečtu dozimetru M při kalibračním ozáření ve svazku gama ^{60}Co . Stejně $N_{D,air}$ může být poměrem D_{air} k témuž odečtu M . Podle upraveného formalismu použitého v odkazu 21 bude pro $N_{D,air}$ platit

$$N_{D,air} = N_K(1 - g)k_{att}k_{m}k_{cel} \quad (47)$$

Tento faktor je v odkazu [17] nazýván N_D . V odkazu [21] byl pro něj připojen index 'air', aby bylo zdůrazněno, že se jedná o absorbovanou dávku ve vzduchu v dutině komůrky. V americkém doporučení AAPM TG 21 [9] je tento faktor nazýván N_{gas} . Vztah (47) tedy nahrazuje rovnici uvedenou v TRS 277 [17] v tvaru

$$N_D = N_K(1 - g)k_{att}k_m \quad (48)$$

Všimněme si, že rovnice (48) z TRS 277 neobsahuje člen k_{cel} a proto se kalibrační faktor N_D nevztahuje výlučně na geometrickou charakteristiku komory, ačkoliv tento faktor byl zamýšlen jako míra objemu dutiny dané komory¹, a tudíž její specifická konstanta. Namísto toho používal TRS 277 souhrnný faktor p_{cel} , který zahrnoval vliv centrální elektrody jak při kalibraci komory ve vzduchu svazkem záření gama ^{60}Co , tak při následném měření ve fantomu ozařovaném uživatelským svazkem. Číselná hodnota faktoru $N_{D,air}$ pak je pro cylindrickou komoru s hliníkovou centrální elektrodou o průměru 1 mm (například NE 2571) je o 1,006 násobek větší, než N_D odvozený podle TRS 277, i když je dávka ve vodě od svazku záření gama ^{60}Co stejná. Je tomu tak v důsledku toho, že oba faktory opravující vlivy centrální elektrody se navzájem vykrátí (viz níže).

¹ Kdyby byl objem komory V přesně znám, tak jak je tomu v případě ionizační komory, která je primárním standardem, pak by mohl být kalibrační faktor komory $N_{D,air}$ definován podle odkazu [12] jako

$$N_{D,air} = \frac{\overline{D}_{air}}{M} = \frac{1}{V\rho_{air}} \frac{W}{e} \quad \text{v J/kgC nebo v Gy/C.}$$

Protože bereme W/e ve svazcích fotonů a elektronů jako konstantu [17] závisí kalibrační faktor $N_{D,air}$ pouze na hmotnosti vzduchu ($V\rho_{air}$) uvnitř dutiny. $N_{D,air}$ je tedy charakteristickou konstantou komory definovanou pro referenční atmosférické podmínky.

Předpokládá se, že kalibrační faktor ND_{air} odvozený pro záření gama ^{60}Co není závislý na kvalitě záření a platí i pro uživatelův svazek kvality Q . Tím je umožněno stanovení střední absorbované dávky ve vzduchu dutiny v uživatelském svazku kvality Q podle vztahu

$$D_{\text{air},Q} = MQND_{\text{air}} \quad (49)$$

Ve druhém kroku stanovení absorbované dávky ve vodě v tom bodě fantomu, ve kterém je umístěn efektivní bod měření dané komory je tato dávka odvozena z dávky ve vzduchu dutiny s použitím Braggova Grayova principu

$$D_{w,Q}(P_{\text{eff}}) = MQND_{\text{air}}(s_{w,\text{air}})QpQ \quad (50)$$

kde MQ je odečet dozimetru ve svazku kvality Q opravený na vlivňující veličiny, $s_{w,\text{air}}$ je poměr (hmotnostních) brzdících schopností vody ke vzduchu, pQ je celkový poruchový faktor ionizační komory pro měření ve fantomu a ve svazku kvality Q a P_{eff} je efektivní bod měření dané komory získaný posunutím z geometrického středu komory směrem ke zdroji záření. Všimněme si, že v TRS 277, kde kvalita uživatelova svazku měla označení 'u' (the user beam quality), byl koncept celkového poruchového faktoru zjednodušen. Ve fotonových svazcích byl chápán jako faktor p_{wall} v pojmenování použitým jak v TRS 381, tak v tomto Doporučení. Ve svazcích elektronů odpovídá pak faktoru p_{cav} v nomenklatuře TRS 381 a tohoto Doporučení.

Zdůrazněme, že pomocí vztahu (50) obdržíme hodnotu absorbované dávky ve vodě v bodě, ve kterém je umístěn P_{eff} .

Je všeobecně známo, že místo efektivního bodu měření komory můžeme uvažovat její poruchový faktor, který je opravou na záměnu objemu vody v místě měření stejným objemem vzduchu dutiny detektoru, přičemž referenční bod detektoru bereme v geometrickém centru jeho dutiny. Rovnice (50) může být pak ve tvaru

$$D_{w,Q}(\text{centre}) = MQND_{\text{air}}(s_{w,\text{air}})QpQ \quad (51)$$

kde index 'centre' zdůrazňuje vztah k centru dutiny. Rozšířený výraz pro celkový poruchový faktor bude mít tvar

$$pQ = [p_{\text{cav}} p_{\text{dis}} p_{\text{wall}} p_{\text{cel}}]Q \quad (52)$$

a hodnota absorbované dávky je tímto postupem stanovená v bodě geometrického středu komory. Význam jednotlivých členů ve vztahu (52) byl vysvětlen v Kapitole 1.6.

Zde připojme dvě důležité poznámky k používání efektivního bodu měření a k opravě na přítomnost centrální elektrody.

(i) Vložíme-li výrazy (47) pro a (52) pro do rovnice (51), dostaneme součin oprav k_{cel} a p_{cel} na přítomnost centrální elektrody při měření nejprve ve vzduchu a pak ve fantomu. Tento součin byl v TRS 277 [17] nazván p_{cel} , ačkoliv měl být správněji pojmenován jako $p_{\text{cel-gbl}}$, aby bylo jasné, že se jedná o celkový opravný faktor obou měření. Ačkoliv hodnoty k_{cel} and p_{cel} se ve svazcích záření gama ^{60}Co prakticky vykrátí, je důležité si uvědomit rozdíl mezi p_{cel} , jak je definován v tomto Doporučení (a stejně též v odkazu [21]) a $p_{\text{cel-gbl}}$ z odkazu [17], protože v kalibraci absorbované dávky ve vodě má smysl pouze p_{cel} , jelikož žádná měření ve vzduchu se v ní neprovádějí.

(ii) Při stanovení dávky $D_{w,Q}$ podle rovnice (50) umístíme komoru jejím efektivním bodem měření do referenční hloubky, kde potřebujeme dávku určit. Střed komory bude tedy hlouběji, než je referenční hloubka. Naproti tomu rovnice (51) vyžaduje, abychom do referenční hloubky umístili geometrický střed komory. Tato dvě rozdílná uspořádání jsou zobrazena na Obr. 18. Je zřejmé, že odezvy komory v těchto dvou situacích vyžadovaných rovnicemi (50) a (51) se budou lišit o rozdíl v hloubkové dávce mezi bodem P_{eff} a středem komory. Vztah mezi současným formalismem $ND_{w,Q}$ a předcházejícím formalismem ND_{air} vyplyne ze srovnání rovnic (1) a (51) pro svazek téže referenční kvality Q_0 .

Pro hodnotu absorbované dávky ve vodě a v téže referenční hloubce pak dostaneme

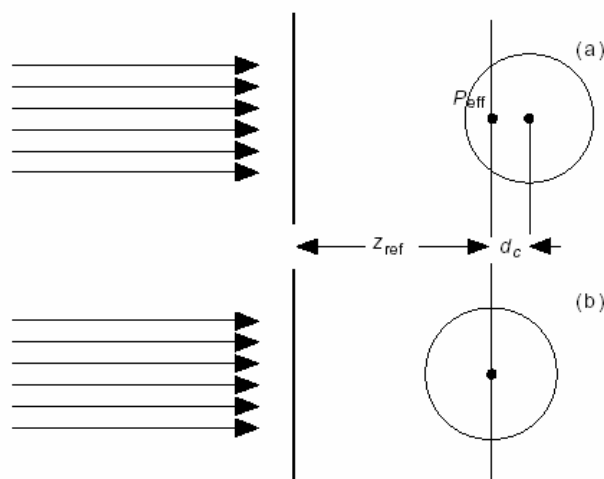
$$ND_{w,Q_0} = ND_{\text{air}}(s_{w,\text{air}})Q_0pQ_0 \quad (53)$$

nebo v rozšířené formě

$$ND_{w,Q_0} = [Nk(1 - g)k_{att}k_{m}k_{cel}]_{^{60}\text{Co}}(S_{w,\text{air}})Q_0 [p_{cav} p_{dis} p_{wall} p_{cel}]Q_0 \quad (54)$$

kde Q_0 obvykle znamená gama záření ^{60}Co . Předpokládaná nezávislost faktoru ND_{air} dovoluje rozšíření těchto vztahů na libovolnou referenční kvalitu. Nicméně index u první hranaté závorky zdůrazňuje nutnost určení všech faktorů vstupujících do výrazu ND_{air} při ozáření svazkem záření gama ^{60}Co . Všimněme si, že použité symboly a jejich významy jsou totožné s těmi, které zavedlo TRS 381 [21].

Podrobnosti o hodnotách brzdných schopností a poruchových faktorů jsou uvedeny v Příloze II. Faktory související se stanovením nalezneme v odkazech [17] a [21].



Obr. 18. (a) V protokolu TRS 277 [17] je efektivní bod měření P_{eff} dané cylindrické komory umístěn do referenční hloubky měření z_{ref} , kde má být stanovena hodnota absorbované dávky. Střed komory je pak hlouběji, než z_{ref} o vzdálenost d_c rovnou posunutí bodu P_{eff} , například o 0.6 r_{cyl} ve fotonových svazcích [17]. (b) V tomto Doporučení je s výjimkou elektronových a iontových svazků umísťován geometrický střed komory vždy do referenční hloubky z_{ref} a v tomto bodě se též stanovuje hodnota absorbované dávky.

I. 1.1. Kalibrační faktory, souhrn používaných označení

Označení kalibračních faktorů je v tomto Doporučení prakticky shodné s tím, které bylo zavedeno v TRS 381 [21], liší se však poněkud od označení používaného v protokolu TRS 277 [17]. Záměna, či chybná interpretace kalibračních faktorů může vést k nemalé chybě při určování hodnoty absorbované dávky v procesu kalibrace svazku, což následně ovlivní léčbu velkého počtu pacientů. Proto zde uvádíme přehled různých označení kalibračních faktorů používaných v dokumentech IAEA a jiných publikacích.

Specifický faktor komory vyjádřený poměrem absorbované dávky ve vzduchu uvnitř její dutiny k její odezvě ND_{air} byl v ICRU Report 35 [11] a v TRS 277 [17] označen jako ND . Index "air" byl k označení připojen v TRS 381 [21], aby bylo jednoznačně zdůrazněno, že se jedná o dávku ve vzduchu uvnitř dutiny detektoru. Toto Doporučení používá takto rozšířené označení ND_{air} . Uživatel musí pečlivě rozlišovat mezi ND_{air} , či dřívějším ND a mezi kalibračním faktorem pro absorbovanou dávku ve vodě ND_w . Kalibrační faktor pro absorbovanou dávku ve vodě ND_w byl použit i v TRS 277 [17] ale pouze a výhradně pro svazky záření RTG nízkých energií.

V TRS 381 [21] je kalibrační faktor dávky ve vodě označen stejně jako v tomto Doporučení, to jest ND_w . Stejného označení použili i v americkém protokolu AAPM TG 51 [51], zatímco v předešlém dokumentu AAPM TG 21 [9] nalezneme zkrácené značení ND a vztah mezi N_{gas} a ND velmi podobný tomu, který je zde výše uveden v tomto Doporučení. Symbol ND nalezneme v mnoha kalibračních certifikátech vydaných některými kalibračními laboratořemi, nebo výrobci, ačkoliv se jedná o ND_w . Není zavedena žádná jednotka v označování kalibračních faktorů a proto nabádáme všechny uživatele, aby s krajní opatrností ověřovali fyzikální veličinu, pro kterou byly jejich detektory kalibrovány. Jen tak je možno se vyhnout hrubým chybám, které mohou zcela znehodnotit léčbu zářením. Jak zřetelně vidíme z rovnice (53) je rozdíl mezi ND_{air} a ND_w ve svazcích záření

gama ^{60}Co blízký hodnotě poměru hmotnostních brzdných schopností vody ke vzduchu protože poruchové faktory jsou většinou blízké jedné. Záměna významů kalibračních faktorů povede tedy k chybě ve stanovení dávky pacienta o velikosti přibližně 13%.

Tabulka 36 uvádí příklady různých označení kalibračních faktorů, jak se vyskytují v některých protokolech, doporučeních a osvědčeních výrobců a standadizačních laboratoří.

TABULKA 36. PŘÍKLADY OZNAČENÍ KALIBRAČNÍCH FAKTORŮ PRO ABSORBOVANOU DÁVKU VE VZDUCHU DUTINY A PRO ABSORBOVANOU DÁVKU VE VODĚ VE SVAZKU ZÁŘENÍ GAMA ^{60}Co

Publikace nebo instituce	Faktor dávky ve vzduchu dutiny	Faktor dávky ve vodě
Toto Doporučení	ND, air	ND, w
IAEA TRS-381	ND, air	ND, w
IAEA TRS-277	ND	ND, w^a
ICRU-35 [11]	ND	—b
ICRU-64 [29]	ND, air	ND, w
AAPM TG 21 [9]	N_{gas}	ND
AAPM TG 51 [51]	—b	ND, w
Některé standardní laboratoře a výrobci	—b	ND

^a Pouze pro RTG záření nízkých energií

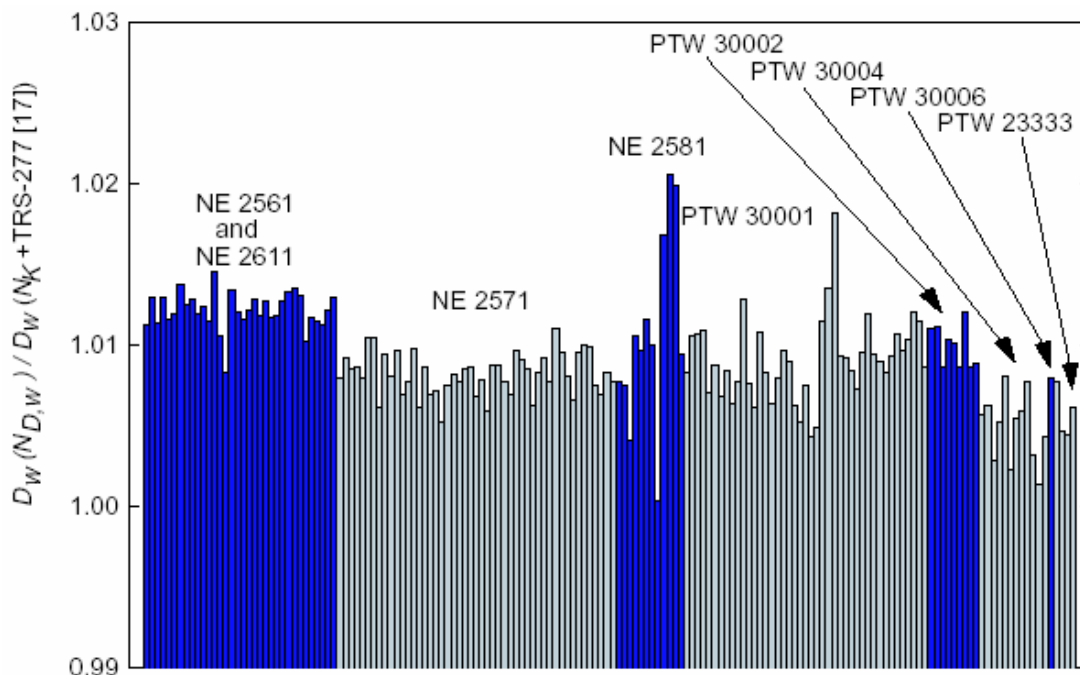
b není k dispozici, nebo je irrelevantní.

I. 1.2. Srovnání různých postupů stanovení D_w

Jak již bylo řečeno v části 1.4., aplikace tohoto Doporučení povede k malým rozdílům v hodnotách absorbované dávky ve vodě stanovených v léčebných svazcích ve srovnání s postupy podle předešlých protokolů a doporučení, které byly založeny na standardu kermy ve vzduchu (viz [17] a [21]). Bylo též zdůrazněno, že jakékoliv závěry vyvozené ze srovnání mezi protokoly založenými na standardu dávky ve vodě a standardu kermy ve vzduchu musí vzít v úvahu i rozdíl mezi primárními standardy těchto veličin. Protože lze očekávat, že detailní studie očekávaných rozdílů se objeví v odborné literatuře, můžeme se zde omezit jen na náčrt těchto rozdílů v nejobvyklejších případech. Pro daný primární standard bude výsledek srovnání záviset na druhu a kvalitě zářivého svazku a na typu ionizační komory. Ve svazcích záření gama ^{60}Co jejichž kvalita je obvykle lépe definována, než kvalita jiných svazků, se budou kalibrace založené na dvou různých standardech lišit obvykle o 1%.

Obrázek 19 ukazuje podíl dávek ve vodě od záření gama ^{60}Co stanovených pomocí kalibračního faktoru dávky ve vodě a kalibračního faktoru kermy ve vzduchu podle TRS 277 [17] pro ionizační komory některých typů uvedených dříve na obrázku 2. Ačkoliv tyto rozdíly leží většinou v intervalu celkové nejistoty těchto dvou protokolů, můžeme očekávat, že změny této velikosti se objeví, až kalibrace ND, w and NK , obě odvozené od primárních standardů napojených na BIMP, se budou používat v Sekundárních laboratořích a v léčebných zařízeních. Tyto změny mohou být větší, či menší podle toho, kde leží příslušná kalibrační laboratoř v rozdělení uvedeném na obrázku 4. Jakýkoliv systematický rozdíl mezi metodami ND, w a NK , je s největší pravděpodobností způsoben nepřesnotmi číselných faktorů a výrazů použitých v postupu založeném na kermě, jako k_m , p_{wall} , etc. Navíc zde existuje i možnost systematického vlivu na primární standardy kermy ve vzduchu [31].

Kalibrace svazků fotonů a elektronů vysokých energií zde budou rozebrány pouze vzhledem k vypočteným opravám na kvalitu k_Q . Změna D_w ve svazku záření gama ^{60}Co , která je pak přenesena do měření svazků vysokých energií, je v případě fotonových svazků jediným významným příspěvkem, protože většina součinitelů a koeficientů vstupujících do výpočtu oprav na kvalitu zůstává stejná, jako v TRS 277 [17] a žádné jiné odchylky se neočekávají. V případě elektronů bude kromě změny v D_w ve svazku gama ^{60}Co druhým největším příspěvkem používání hodnot brzdných schopností, které jsou adekvátnější klinickým svazkům, ačkoliv základní hodnoty pro monoenergetické svazky zůstaly prakticky stejné. To povede ke změně kolem 0.5%. Stejně jako v případě gama ^{60}Co budou změny v dosimetrii vysokoenergetických svazků ležet v intervalu celkové neurčitosti obou přístupů založených na ND, w a NK .



Obrázek 19. Poměr absorbovaných dávek ve vodě od svazku záření $\gamma^{60}\text{Co}$ stanovených pomocí kalibračního faktoru dávky ve vodě $N_{D,w}$ a kalibračního faktoru vzduchové kerry N_K , podle IAEA TRS-277 [17] pro některé ionizační komory typů uvedených na obrázku 4. Oba kalibrační faktory jsou odvozeny od primárního BIPM. Ve většině případů jsou rozdíly v mezích celkové standardní nejistoty obou postupů založených na $N_{D,w}$ and N_K .

I.2. SVAZKY RTG ZÁŘENÍ

Pro svazky RTG záření můžeme vzájemný vztah mezi oběma kalibračními metodami $N_{D,w}$ a N_K vyjádřit pomocí různých vztahů v závislosti na kvalitě svazků.

Ve svazcích RTG záření středních energií, kde dávku měříme cylindrickou komůrkou umístěnou svým středem do referenční hloubky 2 g/cm^2 ve vodním fantomu, můžeme kalibrační faktor absorbované dávky ve vodě vyjádřit vztahem

$$N_{D,w,Q_0} = N_{K,Q_0} [(\mu_{en}/\rho)_{w,air}] Q_0 p Q_0 \quad (55)$$

kde N_K je kalibrační faktor kerry ve vzduchu za podmínek volného prostoru v RTG svazku referenční kvality Q_0 . $[(\mu_{en}/\rho)_{w,air}] Q_0$ je poměr středních hmotnostních součinitelů absorpce ve vodě a ve vzduchu v hloubce měření a $p Q_0$ je poruchový faktor. Poruchový faktor zahrnuje opravy na (i) rozdíl ve spektru fotonů za podmínek měření vzduchové kerry ve volném prostoru a za podmínek měření dávky v referenční hloubce vodního fantomu, (ii) záměnu jistého objemu vody vzduchovou dutinou a stěnou komory (iii) vliv držáku komory na odezvu komory volně ve vzduchu a ve fantomu a (iv) vliv vodotěsného ochranného návleku na odezvu komory.

TRS 277 stanovil referenční hloubku v 5 g/cm^2 ; nicméně uvádí I hodnoty $(\mu_{en}/\rho)_{w,air} \text{ cm}^2$ pro hloubku 2 g/cm^2 . V práci [104] bylo ukázáno, že hodnoty poruchového faktoru se nemění se změnou hloubky z 5 cm na 2 cm . Abychom našli vztah mezi oběma kalibračními metodami pro záření RTG nízkých energií, musíme analyzovat rozdíly v odezvě planoparalelní ionizační komory ozářené za podmínek volného prostoru a pak na povrchu fantomu dostatečně velkého fantomu. To je podle toho, že TRS 277 založený na faktoru kerry ve vzduchu odvozuje dávku na povrchu fantomu z měření ve volném vzduchu, zatímco metoda založená na faktoru dávky ve vodě odvozuje absorbovanou dávku na povrchu fantomu z měření, při kterém je komora svým referenčním bodem umístěna tamtéž, to jest na povrchu fantomu. Pro metodu N_K tedy platí

$$N_{D,w,Q_0} = M Q_0^{\text{free air}} N_{K,Q_0} B [(\mu_{en}/\rho)_{w,air}] Q_0^{\text{free air}} p Q_0 \quad (56)$$

kde kalibrační faktor N_{K,Q_0} zahrnuje všechny vlivy držáku komory při měření ve volném prostoru ve vzduchu, B je faktor zpětného rozptylu, $(\mu_{en}/\rho)_{w,air}$ je poměr středních hmotnostních součinitelů absorpce energie ve volném prostoru a p_{Q_0} je poruchový faktor o kterém předpokládáme, že se pro planparalelní komory rovná jedné.

Pro metodu kalibrace založené na faktoru absorbované dávky ve vodě dostáváme

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0}^{surface} N_{D,w,Q_0} \quad (57)$$

Z rovnic (56) a (57) plyne, že

$$N_{D,w,Q_0} = \frac{M_{Q_0}^{free\ air}}{M_{Q_0}^{surface}} N_{K,Q_0} B [(\mu_{en}/\rho)_{w,air}]_{Q_0}^{free\ air} p_{Q_0} \quad (58)$$

Hodnoty faktorů ve vztazích (55) a (58) jsou uvedeny ve druhém vydání TRS 277 [17], nebo mohou být nalezeny v jiných dozimetrických protokolech a doporučeních [17, 96, 97]. Vztahy v této kapitole uvedené umožňují jednak srovnání tohoto Doporučení s protokoly založenými na kalibračním faktoru kermy ve vzduchu, jednak používání tohoto Doporučení a kalibračního faktoru absorbované dávky odvozeného ze standardu kermy ve vzduchu. Srovnání hodnot získaných podle tohoto Doporučení s hodnotami vypočtenými podle dřívějších protokolů založených na kermě ve vzduchu je vlastně ověřováním faktorů $[(\mu_{en}/\rho)_{w,air}]_{Q_0}$, p_{Q_0} and B . Protože přetrvávají některé pochybnosti o hodnotách zejména posledních dvou faktorů, budou výsledky takových srovnání jistě velmi cenné.

Příloha II

VÝPOČET OPRAV NA KVALITU k_{Q,Q_0} A JEJICH NEJISTOTA

II.1. VŠEOBECNĚ

Oprava na kvalitu svazku k_{Q,Q_0} je definována vztahem (3). Podle tohoto Doporučení máme používat opravy k_{Q,Q_0} získané pro danou komoru měření, kdekoli je to možné. V mnoha případech to však možné není a pak nezbyvá, než použít hodnot vypočtených. Za podmínky, kdy platí Braggova-Grayova teorie dutiny můžeme vypočítat hodnoty opravy k_{Q,Q_0} podle vztahu (4):

$$k_{Q,Q_0} = \frac{(s_{w,air})_Q (W_{air})_Q p_Q}{(s_{w,air})_{Q_0} (W_{air})_{Q_0} p_{Q_0}} \quad (59)$$

Hodnoty brzdných schopností monoenergetických elektronových svazků jsou uvedeny v ICRU Report 37 [64] s opravou na hustotu podle Sternheimera. Hodnota střední energie potřebná k vytvoření jednoho iontového páru ve vzduchu (W_{air}/e) je v tomto Doporučení brána jednotně jako 33.97 J/C pro všechny fotonové a elektronové svazky [129 až 131].

Přesto pod vlivem některých důkazů o možném kolísání W_{air} v celém oboru záření od gama ^{60}Co po svazky fotonů a elektronů vysokých energií, je uvažován její příspěvek k nejistotě ve všech patřičných případech.

Stejně kvalitnímu zhodnocení poruchových faktorů brání nedostatek přesvědčivých údajů. Některé jejich části jsou odvozeny z měření, některé další z Monte Carlo, nebo z jiných výpočtů. V některých případech není možné utvořit žádný spolehlivý odhad a pak jsou položeny identicky jedné a uvažuje se jejich příspěvek k nejistotě.

Hodnoty $s_{w,air}$, W_{air} a p ve svazcích gama ^{60}Co , svazcích fotonů a elektronů vysokých energií a z nich plynoucí hodnoty oprav na kvalitu k_{Q,Q_0} , jakož i jejich nejistoty, jsou diskutovány v oddělených odstavcích níže. Při odhadu nejistoty oprav na kvalitu k_{Q,Q_0} jsou korelace mezi různými parametry uvažovány pouze přibližně.

V oblasti RTG záření středních a nízkých energií neplatí Braggova Grayova teorie dutiny a proto zde v tomto Doporučení neuvádíme žádné vypočtené hodnoty oprav na kvalitu k_{Q,Q_0} tohoto druhu záření.

V této Příloze rozumíme slovem "nejistota" relativní směrodatnou nejistotu vyjádřenou v procentech.

II.2. ZÁŘENÍ GAMA ^{60}Co

Jak již bylo zavedeno dříve, pokud je referenční kvalitou záření svazek gama ^{60}Co je označení opravy na kvalitu k_{Q,Q_0} zjednodušeno na tvar k_Q . Výrazy pro gama ^{60}Co se objevují ve jmenovateli opravy k_Q pro všechny kvality záření v hodnotách, jak jsou uvedeny v této části.

II.2.1. Hodnota $s_{w,air}$ pro gama ^{60}Co

Andreo a ostatní [80] vypočetli hodnotu $s_{w,air} = 1,133$ pro záření gama ^{60}Co z hodnot brzdných schopností monoenergetických fotonů uvedených v odkazu 64 s opravou na hustotu podle Sternheimera. Nejistoty spojené se středními excitačními energiemi (I hodnoty) a s opravami na hustotu náboje přispívají ke standardní nejistotě hodnotou 0.5%, která však nezahrnuje základní nejistotu teorie zpomalování. Navíc individuální rozdíly v energetických spektrech jednotlivých kobaltových svazků způsobují další nejistotu v hodnotě brzdné schopnosti, která se odhaduje na 0.1%

II.2.2. Hodnota W_{air} pro záření gama ^{60}Co

W_{air} je střední energie potřebná k vytvoření jednoho iontového páru ve vzduchu a vyjadřuje se obvykle ve tvaru W_{air}/e . Hodnotu tohoto výrazu bereme rovnou 33.97 J/C [129 až 131]. Naitel a ostatní [129] odhadl nejistotu této hodnoty na 0,2%

II. 2.3. Hodnoty oprav p_Q pro záření gama ^{60}Co

Celkový poruchový faktor p_Q zahrnuje všechny odchylky od ideálního Braggova Grayova detektoru. Obvykle jsou všechny přispívající efekty natolik malé, že mohou být pojednány nezávisle na sobě a jejich individuální faktory mají hodnoty blízko jedné. Celkový poruchový faktor cylindrických ionizačních komor lze vyjádřit jako součin

$$p_Q = p_{cav} p_{dis} p_{wall} p_{cel} \quad (60)$$

Část 1.6 definuje jednotlivé parciální opravy p_{cav} , p_{dis} , p_{wall} a p_{cel} . Pro komory planparalelní můžeme členy p_{dis} a p_{cel} zanedbat.

II. 2.3.1. Hodnoty parciální opravy p_{cav} pro záření gama ^{60}Co

Člen p_{cav} je opravou na poruchu fluence elektronů v místě měření vzniklou přítomností vzduchové dutiny, která má jiné rozptylové vlastnosti, než okolní prostředí (voda). Protože ve svazcích záření gama ^{60}Co je v referenční hloubce z_{ref} (5 g/cm² ve vodě) dosaženo přechodné elektronové rovnováhy, je tento člen položen rovný jedné pro cylindrické i pro planparalelní komory. Nejistota s tímto spojená je zanedbatelná (<0.1%).

II. 2.3.2. Hodnoty parciální opravy p_{dis} pro záření gama ^{60}Co

Oprava na posun měřicího bodu počítá s tím, že dutinový cylindrický detektor měří fluenci elektronů nikoliv v bodě svého geometrického středu, který je umístěn do referenční hloubky z_{ref} , ale v bodě posunutém z hloubky z_{ref} blíže ke zdroji záření. Velikost opravy závisí na poloměru dutiny. Podle měření Johanssona a ostatních [132] je

$$p_{dis} = 1 - 0.004 r_{cyl} \quad (61)$$

kde r_{cyl} je poloměr dutiny v mm. Nejistota této opravy byla Johanssonem odhadnuta na 0.3% [132]. Planparalelní komory jsou umísťovány svým čelním povrchem dutiny do referenční hloubky r_{cyl} a předpokládá se, že není zapotřebí žádné opravy na posun měřicího bodu. Nejistota tohoto předpokladu je odhadována na 0.2%.

II.2.3.3. Hodnoty parciální opravy p_{wall} pro záření gama ^{60}Co

Faktor p_{wall} je opravou na odlišnost stěny dutiny od okolního prostředí (vody) v hodnotách hmotnostních součinitelů absorpce energie a elektronových brzdných schopností. Obvykle je komora navíc chráněna tenkým vodotěsným plastickým návlekiem. V tomto Doporučení používáme pro výpočet p_{wall} výraz odvozený Almondem a Svenssonem [133] a nezávisle Gillinem et al. [134] a Harsonem a Dominguez-Tinocoem [135], který již zahrnuje i vliv návleku.

$$p_{wall} = \frac{\alpha s_{wall,air} (\mu_{en}/\rho)_{w,wall} + \tau s_{sleeve,air} (\mu_{en}/\rho)_{w,sleeve} + (1-\alpha-\tau) s_{w,air}}{s_{w,air}} \quad (62)$$

Předpokládá se, že návlek je z PMMA a je tloušťky 0.5 mm. Hodnoty byly vypočteny Andreoem et al. [80] z dat elektronových brzdných schopností tabelovaných v odkazu 64 s opravou na hustotu náboje podle Sternheimera. Poměry hmotnostních součinitelů absorpce energie jsou převzaty z práce Cunninghama [17]. Hodnoty α a τ jsou vypočteny podle vztahů [21]

$$\alpha(t_w) = 1 - e^{-11.88 t_w} \quad (63)$$

a

$$\tau(t_s) = e^{-11.88 t_w} (1 - e^{-11.88 t_s}) \quad (64)$$

kde t_w a t_s jsou tloušťky stěny a návleku v g/cm².

Tyto vztahy byly odvozeny z experimentálních dat Lemperta et al. [136], pro které nebyly provedeny žádné odhady nejistot. Andreo porovnával pro některé látky vypočtené hodnoty p_{wall} s údaji měřeními Johanssonem [132] a našel souhlas v mezích 0.4%. Podle toho zde odhadujeme celkovou standardní neurčitost p_{wall} na 0,5 %. Tento odhad platí též pro komůrky s plastickou stěnou potaženou tenkou vodivou vrstvou grafitu. Vliv této tenké vodivé vrstvy na p_{wall} je velmi obtížné odhadnout a dosud provedená měření i výpočty Monte Carlo nedokázaly uspokojivě vysvětlit pozorované jevy [137]. Navíc výrobci, s výjimkou PTW, obvykle neudávají přesnou tloušťku grafitového povlaku (viz poznámku k Tabulce 3). Pro porovnání byly provedeny výpočty p_{wall} pro komory PTW 30001 a 30010 s použitím rovnice (62), přičemž se grafitový povlak tloušťky 0.15 mm (hustota $\rho = 0.82 \text{ g/cm}^3$) bral jako stěna dutiny a stěna samotná byla považována za část ochranného návleku z PMMA. Tento výpočet vedl pro gama ^{60}Co k hodnotě p_{wall} nižší o 0.3%. Přibližně stejný rozdíl v p_{wall} byl nalezen i pro svazky fotonů vysokých energií, takže vliv grafitového povlaku se vlastně vykrátí v poměru výrazů pro p_{wall} vstupujících do výpočtu opravy k_Q . To je na 0.1% v souhlasu s hodnotami k_Q získanými pro tytéž komory za předpokladu, že celá stěna je pouze z PMMA (toto Doporučení pracuje právě s těmito hodnotami pro svazky fotonů vysokých energií). Příspěvek k nejistotě stanovení p_{wall} od těchto vlivů je tedy považován za zanedbatelný (<0.1%).

Stanovení p_{wall} pro planoparalelní komory je problematické a byly pozorovány rozdíly až 3% mezi komorami téhož typu [138]. To je důvodem, proč byla křížová kalibrace zahrnuta do Kapitoly 7. Hodnoty p_{wall} byly získány jak z výpočtů, tak z měření. Používají se ty, které uvádí odkaz 21 pro řadu typů komor. Navíc z výpočtů Rogerse [139] byly převzaty hodnoty pro komory typu Attix, Exradin a Holt. Předpokládejme, že 3% variace představuje 67% konfidenční interval ($k = 1$) normálního rozdělení, pak standardní nejistotu lze odhadnout na 1.5%.

II.2.3.4 Hodnoty parciální opravy p_{cel} pro záření gama ^{60}Co

Činitel p_{cel} je opravou na rozdíl prvkového složení vzduchu a centrální elektrody cylindrických ionizačních komor. Tato oprava je zanedbatelně malá pro plastické a grafitové centrální elektrody, jak ukázaly výpočty Monte Carlo provedené Maem a Nahumem [140] a experimentální práce Palma a Mattssona [141]. Obě skupiny naopak ukázaly, že hliníková centrální elektroda o průměru 1 mm, kterou má mnoho komor Farmerova typu, zvyšuje odezvu komory asi o 0.7% v referenční hloubce a ve svazku záření gama ^{60}Co . Tyto výsledky jsou v dobrém souladu se zvýšenou odezvou takové komory ohlášenou dříve Mattssonem [142]. Proto zde pro opravu na přítomnost hliníkové centrální elektrody o průměru 1 mm doporučujeme hodnotu 0.993. Nejistota měření v poslední době provedených je 0.2% [141]. Stojí za povšimnutí, že TRS 277 [17] udává tutéž nejistotu pro faktor p_{cel} , který byl dán roven jedné pro všechny cylindrické komory s hliníkovou centrální elektrodou o průměru 1 mm, jako výsledek vzájemného vykrácení mezi měřeními ve vzduchu a ve vodním fantomu (viz Příloha 1).

II.2.4. Souhrn hodnot a jejich nejistot pro záření gama ^{60}Co

Tabulka 37 uvádí seznam hodnot pro faktory p_{dis} , p_{wall} a p_{cel} a součinn $sw_{\text{air}} p_Q$ pro ty cylindrické komory, které jsou uvedeny v Tabulce 3. Odhady nejistot diskutované v předešlých odstavcích jsou shrnuty v Tabulce 38.

II.3. SVAZKY FOTONŮ VYSOKÝCH ENERGIÍ

Nyní rozebereme jednotlivé členy v čitateli výrazu (59) pro svazky fotonů vysokých energií. Při odhadu nejistot nás zajímají jejich hodnoty ve vztahu k těm, které platí pro záření gama ^{60}Co , protože do výpočtu opravy k_Q vstupují vždy poměry těchto hodnot.

II.3.1. Hodnoty $s_{w,\text{air}}$ ve svazcích fotonů vysokých energií

Hodnoty poměrů omezených (Spencer - Attix) brzdných schopností vody a vzduchu byly vypočteny Androem [143 a 144] z hodnot elektronových brzdných schopností tabelovaných v odkazu 64. Při odhadu nejistoty vzhledem k hodnotě pro záření gama ^{60}Co nejsou vzájemné korelace významné, protože dominantními komponentami je nejistota ve stanovení (středního ionizačního potenciálu) I pro vodu, což je důležité pro gama ^{60}Co , nikoliv pro fotony vysokých energií, a model pro vliv hustoty náboje ve vodě, což je důležité pouze pro vysoké energie. Odhad nejistoty poměrů $s_{w,\text{air}}$ je roven 0.5%. Nejistota v přiřazení hodnoty $s_{w,\text{air}}$ kvalitě svazku uživatele je odhadnuta na 0.3%

II.3.2. Hodnota W_{air} pro fotony vysokých energií

Obyčejně se ve svazcích fotonů vysokých energií bere hodnota W_{air} stejná, jako je ta pro záření gama ^{60}Co a tak je tomu i v tomto Doporučení. Přibývá však důkazů, že tento předpoklad zavádí chybu až 1% (55). Proto je nejistota poměru W_{air} ve vztahu 59 odhadnuta na 0.5%

II.3.3. Hodnoty oprav p_Q ve svazcích fotonů vysokých energií

Jednotlivé parciální opravy uvedené v rovnici (60) jsou zde rozebrány jedna po jedné. Uvažujeme pouze cylindrické ionizační komory, protože ve svazcích fotonů vysokých energií by planparalelní komory v referenční dozimetrii neměly být používány.

II.3.3.1. Hodnoty p_{cav} ve svazcích fotonů vysokých energií

Tak jako v případě záření gama ^{60}Co , i zde platí, že v referenční hloubce je dosaženo přechodné rovnováhy elektronů. Oprava p_{cav} je pak rovna jedné se zanedbatelnou nejistotou (<0.1%).

II.3.3.2. Hodnoty p_{dis} ve svazcích fotonů vysokých energií

Ve svazcích fotonů vysokých energií je vliv posunutí bodu měření hlavním příspěvkem k celkové nejistotě v k_Q . Jediným dostupným souborem experimentálních dat zůstává práce Johanssona et al., [132], s odhadem nejistoty 0.3%. Tyto hodnoty však byly stanoveny většinou pro starší typy urychlovačů v době, kdy se kvalita určovala v jednotkách MV. V odkazu [9] nalezneme hodnoty této opravy pro farmerovské komůrky až o 0.6% větší, než uvádí Johansson a pro komory většího průměru je tento rozdíl ještě větší. Nicméně se dá přepokládat, že tyto rozdíly jsou v intervalu nejistoty uvedeném výše ². Hodnoty pro záření gama ^{60}Co a pro fotony vysokých energií jsou nepochybně vzájemně závislé, sílu této korelace je však obtížné odhadnout. Odhad nejistoty poměru p_{dis} vstupujícího do výrazu k_Q pro je 0.4%

² ISO [32] říká, že nevíme-li jakých hodnot nabývá veličina X_i uvnitř určitého intervalu, můžeme se pouze domnívat, že hodnota této veličiny leží uprostřed stejnoměrného obdélníkového rozdělení s očekávanou hodnotou x_i ve středu tohoto intervalu a poloviční šířka tohoto intervalu α se má k varianci hodnoty x_i podle vztahu $u_2(x_i) = \alpha/3$.

TABULKA 37. HODNOTY ČINITELŮ p_{dis} , p_{wall} A p_{cel} A SOUČINU $s_{w,\text{air}} p_Q$ PRO RŮZNÉ CYLINDRICKÉ A PLAN PARALELENÍ IONIZAČNÍ KOMORY VE SVAZCÍCH ZÁŘENÍ GAMA ^{60}Co
(pro ve vodě netěsnou cylindrickou komoru je, jak uvedeno v textu, položeno $s_{w,\text{air}} = 1.133$, výpočet zahrnuje vliv přítomnosti návlaku z PMMA o tloušťce 0.5 mm)

Ionization chamber type ^a	p_{dis}	p_{wall}	p_{cel}	$s_{w,\text{air}} p_Q$
<i>Cylindrical chambers</i>				
Capintec PR-05P mini	0.992	0.977	1.000	1.098
Capintec PR-05 mini	0.992	0.977	1.000	1.098
Capintec PR-06C/G Farmer	0.987	0.989	1.000	1.107
Exradin A2 Spokas	0.981	0.978	1.000	1.088
Exradin T2 Spokas	0.981	1.013	1.000	1.127
Exradin A1 mini Shonka	0.992	0.978	1.000	1.100
Exradin T1 mini Shonka	0.992	1.013	1.000	1.139
Exradin A12 Farmer	0.988	0.984	1.000	1.101
Far West Tech. IC-18	0.991	1.016	1.000	1.141
FZH TK 01	0.986	0.996	1.000	1.113
Nuclear Assoc. 30-750	0.992	0.986	1.000	1.109
Nuclear Assoc. 30-749	0.988	0.986	1.000	1.104
Nuclear Assoc. 30-744	0.988	0.986	1.000	1.104
Nuclear Assoc. 30-716	0.988	0.986	1.000	1.104
Nuclear Assoc. 30-753				
Farmer shortened	0.988	0.986	1.000	1.104
Nuclear Assoc 30-751 Farmer	0.988	0.997	0.993	1.108
Nuclear Assoc 30-752 Farmer	0.988	0.991	0.993	1.101
NE 2515	0.988	1.000	0.993	1.112
NE 2515/3	0.987	0.992	0.993	1.102
NE 2577	0.987	0.992	0.993	1.102
NE 2505 Farmer	0.988	1.000	0.993	1.112
NE 2505/A Farmer	0.988	1.012	0.993	1.126
NE 2505/3, 3A Farmer	0.987	0.992	0.993	1.102
NE 2505/3, 3B Farmer	0.987	1.009	0.993	1.122
NE 2571 Farmer	0.987	0.992	0.993	1.102
NE 2581 Farmer	0.987	1.007	1.000	1.127
NE 2561/2611 Sec. Std	0.985	0.990	1.000	1.105
PTW 23323 micro	0.993	1.001	0.993	1.119
PTW 23331 rigid	0.984	1.001	0.993	1.109
PTW 23332 rigid	0.990	1.001	0.993	1.115
PTW 23333	0.988	1.001	0.993	1.113

Některé komory uvedené v tabulce nesplňují podmínky definované v části 4.2.1. Jsou však dosud široce používány v klinické praxi.

TABULKA 37. (pokračování)

PTW 30001/30010 Farmer	0.988	1.001	0.993	1.113
PTW 30002/30011 Farmer	0.988	0.991	1.000	1.109
PTW 30004/30012 Farmer	0.988	0.991	0.993	1.101
PTW 30006/30013 Farmer	0.988	1.001	0.993	1.112
PTW 31002 flexible	0.989	1.001	0.993	1.114
PTW 31003 flexible	0.989	1.001	0.993	1.114
SNC 100730 Farmer	0.986	1.001	0.993	1.111
SNC 100740 Farmer	0.986	0.990	0.993	1.099
Victoreen Radocon III 550	0.990	0.993	1.000	1.115
Victoreen Radocon II 555	0.990	1.010	1.000	1.134
Victoreen 30-348	0.990	1.001	1.000	1.123
Victoreen 30-351	0.988	1.001	1.000	1.121
Victoreen 30-349	0.984	1.001	1.000	1.116
Victoreen 30-361	0.990	1.001	1.000	1.124
Scdx-Wellhöfer IC 05	0.988	0.986	1.000	1.104
Scdx-Wellhöfer IC 06	0.988	0.986	1.000	1.104
Scdx-Wellhöfer IC 10	0.988	0.986	1.000	1.104
Scdx-Wellhöfer IC 15	0.988	0.986	1.000	1.104
Scdx-Wellhöfer IC 25	0.988	0.986	1.000	1.104
Scdx-Wellhöfer IC 28 Farmer shortened	0.988	0.986	1.000	1.104
Scdx-Wellhöfer IC 69 Farmer	0.988	0.997	0.993	1.108
Scdx-Wellhöfer IC 70 Farmer	0.988	0.991	0.993	1.102
<i>Plane-parallel chambers</i>				
Attix RMI 449		1.023		1.159
Capintec PS-033		0.989		1.121
Exradin P11		1.018		1.154
Holt (Memorial)		1.004		1.138
NACP/Calcam		1.024		1.161
Markus		1.009		1.144
Roos		1.010		1.145

^a Some of the chambers listed in this table fail to meet some of the minimum requirements described in Section 4.2.1. However, they have been included because of their current clinical use.

TABULKA 38. ODHADY STANDARDNÍCH RELATIVNÍCH NEJISTOT PARAMETRŮ VE JMENOVATELI VÝRAZU (59) PRO KVALITU GAMA ^{60}Co

Parametr	Typ komory	
	cylindrická u_c (%)	planparalelní, u_c (%)
$S_{w, \text{air}}$	0.5	0.5
Přiřazení $S_{w, \text{air}}$ kvalitě uživatelského svazku	0.1	0.1
$W_{\text{air}/e}$	0.2	0.2
p_{cav}	<0.1	<0.1
p_{dis}	0.3	0.2
p_{wall}	0.5	1.5
p_{cel}	0.2	—
celková standardní nejistota	0.8	1.6

II. 3.3.3. Hodnoty p_{wall} ve svazcích fotonů vysokých energií

Tak, jako v případě záření gama ^{60}Co i zde se v rovnici (62) pro výpočet opravy p_{wall} předpokládá, že ochranný návlak je z PMMA o tloušťce 0.5 mm. Tato rovnice dává pro některé komory a kvality záření hodnoty nejvíce o 0.2% vyšší, než obvykle používaná rovnice odvozená Almondem a Svenssonem [133]. Hodnoty vypočetl Andreo [143 a 144] z elektronových brzdících schopností uvedených v odkazu [64]. Hodnoty poměrů hmotnostních součinitelů absorpce energie jsou převzaty z práce Cunninghama [17]. Protože jak rovnice, tak hodnoty p_{wall} jsou pro záření gama ^{60}Co stejné jako pro fotony vysokých energií, je jejich vzájemná závislost významná a proto je nejistota poměrů p_{wall} , které vcházejí do výrazu pro hodnoty k_Q odhadnuta na 0.5%.

II.3.3.4. Hodnoty p_{cel} ve svazcích fotonů vysokých energií

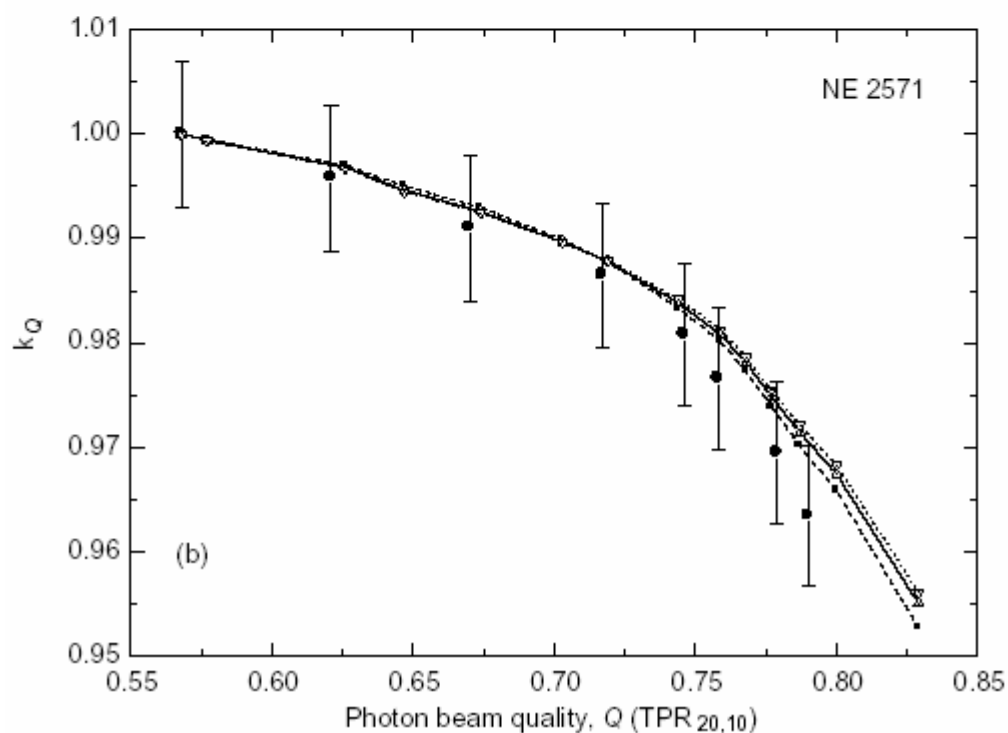
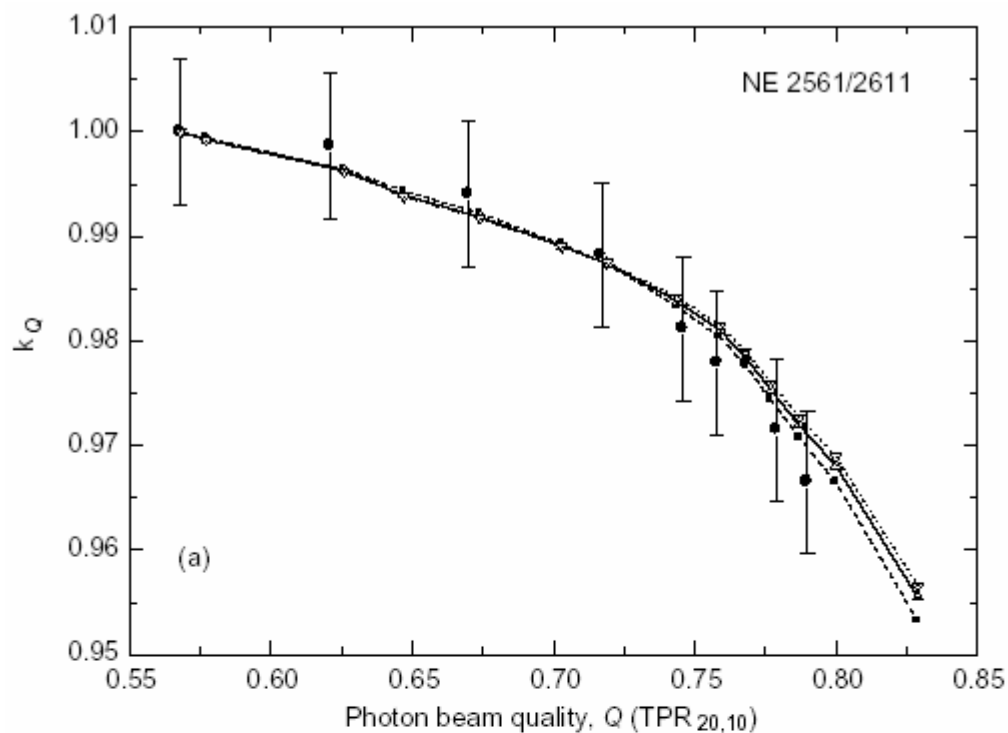
Monte Carlo výpočty provedené Maem a Nahumem [140], jakož i experimentální práce Palma a Mattssona [141] ukázaly, že plastická, nebo grafitová centrální elektroda o průměru 1 mm nemá žádný vliv na odezvu komory ve svazcích fotonů vysokých energií. Přítomnost stejně tlusté hliníkové elektrody však zvyšuje odezvu o 0,43% pro kvalitu $\text{TPR}_{20,10} = 0.80$ a o 0.75% pro kvalitu $\text{TPR}_{20,10} = 0.58$. Tyto hodnoty byly použity pro výpočet k_Q za předpokladu, že se mění s kvalitou svazku lineárně. Experimentální nejistota stanovení p_{cel} je odhadnuta na 0.2%. Protože jistě existuje nějaká vzájemná závislost hodnot p_{cel} pro gama ^{60}Co a fotony vysokých energií, je nejistota poměrů faktorů p_{cel} odhadnuta na 0.1%.

II.3.4. Nejistoty ve svazcích fotonů vysokých energií – souhrn

Tabulka 38 shrnuje odhady standardních relativních nejistot všech parametrů vstupujících do rovnice (59). Celková standardní nejistota opravy k_Q pro svazky fotonů vysokých energií je 1.0%. Stojí jistě za zmínku, že odhady nejistot, jak jsou uvedeny v tabulce 38, počítají v jistém přiblížení s hranicemi našich současných znalostí, které máme o poruchových opravných faktorech ionizačních komor ve fotonových svazcích. Seutjens et al. například ukázali [145], že když zanedbáme vliv ochranného návleku při výpočtu opravy na vliv stěny p_{wall} , dosáhneme o něco lepší shodu mezi vypočtenými a experimentálně stanovenými opravami na kvalitu záření k_Q pro některé typy komor ve fotonových svazcích vysokých energií. Velikost tohoto efektu je vidět na Obr. 20, kde jsou vypočtené hodnoty k_Q vyneseny jako funkce ukazatele kvality $\text{TPR}_{20,10}$ pro dva běžné typy ionizačních komor. Když tloušťku PMMA ochranného návleku ve výpočtech p_{wall} postupně snižujeme z 1 mm na 0.5 a pak na nulu, pozorujeme malý stejnoměrný pokles hodnot k_Q v oblasti vysokých energií. Výsledkem je postupné zlepšování shody mezi vypočtenými a naměřenými hodnotami oprav na kvalitu k_Q . Je třeba zdůraznit, že podobnou tendenci můžeme pozorovat, když používáme poruchové faktory p_{cav} , p_{dis} a p_{cel} v jiných hodnotách, než jak jsou uvedeny v tomto Doporučení. Zanedbávání vlivu návleku, nebo jakéhokoliv jiného příspěvku k poruchám nemůže být zdůvodněno lepším souhlasem s experimentálními hodnotami. Vypočtené hodnoty všech poruchových faktorů zde doporučené jsou tou nejlepší alternativou vzhledem k současnému stavu našich znalostí o dozimetrii ionizačními komorami. Nicméně znovu připomínáme, že toto Doporučení upřednostňuje experimentálně stanovené hodnoty těchto faktorů uživatelských komor.

TABULKA 39. ODHAD STANDARDNÍ RELATIVNÍ NEURČITOSTI VYPOČTENÝCH HODNOT OPRAVY k_Q PRO SVAZKY FOTONŮ VYSOKÝCH ENERGIÍ

Příspěvek u_c	(%)
$s_{w, \text{air}}$ vzhledem k ^{60}Co	0.5
Přirazení $s_{w, \text{air}}$ ke kvalitě uživatelského svazku	0.2
$W_{\text{air/e}}$ vzhledem k ^{60}Co	0.5
p_{cav} v gama ^{60}Co a ve svazku fotonovém	<0.1
p_{dis} vzhledem k ^{60}Co	0.4
p_{wall} vzhledem k ^{60}Co	0.5
p_{cel} vzhledem k ^{60}Co	0.1
Celková standardní nejistota k_Q	1.0



Obr. 20. Porovnání experimentálních a vypočtených hodnot faktoru kvality k_Q ve svazcích fotonů vysokých energií pro dva typy ionizačních komor (a) NE 2561/2611 a (b) NE 257, kde je ukázáno jak vliv návleku PMMA různé tloušťky mění výpočet opravného faktoru stěny p_{wall} .

Nejistota experimentálních hodnot (bílé body) měřených v NPL byla odhadnuta na 0.7% (viz poznámku pod Tabulkou 15). Tloušťky návleku pro vypočtené hodnoty jsou 1 mm (tečkovaná čára, převrácené trojúhelníky), 0.5 mm (plná čára, vzpřímené trjúhelníky) a nulová tloušťka (čárkované čára, čtverce).

II. 4. SVAZKY ELEKTRONŮ

Vyhodnocení faktoru kvality k_{Q,Q_0} v dozimetrii elektronů závisí na tom, byla-li kalibrace provedena ve svazku záření gama ^{60}Co , nebo ve svazku elektronovém. V prvním případě se jedná o změnu typu záření a do vyhodnocení k_{Q,Q_0} vstupují hodnoty pro záření gama ^{60}Co uvedené v Části II.2. Ve druhém případě sice zavedeme faktory $k_{Q,Q_{\text{int}}}$ a $k_{Q_0,Q_{\text{int}}}$, ty se však i se svými nejistotami v poměru, ve kterém vstupují do k_{Q,Q_0} , navzájem vykrátí a proto zde nazáleží ani na výběru kvality k_{Q,Q_0} .

II. 4.1. Hodnoty $s_{w,\text{air}}$ ve svazcích elektronů

Dingh et al. vypočetli poměry $s_{w,\text{air}}$ metodou Monte Carlo s použitím podrobných údajů o hlavicích léčebných urychlovačů pro řadu používaných typů. Vyšli ze základních hodnot pro monoenergetické svazky publikovaných v odkazu 64. Poměry vypočtené pro referenční hloubku z_{ref} (definovanou vztahem (24)) byly experimentálně proloženy Burnsem et al. [91] a toto Doporučení používá právě tyto proložené hodnoty. Poměry brdných schopností v referenční hloubce z_{ref} ve svazku elektronů kvality R_{50} jsou dána vztahem

$$s_{w,\text{air}}(z_{\text{ref}}) = 1.253 - 0.1487(R_{50})^{0.214} \quad R_{50} \text{ in g/cm}^2 \quad (65)$$

Tento vztah platí pro kvality R_{50} v intervalu od 1 do 20 g/cm². Standardní odchylka proložených hodnot je pouze 0.16%, což ukazuje, že hodnoty $s_{w,\text{air}}$ pro různé tyto urychlovače se od sebe příliš neliší.

Odhad nejistoty provedeme podobně jako v Části II.3. vzhledem ke vzájemným závislostem. Je-li referenční kvalitou Q_0 záření gama ^{60}Co , pak vhodnou standardní nejistotou pro všechny kvality elektronových svazků je hodnota 0.5%. Byla-li kalibrace provedena v elektronovém svazku, je tato nejistota redukována na hodnotu 0.2%.

Přiřazení brzdě schopností vypočtené podle vztahu (65) uživatelskému svazku elektronů je podle Burnse et al. [91] spojeno s nejistotou menší, než 0.2%. V ostatních hloubkách tatáž výchozí data vedou k proložení

$$s_{w,\text{air}}(z) = \frac{a + bx + cx^2 + dy}{1 + ex + fx^2 + gx^3 + hy} \quad (66)$$

kde $x = \ln(R_{50})$ a $y = z/R_{50}$ je relativní hloubka. Hodnoty konstant jsou

$$\begin{aligned} a &= 1.075 & b &= -0.5087 & c &= 0.0887 & d &= -0.084 & e &= -0.4281 & f &= 0.0646 \\ g &= 0.00309 & h &= -0.125 \end{aligned}$$

Standardní odchylka proložení je 0.4%. Hodnoty $s_{w,\text{air}}$ vypočtené podle této rovnice jsou uvedeny v Tabulce 20 pro hodnoty kvalit R_{50} v rozmezí od 1 do 20 g/cm² a pro hodnoty relativní hloubky z/R_{50} v intervalu 0.02 až 1.2.

II.4.2. Hodnoty W_{air} ve svazcích elektronů

Tak jako v případě fotonových svazků bereme i zde hodnotu W_{air}/e pro suchý vzduch rovnou 33.97 J/C, s nejistotou 0.5% zahrnující možnost změny této hodnoty pro elektrony různé energie. Byla-li kalibrace provedena ve svazku elektronů vysoké energie a měříme-li ve svazku energie nižší, bude nejistota menší a odhaduje se na 0.3%

II. 4.3. Hodnoty oprav p_Q ve svazcích elektronů

Poruchové faktory v elektronových svazcích jsou široce diskutovány v odkazu 21 a většina hodnot tam doporučených byla převzata i do tohoto Doporučení. Různé příspěvky k p_Q jsou uvedeny vztahem (60). Vzájemné závislosti nejistot pro záření gama ^{60}Co a pro svazky elektronů jsou považovány za zanedbatelné. Pro kalibrace ve vysokoenergetickém elektronovém svazku a měření ve svazku nižší energie se bere nejistota poměru oprav na kvalitu p_Q v téže velikosti, jako nejistota opravy pro nižší energii p_Q samotná.

Několik souborů dat poruchových faktorů v minulosti vyčíslených pro střední energii elektronů v hloubce z byly zde přepočteny pro závislost na R_{50} . Starší soubory, kde pro výpočet Ez byla použita Harderova rovnice [146] byly hodnoty p_Q přepočteny pomocí vztahu (24) a rovnic

$$E_{z_{\text{ref}}} = E_o \left(1 - \frac{z_{\text{ref}}}{R_p} \right)$$

$$E_o = 2.33 R_{50}$$

$$R_p = 1.271 R_{50} - 0.23$$

(67)

(všechny hloubky udány v g/cm^2), kde E_o je střední energie elektronů na povrchu fantomu a R_p je praktický dosah ve vodě. První dvě rovnice byly velmi široce používány. Třetí je z odkazu 147 a byla odvozena z Monte Carlo simulací skutečných spekter klinicky používaných svazků. Výsledným vztahem získaným graficky je

$$E_{z_{\text{ref}}} = 1.23 R_{50}$$

(68)

Na tuto rovnici se vztahují stejná ozezení, jako na rovnici Harderovu [146]. Hodnoty z nedávných souborů, ve kterých byla energie Ez lépe určena podle odkazu 17, byly přepočteny podle

$$E_{z_{\text{ref}}} = 0.07 + 1.027 R_{50} - 0.0048 (R_{50})^2$$

(69)

což je proložení dat z odkazů [17 a 21] v referenční hloubce z_{ref} podle vztahu (24).

Poruchové faktory vyjádřené jako funkce E_z jsou obvykle určovány pro hloubku maxima dávky, ale předpokládáme, že platí i pro hloubku referenční z_{ref} . To je dobrý předpoklad pro nízké energie, kde z_{ref} je opravdu v hloubce maxima dávky. Pro vysoké energie už to tak dobře neplatí, ale tam jsou poruchové faktory velmi malé a jen pomalu se mění s hloubkou a proto můžeme toto přiblížení považovat za dostatečné i tam. Nicméně další měření poruchových faktorů v referenční houbce z_{ref} jsou potřebná. Experimentální studie Haqa et al. [148] ověřily tento předpoklad pro cylindrické komůrky Farmerova typu.

II.4.3.1. Hodnoty opravy p_{cav} v elektronových svazcích

O planparalelních komorách, které jsou ‘dobře chráněné’, to jest mají ochrannou elektrodu kolem sběrného objemu rovnou alespoň 1.5 krát vzdálenosti mezi opačnými elektrodami, předpokládáme, že jejich faktor p_{cav} je v referenční hloubce z_{ref} roven jedné se zanedbatelně malou nejistotou.

Pro cylindrické komůrky o vnitřním poloměru dutiny r_{cyl} byly hodnoty faktoru p_{cav} uvedené v odkazech 17, 21 a 132 přepočteny pro kvality vyjádřené v R_{50} a proloženy funkcí

$$p_{\text{cav}} = 1 - 0.0217 r_{\text{cyl}} \exp(-0.153 R_{50}) \quad (r_{\text{cyl}} \text{ in mm, } R_{50} \text{ in g/cm}^2) \quad (70)$$

která platí v referenční hloubce z_{ref} pro poloměry r_{cyl} od 1.5 do 3.5 mm. Pro kvality svazků nad $R_{50} = 4 \text{ g/cm}^2$, pro nichž je dovoleno používat cylindrických komůrek, je oprava na dutinu většiny komor menší, než 3% s odhadem nejistoty na 0.5%.

II. 4.3.2. Hodnoty faktoru p_{dis} v elektronových svazcích

V tomto Doporučení jsou všechny komory umístěovány tak, aby efekt posunutí měřícího bodu byl co nejmenší a aby žádná zvláštní oprava nebyla zapotřebí. Nejistota tohoto postupu je pro planparalelní komory odhadnuta na 0.2% a pro cylindrické komory na 0.3%.

II. 4.3.3. Hodnoty faktoru p_{wall} v elektronových svazcích

Stěnové efekty planparalelních komor v elektronových svazcích byly podrobně diskutovány v [21] a v poslední době proměřeny Williamsem et al. [149]. Závěrem lze říci, že ačkoliv existují důkazy, že změna zpětného roz-

ptylu zadní stěny komory oproti rozptylu z vody může vnášet nezanedbatelný stěnový efekt p_{wal} , nemáme v současné době dostatek údajů k doporučení jakékoliv opravy a považujeme tedy p_{wal} roven jedné. Je obtížné odhadnout nejistotu takového předpokladu. Nejpravděpodobnější vysvětlení pozorovaných jevů je takové, že grafitová zadní stěna NACP komory odráží skoro stejně, jako voda na 0.2% a že tenká zadní PMMA stěna Roosovy komory vnáší úbytek zpětného rozptylu v míře menší, než 0.2%, jak snad vyplynulo ze srovnání obou typů komor. Nejistota dobře cháněných komor o velikosti 0.3% je v dobrém souhlasu s tímto vysvětlením. Příspěvek p_{wall} cylindrických komor v elektronových svazcích je všeobecně považován za velmi malý a v tomto Doporučení je roven jedné. Nejistota tohoto předpokladu je odhadnuta na 0.5%.

II. 4.3.4. Hodnoty faktoru p_{cel} v elektronových svazcích

Pro cylindrické komory musíme uvažovat poruchu vyvolanou hliníkovou centrální elektrodou. Výpočty Maa a Nahuma [140], jakož i experimentální práce Palma a Mattssona [141] ukázaly, že pro komůrku Farmerova typu s centrální hliníkovou elektrodou o průměru 1 mm můžeme použít opravu 0.998 pro všechny energie. Nejistota této opravy je asi 0.1%.

II. 4.3.5. Měřené hodnoty opravy na kvalitu p_Q pro některé typy komor v elektronových svazcích

Uvádíme zde tři typy komor s nedostatečně chráněnou sběrnou elektrodou, které jsou však velmi široce používány. Údaje pro komory PTW Markus M23343 a Capintec PS-033 jsou uvedeny v odkazu 21. Když vyjádříme tyto údaje jako funkci kvality R_{50} dostaneme

$$p_{\text{Markus},R_{50}} = 1 - 0.037 \exp(-0.27R_{50}) \quad (R_{50} = 2 \text{ g/cm}^2) \quad (71)$$

a

$$p_{\text{Capintec},R_{50}} = 1 - 0.084 \exp(-0.32R_{50}) \quad (R_{50} = 2 \text{ g/cm}^2) \quad (72)$$

Pozor na spodní mez platnosti obou těchto vztahů a na to, že platí pouze v referenční hloubce z_{ref} . Tyto vztahy byly odvozeny z hodnot zísakých srovnáním uvedených typů komor s komorami s dobrou ochranou, jejichž poruchový faktor byl položen rovný jedné. Standardní nejistota proložených hodnot celkového poruchového faktoru p_Q je menší, než 0.2%. Nicméně celková nejistota je vymezena nejistotou faktoru stěny p_{wall} dobře chráněných komor, která je 0.3%.

II. 4.4. Nejistoty v elektronových svazcích – souhrn

Tabulka 40 uvádí odhady standardních nejistot všech parametrů vcházejících do rovnice (59) za předpokladu, že kalibrační kvalitou Q_0 je záření gama ^{60}Co . Celková standardní nejistota hodnot opravy na kvalitu je 1.2% pro cylindrické komory a 1.7% pro komory planparalelní, kde dominantním příspěvkem je nejistota faktoru stěny p_{wall} ve svazku záření gama ^{60}Co . V Tabulce 41 nalezneme nejistoty pro případ, že referenční kvalitou Q_0 při kalibraci je svazek elektronů vysoké energie (R_{50} nesmí být menší, než 4 g/cm^2 použijeme-li cylindrickou komoru). Zde jsou nejistoty významně nižší, hlavně pro planparalelní komory, díky vypadnutí faktoru stěny p_{wall} ve svazku záření gama ^{60}Co .

TABULKA 40. ODHAD STANDARDNÍ NEJISTOTY VYPOČTENÝCH HODNOT OPRAVY NA KVALITU k_Q PRO SVAZKY ELEKTRONŮ JE-LI KALIBRAČNÍ KVALITOU GAMA ^{60}Co

Typ komory: Rozsah kvality:	Cylindrická		planparalelní	
	elektrony $R50 \geq 4 \text{ g/cm}^2$	^{60}Co +elektrony $R50 \geq 4 \text{ g/cm}^2$	elektrony $R50 \geq 1 \text{ g/cm}^2$	^{60}Co +elektrony $R50 \geq 1 \text{ g/cm}^2$
Příspěvek	u_c (%)	u_c (%)	u_c (%)	u_c (%)
$s_{w, \text{air}}$ vzhledem ke ^{60}Co	—	0.5	—	0.5
Přiřazení $s_{w, \text{air}}$ kvalitě uživatelského svazku		0.2	—	0.2
W_{air}/e vzhledem ke ^{60}Co	—	0.5	—	0.5
p_{cav}	0.5	0.5	< 0.1	< 0.1
p_{dis}	0.3	0.4	0.2	0.3
p_{wall}	0.5	0.7	0.3	1.5
p_{cel}	0.1	0.2	—	—
Celková standardní nejistota k_Q	—	1.2	—	1.7

TABULKA 41. ODHAD STANDARDNÍ NEJISTOTY VYPOČTENÝCH HODNOT OPRAVY NA KVALITU k_Q PRO SVAZKY ELEKTRONŮ JE-LI KALIBRAČNÍ KVALITOU SVAZEK ELEKTRONŮ VYSOKÉ ENERGIE

Typ komory: Rozsah kvality:	Cylindrická	planparalelní
	$R50 \geq 4 \text{ g/cm}^2$	$R50 \geq 1 \text{ g/cm}^2$
Příspěvek	u_c (%)	u_c (%)
$s_{w, \text{air}}$ vzhledem ke svazku elektronů vysoké energie	0.2	0.2
Přiřazení $s_{w, \text{air}}$ kvalitě uživatelského svazku	0.3	0.3
W_{air}/e vzhledem ke svazku elektronů vysoké energie	0.3	0.3
p_{cav} vzhledem ke svazku elektronů vysoké energie	0.5	0
p_{dis} vzhledem ke svazku elektronů vysoké energie	0.3	0.2
p_{wall} vzhledem ke svazku elektronů vysoké energie	0.5	0.3
p_{cel} vzhledem ke svazku elektronů vysoké energie	0.1	—
Celková standardní nejistota $k_{Q,0}$	0.9	0.6

Příloha III

UKAZATEL KVALITY FOTONOVÝCH SVAZKŮ³

Hodnocením kvality fotonových svazků se zabývala řada studií. Přesto se nepodařilo nalézt takový ukazatel kvality fotonových svazků, který by splňoval všechny požadavky a byl přitom jedinečný pro celý interval energií používaný v léčbě zářením a pro všechny typy urychlovačů instalovaných v nemocnicích a standardizačních laboratořích. Tato příloha diskutuje výhody a nevýhody ukazatele kvality TPR_{20,10} oproti jiným ukazatelům, zvláště oproti PDD(10)_x narhovanému Kosunenem a Rogersem [164] a použitým v protokolu TG 51 AAPM [51]. Pro úplnost připojujeme souhrn běžných ukazatelů kvality fotonových svazků používaných v radioterapii jak je popisuje ICRU Report 64 o dozimetrii fotonových svazků vysokých energií založené na standardu absorbované dávky ve vodě [29].

III. 1. SOUHRN BĚŽNÝCH UKAZATELŮ KVALITY FOTONOVÝCH SVAZKŮ

Většina dozimetrických protokolů založených buď na standardu kermy ve vzduchu, nebo na standardu absorbované dávky ve vodě, doporučuje poměr izocentrických relativních dávkových příkonů TPR_{20,10}, jako ukazatel kvality svazků fotonů vysokých energií (viz [9, 12 až 14, 17, 19, 49 a 50]). TPR_{20,10}, je definován jako poměr absorbovaných dávek ve vodě na ose svazku v pevné vzdálenosti 100 cm od zdroje ve vodním fantomu v hloubkách 20 cm a 10 cm, přičemž velikost svazku v bodě měření je 10 cm x 10 cm. Ukazatel TPR_{20,10}, je mírou efektivního součinitele zeslabení popisujícího přibližně exponenciální pokles (izocentrické) hloubkové dávky v oblasti za hloubkou dávky maximální [82 až 84]. Co je ještě důležitější, že tento ukazatel nezávisí na elektronové kontaminaci dopadajícího fotonového svazku.

Prvním obecně používaným ukazatelem kvality fotonových svazků v dozimetrii byl nominální potenciál urychlovače. Poměr měřených ionizací, nebo dávek, byl poprvé doporučen jako ukazatel kvality v protokolu NACP [8 a 165]. Poměr měřený na léčebném urychlovači byl přiřazen k jeho typové nominální energii (nominální urychlovací potenciál, nebo nominální maximální energie vyjádřená v MV), která pak byla rozhodující pro výběr konverzních faktorů. Prvním pokusem vylepšit postup navržený v NACP nalezneme v práci [9], kde hodnoty poměrů brzdných schopností, poměrů hmotnostních součinitelů absorpce energie a podobně byly sice ještě pořád vyjádřeny jako proměnné nominální energie v MV, avšak v grafické formě již byly uvedeny do vztahu s měřeným poměrem ionizací. Tento postup však podléhal dvěma omezením:

(i) vztah mezi měřeními a vypočtenými poměry byl postaven na nepřesných výpočtech,
(ii) grafický postup zaváděl jednoznačný vztah mezi nominální energií v MV a ionizačním poměrem, což je podobný nedostatek, jako v doporučení NACP [8, 165]. Andreo a Brahme ukázali [78], že omezením se na nominální potenciál urychlovače ignorujeme změny v prů-nikových vlastnostech klinických svazků. To může vést k chybám až 1,5% v hodnotách poměrů brzdných schopností. To byl hlavní důvod, proč byl parametr TPR_{20,10}, považován za vhodnější ukazatel kvality léčebných fotonových svazků, než nominální urychlovací potenciál.

Byly navrženy i jiné ukazatele kvality fotonových svazků, vesměs vázané na polohu maxima dávky a tudíž ovlivnitelné elektronovou kontaminací v této hloubce. Navíc používání ionizačních distribucí měřených náprstkovou ionizační komorou je problematické, jelikož při převodu ionizační na dávkovou distribuci musíme počítat s vlivem záměny malého objemu fantomu objemem detektoru. Tomu se můžeme vyhnout, měříme-li planparalelní komorou, to však není v dozimetrii fotonových svazků běžné.

British Journal of Radiology ve svém Supplementu 17 doporučoval ukazatel kvality fotonových svazků vysokých energií založený na dávkové distribuci, který se stal široce používaným [87]. Tento dokument zavedl parametr d_{80} jako hloubku 80ti %tní hloubkové dávky vzhledem k maximu ve svazku o velikosti 10 cm x 10 cm ve vzdálenosti SSD = 100 cm. Přitom bylo uznáno [87], že elektronová kontaminace je praktickým nedostatkem uvedené metody. BJR Supplement 25 dále podepřel parametr d_{80} jako ukazatel kvality i když připustil používání jiných ukazatelů, jako PDD(10), o kterém bude pojednáno níže. Supplement 25 též považuje elektronovou kontaminaci za největší problém při normalizaci dávkové distribuce k maximální dávce, protože ovlivněním této dávky může elektronová kontaminace měnit takto chápanou kvalitu svazku. Je zajímavé, že ačkoliv problém elektronové kontaminace a potřeba normalizovat dávkovou distribuci byly formulovány již v Supplementu 11 [166], nebyly v této řadě publikací navrženy alternativní ukazatelé, nezávislé na kontaminaci.

³ Část této přílohy byla převzata z odkazu [85] a je zde reprodukována se souhlasem Americké Společnosti Fyziků v Medicině AAPM.

Parametr PDD(10), to jest relativní hloubková dávka v hloubce 10 cm stanovená ze stejných podmínek, jako d_{80} , podléhá stejným omezením vzhledem ke vlivu elektronové kontaminace jako d_{80} . Tento parametr je s oblibou používán výrobci urychlovačů, kteří jej obvykle spojují s nominálním urychlujícím potenciálem. Odvolávají se přitom na práci LaRiviera [167], ve které byl navržen vztah mezi kvalitou svazku vyjádřenou v MV a parametrem PDD(10). Tak mohlo dojít k paradoxní situaci, kdy urychlovač mohl produkovat fotonový svazek o vyšším nominálním potenciálu, než byla jeho maximální energie urychlených elektronů.

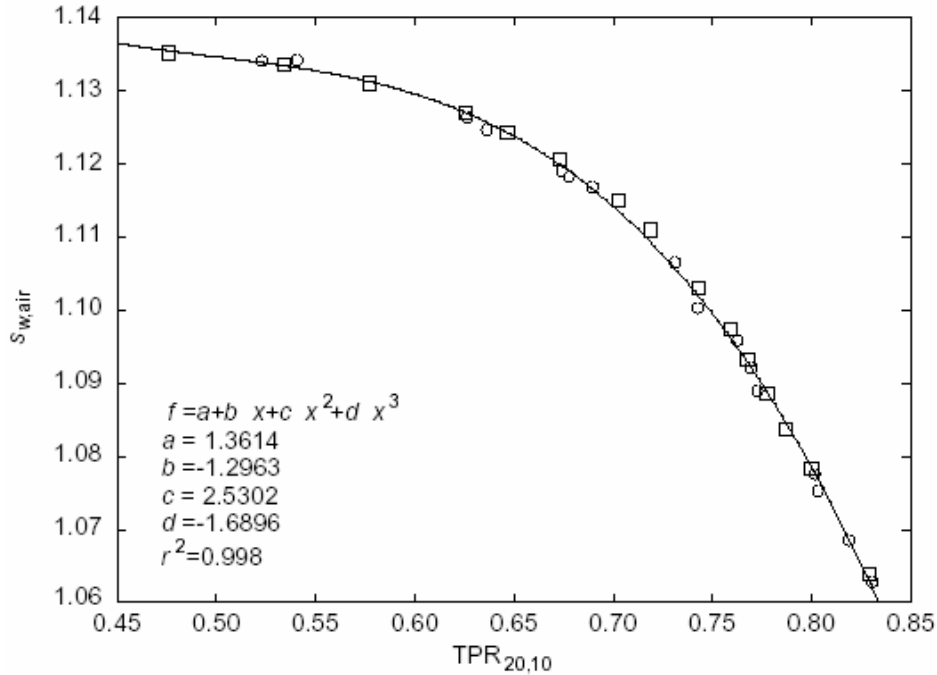
LaRiviere [167] navrhl též alternativní ukazatel kvality svazku v podobě dávkově vážené střední energie fotonového spektra a ukázal vztah tohoto parametru k PDD(10). To vedlo Kosunena a Rogerse [164] ke zkoumání vztahu PDD(10) x v 'čistém fotonovém svazku', to jest bez jakékoliv elektronové kontaminace, k poměrům brzdných schopností. Na základě linearit takového vztahu, který odřželi, navrhli používání parametru PDD(10) x jako ukazatele kvality fotonových svazků a jako parametru pro výběr konverzních a korekčních faktorů na této kvalitě závislých. Kosunen a Rogers se zabývali i problémem převodu ionizačních měření náprstkovou komůrkou na absorbovanou dávku, to jest opravou na náhradu fantomové hmoty detektorem. Zdůraznili též nutnost odstranit elektronovou kontaminaci při měření fotonového svazku za účelem stanovení parametru PDD(10) x . Toho lze, podle autorů, dosáhnout vložením tenké olověné folie jako filtru. Tato metoda pak byla doporučena i v protokolu TG51 AAPM (51).

III. 2. VÝHODY A NEVÝHODY TPR_{20,10}

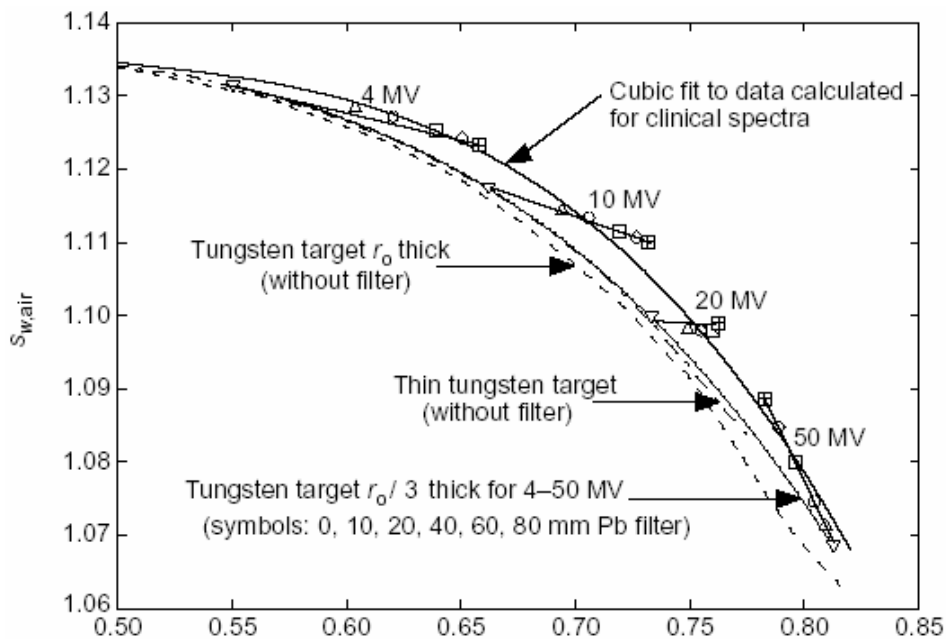
Pozvolná závislost poměrů brzdných schopností v nejpoužívanějším intervalu energií (to jest TPR_{20,10} mezi přibližně 0.50 and 0.70 ⁴), a tudíž i pozvolná závislost ND_w na parametru TPR_{20,10} je významnou výhodou při konečném vyhodnocení nejistoty stanovení absorbované dávky ve vodě v referenčním bodě, protože možné chyby při měření TPR_{20,10} se významněji nepromítanou do změn v hodnotách poměrů brzdných schopností [22]. Z kompilace 21 spekter klinických svazků publikovaných různými autory a z dalších 16 vypočtených spekter svazků tohoto typu bylo ukázáno, že poměry brzdných schopností a parametr TPR_{20,10} jsou v dobře definované vzájemné závislosti a leží na skoro hladké křivce. Hodnoty brzdných schopností je možné proložit kubickým polynomem (viz Obr. 23) s přesností lepší, než 0.15% prakticky pro všechna spektra klinických svazků, kde hodnoty poměrů brzdných schopností a hodnoty parametru TPR_{20,10} jsou z odkazu [144]. Měření provedená Folowillem et al. [79] na 685 svazcích 45 různých urychlovačů s energiemi od 4 MV do 25 MV ukázala jen několik málo TPR_{20,10} nad 0.8 a jejich odhad poměrů brzdných schopností v celém souboru dat měl rozptyl pouze 0.25%. Je pouze jen několik málo svazků s hodnotou TPR_{20,10} nad 0.75, kde vyšší gradient závislosti poměrů brzdných schopností na kvalitě TPR_{20,10} může vést k propagaci chyb při měření TPR_{20,10} do větších změn hodnot $s_{m,air}$ a tudíž i do k_Q , než je tomu v případě nižších energií, ale i tak to nebudou odchylky větší, než 0.5%.

V literatuře nalezneme některé mylné interpretace dat idealizovaných svazků (to jest svazků, které ve skutečnosti neexistují, jako jsou monoenergetické svazky, Shiffova spektra brzdného záření z tenkých terčů a podobně), které byly vytvořeny jako ilustrativní a výukové příklady [169] a které byly mylně použity jako argument proti TPR_{20,10}. Některé z těchto dat jsou reprodukovány v Obr. 24, a stojí zato poznamenat, že původním účelem těchto výpočtů bylo ukázat, že ani v těchto neexistujících hypotetických svazcích se poměry brzdných schopností nemění o více, než 1%. Bohužel tyto údaje byly mylně interpretovány a obráceny jako důkaz proti použití TPR_{20,10} jako ukazatele kvality (odkazy 147 a 164). V každém případě nelze zapomenout, že stejně jako v oboru rtg záření, kde hodnoty HVL musí být doplněny informací o filtraci svazku a napětí na rtg trubici, zůstal by i parametr TPR_{20,10} bezvýznamný pokud při výběru hodnot $s_{m,air}$ by byly údaje o terči a filtraci zcela ignorovány.

⁴ Podle rozsáhlé studie provedené Střediskem Radiologické Fyziky v Houstonu [168] více, než 80% z 1200 léčebných urychlovačů používaných v severní Americe, podle souhrnu RPC měřených hloubkových dat aktualizovaného v roce 1996 (W. Hanson, soukromé sdělení), mělo maximální nominální urychlovací potenciál 10 MV, nebo méně. Předpokládá se, že v rozvojových zemích je toto procento ještě vyšší.



Obr. 23. Poměry limitovaných (Spencer-Attix) brzdných schopností vody a vzduchu (s prahem $\Delta = 10$ keV, DICRU/Ashley) klinických fotonových svazků jako funkce kvality těchto svazků vyjádřené parametrem $TPR_{20,10}$. Kroužky odpovídají spektrům publikovaným různými autory (viz Tab. 2 v odkazu 78) a čtverečky odpovídají vypočteným spektrům z téhož odkazu. Plná čára je kubickým polynomickým proložením dat s přesností lepší, než 0.15%. Hodnoty brzdných schopností a hodnoty parametru $TPR_{20,10}$ jsou z odkazu [144].



Obr. 24. Vypočtené hodnoty poměrů brzdných schopností jako funkce kvality fotonového svazku vyjádřené $TPR_{20,10}$ pro různé kombinace terčů a filtrů. Čerchovaná čára se vztahuje k tenkému wolframovému terči bez filtru, čárkovaná čára k wolframovému terči o tloušťce rovné $csda$ dosahu elektronů ve wolframu a tenká plná čára se vztahuje k wolframovému terči o tloušťce rovné třetině $csda$ dosahu v tomto materiálu. Různé symboly odpovídají třetinovému terči a různým spektrům dosaženým urychlovacím potenciálem MV a různou olověnou filtrací, to jest obrácené trojúhelníky značí nulovou filtraci, vzpřímené trojúhelníky filtraci 10 mm Pb, kroužky 20 mm Pb, čtverce 40 mm Pb, trapezoidy 60 mm Pb a křížové čtverce 80 mm Pb (pro větší přehlednost jsou spojeny body patřící ke stejnému potenciálu). Tlustá plná čára je kubickým proložením dat vypočteným pro klinické svazky.

Výhoda pozvolné závislosti poměrů brzdných schopností na ukazateli kvality $TPR_{20,10}$ byla zpochybněna tvrzením, že ve standardizační laboratoři se jedná vlastně o omezení, kdy různé kvality svazku mohou vést ku podobným kalibračním faktorům komor. Ve skutečnosti je to však další argument pro $TPR_{20,10}$, protože mění-li se odezva komory jen pozvolna s kvalitou svazku, pak odezvy této komory ve standardizační laboratoři a v uživatelském svazku budou velmi blízké.

Závažným argumentem proti $TPR_{20,10}$ je, že poměry brzdných schopností ve svazcích velmi vysokých energií nemohou být vybrány s přesností větší, než 0.5%. Tak je tomu u některých speciálních klinických urychlovačů (například urychlovače s rozmítaným svazkem bez homogenizačních filtrů), nebo u urychlovačů používaných v jedné, či dvou standardizačních laboratořích, které mají terče výrazně tlustší, než klinicky používané typy. Například fotonové svazky ve standardizační laboratoři v Kanadě jsou, jak popisuje Ross et al v odkazu 171, generovány hliníkovým (plně pohlcujícím) terčem o tloušťce 4.5 až 6 cm a filtrovány jsou 10 až 15 cm Al. Tato sestava generuje svazky o kvalitě $TPR_{20,10}$ v intervalu 0.75 až 0.83 a nelze ji umístit do hlavice klinického urychlovače. Je to však právě schopnost rozpoznat svazek, který je přinucen vypadat, jako svazek klinický s podobnou hodnotou $TPR_{20,10}$ jako klinický svazek a to s použitím nezvyklých kombinací terčů a filtrů, právě tato roz-poznávací schopnost činí ukazatel $TPR_{20,10}$ velmi atraktivní. Je pravda, že v některých extrémních případech velmi vysokých energií můžeme obdržet hodnoty poměrů brzdných schopností v těchto nekonvenčních a ne-klinických svazcích, které se liší od hodnot vypočtených metodou Monte Carlo, protože v této oblasti má závislost $s_{m,air}$ na $TPR_{20,10}$ vysoký gradient. Přesto zůstává výběr hodnot v odhadnutých mezích nejistoty, které činí ve svazcích fotonů vysokých energií 0.6% (viz odkazy 22 a 53). Ve standardizační laboratoři je to právě tato oblast, kde $TPR_{20,10}$ může snadno nalézt rozdíly v kalibračních faktorech podobných, nikoliv však iden-tických svazků, které nemohou být rozlišeny jinými ukazateli kvality, založenými na dávkových distribucích, jako je $PDD(10)_x$. V této oblasti je tedy $TPR_{20,10}$ citlivějším ukazatelem, než $PDD(10)_x$.

Z praktického hlediska je ukazatel $TPR_{20,10}$ snadno měřitelný v klinických, většinou vertikálních svazcích. Jakmile je detektor umístěn do jakékoliv pevné vzdálenosti měníme pouze hladinu vody, protože veličiny TPR a TAR považujeme za nezávislé na vzdálenosti od zdroje. Jakákoliv chyba v umístění detektoru se stejně většinou vykrátí v poměrech měření ve dvou rozdílných hloubkách. Z téhož důvodu i nejistota spojená s efektivním bodem měření a jeho posuvem z centra detektoru bude hrát zanedbatelně malou roli.

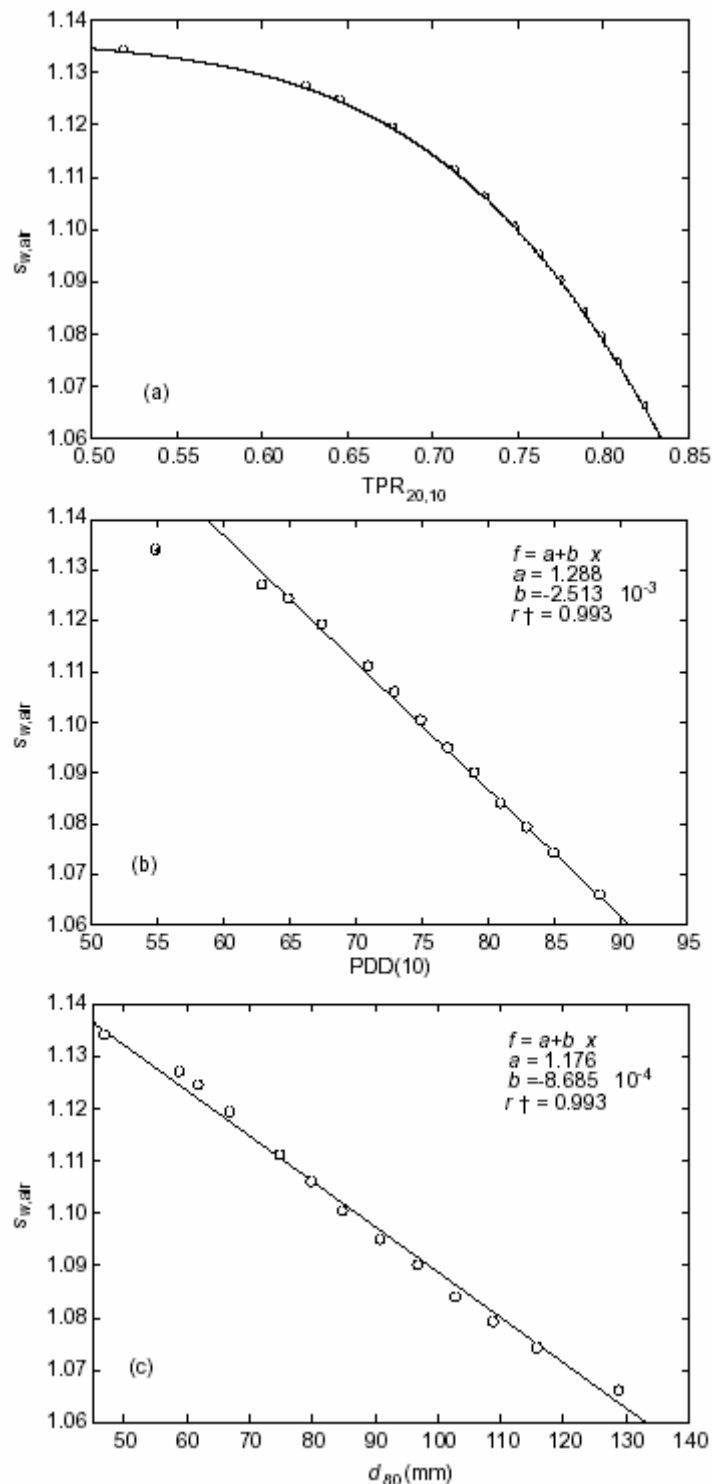
III. 3. VÝHODY A NEVÝHODY UKAZATELE $PDD(10)_x$

Je třeba zdůraznit, že v základě může být poměr brzdných schopností (a hodnoty opravy k_Q) vztažen k jakémukoliv parametru popisujícímu průnik fotonového svazku látkou, protože jak poměry $s_{m,air}$, tak dávkové distribuce jsou obvykle určeny metodou Monte Carlo jako vzájemně závislé veličiny. Obrázek 25 ukazuje závislosti poměrů brzdných schopností na různých ukazatelích kvality $TPR_{20,10}$, $PDD(10)$ a d_{80} , s použitím parametrů uvedených v Tabulce 5.iii BJR Supplementu 25 [81]. Základní hodnoty poměrů brzd-ných schopností byly nejprve vypočteny pro ukazatel $TPR_{20,10}$ s použitím proložené funkce z Obr. 23 pro spek-tra klinických svazků a pak převedeny pro ostatní ukazatele s použitím dat z odkazu[81].

Proložení na těchto grafech ukazují, že je možné odvodit úzký vztah pro jakýkoliv ukazatel a podobné grafy můžeme dostat i pro široké, nebo úzké svazky a součinitele zeslabení (hodnota pro 2 MV nebyla zahrnuta do proložení pro $PDD(10)$ ani zde, ani v odkazech [164, 170, 172 a 175]. Lineární závislost ukazatele d_{80} , doporučeného v odkazu 81, na kvalitě svazku je vynikající v celém rozsahu energií použitým v tomto srovnání. Uvážíme-li, že hodnoty hloubkových dávek byly středovány pro mnoho typů léčebných urychlovačů, můžeme brát uvedená proložení jako dobrou reprezentaci klinických dat. Jelikož však se elektronová kontaminace svazků mění typ od typu, nebyla tato nepřímá metoda nikdy doporučována a pouze hodnoty vyjádřené jako funkce ukazatele $TPR_{20,10}$ mohou být považovány za nezávislé na kontaminaci.

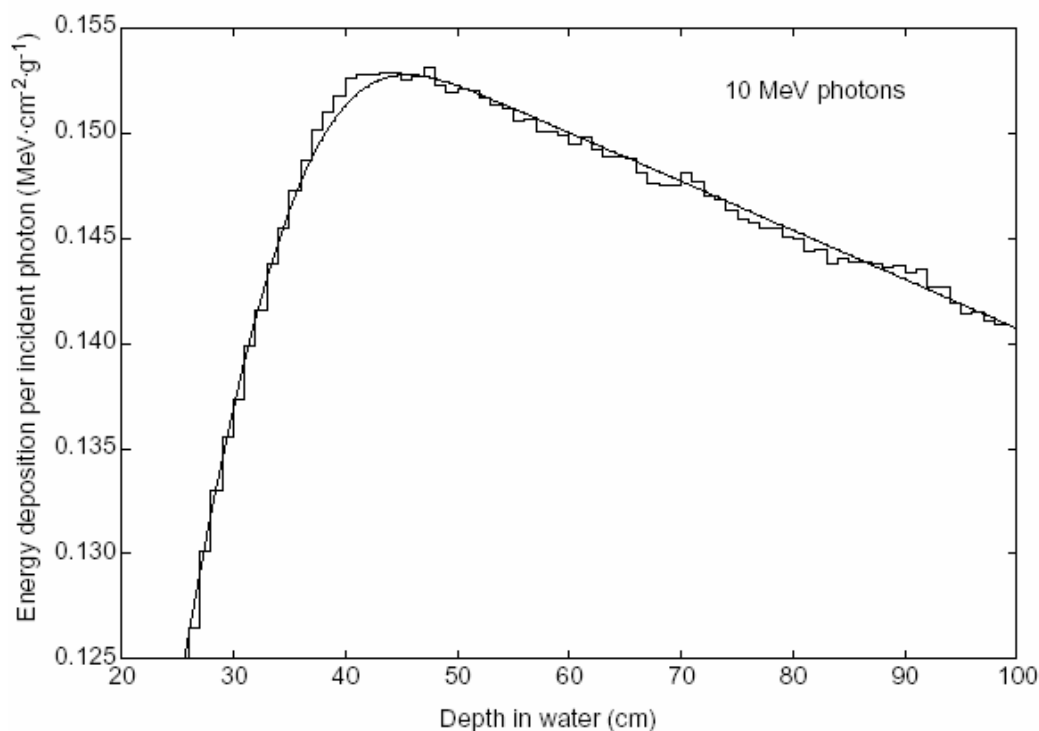
Přímý výpočet poměrů brzdných schopností z hodnot ukazatelů $PDD(10)$, nebo d_{80} , pro reálné klinické svazky není možný, protože chybí údaje o spektru kontaminujících elektronů, které je nutno při výpočtu brát v úvahu. Proto byl pro výběr poměrů brzdných schopností navržen ukazatel pro kvalitu čistých svazků $PDD(10)_x$ (viz odkazy [147 a 164]. "Čisté svazky" však ve skutečnosti neexistují. Proto stanovení kvality svazku musí spoléhat na jednoduchý praktický parametr (jako efektivní součinitel zeslabení, který je ekvivalentní ukazateli $TPR_{20,10}$), který je opravdu svázán s fyzikou fotonových interakcí, jinak problémy spojené s kontaminací elektrony eliminují jakoukoliv teoretickou výhodu jednoduchého lineárního proložení platného pro většinu prakticky používaných svazků. Nesnáze spojené s přiřazením parametru 'čistého svazku' parametru měřitelnému v nemocnicích

jsou závažným problémem, který budeme diskutovat níže. Málo pozornosti bylo dosud věnováno statistickému šumu dat hloubkové dávky a jeho vlivu v přiřazování poměrů brzdných schopností Monte Carlo generovaným dávkovým distribucím.



Obr. 25. Limitované poměry brzdných schopností vody a vzduchu (Spencer Attix, práh $\Delta = 10$ keV, DICRU/Ashley) jako funkce různých ukazatelů kvality: (a) $TPR_{20,10}$, (b) $PDD(10)$ and (c) d_{80} . Základní poměry brzdných schopností jsou odvozeny pro hodnoty ukazatele $TPR_{20,10}$ z odkazu [81] za použití kubického proložení na Obr. 23. Pro ostatní ukazatele kvality byly hodnoty převedeny s použitím dat z odkazu 81. (b) Hodnota $PDD(10)$ pro 2 MV (kroužek s křížem) nebyla pojata do lineárního proložení. Plné čáry představují proložené hodnoty $s_{w,air}$ pro každý ukazatel kvality a soubor dat z odkazu [81].

Obrázek 26 ilustruje situaci, která je zvláště relevantní v oblasti dávkového maxima z_{max} . Histogram na obrázku odpovídá Monte Carlo simulaci kódem DOSRZ/EGS4 [174] 15 milionů událostí ve svazku monoenergetických 10 MeV fotonů v hloubkové mřížce 1 mm a ukazuje na obtíže při stanovení dávky pro hloubku z_{max} a relativní dávky v určité hloubce (pro PDD(10) or d_{80}) kvůli statistickým fluktuacím Monte Carlo výpočtů. Pro srovnání je plnou čarou vynesena konvoluce vypočtených jader deponice energie, která daný problém odstraňuje. Tato metoda byla použita k odvození vztahu mezi $TPR_{20,10}$ a poměry brzdných schopností v odkazu 144, který je vynesena na Obr. 23.



Obr. 26. Srovnání centrální hloubkové dávky 10 MeV monoenergetických fotonů vypočtené metodou Monte Carlo algoritmem DOSRZ/EGS4 [174], (histogram odpovídá 15 milionům fotonových interakcí v hloubkové mřížce 1 mm) s konvolucí vypočtených jader deponice energie (plná čára). Tento graf ilustruje potíže ve stanovení dávky v hloubce a relativně v kterékoliv singletní hloubce v důsledku statistické nejistoty Monte Carlo výpočtů. Tento problém lze odstranit konvolucí jader. Údaje jsou převzaty z odkazu [144].

Linearita vztahu mezi PDD(10) x a poměrem brzdných schopností ve svazcích všech typů, i těch, které se v nemocnicích nepoužívají, byla hlavním argumentem pro zavedení PDD(10) x jako ukazatele kvality fotonových svazků a pro snížení důležitosti elektronové kontaminace. Některé standardizační laboratoře se snažily dosáhnout přijetí PDD(10) x proto, aby jejich svazky vykazovaly parametry podobné svazkům klinickým i když pracovní energie jejich urychlovačů byla významně odlišná. Je dosti nešťastné, když prakticky všechna srovnávací měření poukazující na 'nadřazenost' ukazatele PDD(10) x nad $TPR_{20,10}$ jsou provedena na neklinických urychlovačích ve standardizačních laboratořích (odkazy [171, 175]). V nedávné práci [176], kde hodnoty oprav na kvalitu k_Q byly stanovovány ve fotonových svazcích standardizační laboratoře, nalezneme závěrečné prohlášení podpory parametru PDD(10) jako lepšího ukazatele kvality, přičemž elektronová kontaminace dávky v z_{max} byla odhadnuta jen velmi hrubě a parametr PDD(10) byl opraven podle tohoto odhadu. Naproti tomu ostatní standardizační laboratoře disponují klinickými svazky, nebo alespoň zamýšlejí instalovat klinicky používané hlavice urychlovačů.

Jelikož všechny ukazatele kvality založené na hloubkové dávce podléhají vlivu elektronové kontaminace svazků, mohou mít svazky o identických spektrech, avšak s rozdílnou kontaminací, rozdílné hodnoty kvality, ačkoliv jejich dozimetrické charakteristiky v hloubce (zeslabení, poměr brzdných schopností a podobně) jsou totožné. Tyto ukazatele tedy mají přímější vztah ke konstrukci hlavice, která je hlavním zdrojem kontaminujících elektronů, než k fyzice průniku fotonového svazku látkou. K odstranění elektronové kontaminace se má používat vhodný elektronový filtr. Ideálním zařízením by byl čistící magnet, ale ten je zřídka dostupný a pouze některé varianty urychlovače typu 'race track microtron' jsou jím vybaveny. Jak již bylo

zmíněno výše, skupina autorů [164 a 172] navrhla použití olovených folií a tento postup se dostal též do Doporučení AAPM TG 51 [51]. Je s překvapením, že pro tento účel bylo navrženo olovo, ačkoliv je již dlouho známo, že olovo samotné je dalším zdrojem elektronové kontaminace. To bylo rozpoznáno již v ranné radioterapii v souvislosti s problémem ochrany kůže vzniklým kontaminací elektrony ze stínících bloků. Proto například ICRU Reporty 10a a 10d [98 a 177] doporučují používat látky o středním protonovém čísle, jako je měď, ocel, nebo mosaz jako filtry snižující elektronovou produkci.

Když se rozhodneme pro olovený filtr elektronů, musíme pro daný urychlovač nalézt vztah mezi 'nekontaminovaným' svazkem a klinickým kontaminovaným svazkem a musíme používat filtr elektronů za určitých podmínek. Termín 'nekontaminovaný' si zaslouží zvláštní pozornosti, protože olovený filtr používaný k měření hloubkové dávky generuje další kontaminující elektrony, jehož důsledky dosud nebyly pro mnoho kliniky používaných spekter dostatečně prozkoumány. Co je k dispozici nyní, je pouze několik empirických vztahů odvozených z několika příkladů, říčemž všechny sestávají z několika kroků a vyžadují použití řady parametrů a aproximací. Například Rogers [147] našel vztah mezi $PDD(10)$ a $PDD(10)_x$, který je založen pouze na dvou souborech dat. Serie publikací Rogerse a spoluautorů na toto téma [164, 170, 172, 173] je založena na takzvaném standardním souboru spekter fotonových svazků, které obsahují pouze pět typicky klinických svazků (vypočtené Mohanem et al., [178]). Žádné další fotonové svazky klinických urychlovačů modelovány dosud nebyly a místo toho, jako vstupy některých nezbytných výpočtů, byla použita jen jednoduchá elektronová spektra [173]. Zatím co z vědeckého hlediska je význam těchto výpočtů nesporný, z hlediska praktického lze položit otázku, zda-li nejistoty vnesené různými kroky a regresemi nepřeváží hypotetickou výhodu používání parametru 'čistého fotonového svazku'.

Základní otázkou, která může být vznesena k tomuto problému je: jestliže elektronová kontaminace může být úplně odstraněna z hloubky z_{max} a hloubková dávka tak, že může být měřena s dostatečnou přesností každým uživatelem, proč pak není hloubka maximální dávky z_{max} doporučena pro kalibraci fotonových svazků místo hloubky 10cm? To by odstranilo nutnost převádět dávku z větší hloubky do z_{max} , kde většina lékařských fyziků provádí referenční klinickou dozimetrii. V takovém případě by stačilo pouze relativní měření filtrovaného a nefiltrovaného svazku, přesně tak, jako v případě měření faktoru velikosti pole. Tato otázka nebyla dosud pojednána ani v řadě publikací, které doporučují $PDD(10)_x$ jako ukazatel kvality [64, 170, 172, 173], ani v Doporučení [51].

Z praktického hlediska lze očekávat řadu problémů při měření $PDD(10)_x$, k nimž se přidává i umístování oloveného filtru, jehož vzdálenost od povrchu fantomu může být kritická [173]. Protože měříme pouze v jedné hloubce (za maximem) je tento ukazatel ovlivněn chybami při umístování komory v této hloubce, i když vliv na stanovení dávky je pravděpodobně velmi malý. Měříme-li $PDD(10)_x$ cylindrickou komorou, musíme počítat s posunutím efektivního bodu měření v hloubce 10 cm, nikoliv však při měření v hloubce maxima. Hloubka maxima se může lišit s filtrací svazku a proto je nutno měřit hloubkové dávky přesně v celém rozsahu až po hloubku 10 cm pro oba svazky, filtrovaný i nefiltrovaný. Je známo, že tvar křivky hloubkové dávky v tomto intervalu může záviset i na typu detektoru a použitém měřicím zařízení. Jakákoliv systematická chyba v podmínkách měření (SSD, hloubka a podobně) ovlivní měřenou hodnotu $PDD(10)_x$.

Tyto praktické problémy a jejich vliv na konečné stanovení dávky nebyly ve většině prací doporučujících použití $PDD(10)_x$ jako ukazatele kvality dostatečně pojednány [164, 170, 172, 173 a 51]. Uživatel může nabýt dojmu, že měření $PDD(10)_x$ za přísně referenčních podmínek není vlastně zapotřebí. Dokonce i vliv elektronové kontaminace byl v uvedených odkazech natolik podceňen, že v závěrečných po-známkách nebyly zřetelně rozlišeny parametry $PDD(10)_x$ a $PDD(10)$, takže čtenář mohl lehce nabýt dojmu, že použití elektronového filtru pro měření není nezbytné a proto jednoduše použije $PDD(10)$ otevřeného svazku (nebo jeho typickou hodnotu podle odkazu [81]). To může být přijatelné pro relativně čisté svazky, kde chyba tohoto zjednodušení asi nepřesáhne 0.5%, avšak ve svazcích s významnou elektronovou kontaminací to může vést k velmi nežádoucím dozimetrickým důsledkům. Neměli bychom nikdy přehlížet snahu uživatelů příliš zjednodušovat dozimetrické postupy, protože jinak možné výhody zavedení nových dozimetrických protokolů mohou být snadno zvráceny.

III. 4. ZÁVĚREČNÉ POZNÁMKY

Závěrem lze konstatovat, že nemáme žádný jedinečný ukazatel kvality fotonových svazků, který uspokojivě vyhovuje všem podmínkám v celém rozsahu energií používaných v radioterapii a je použitelný pro všechny urychlovače v nemocnicích a ve standardizačních laboratořích.

Většina současných dozimetrických protokolů založených na kalibraci ionizačních komor pro veličinu absorbované dávky ve vodě používá pro hodnocení kvality fotonových svazků ukazatel TPR_{20,10} a tento ukazatel byl vybrán i pro toto Mezinárodní Doporučení. Doporučení AAPM TG 51 [51] zavedlo v severní Americe jako ukazatel kvality parametr PDD(10)_x.

Pro běžného klinického uživatele není přísně vzato jasná výhoda na té, či oné straně, protože oba soubory dat, to jest PDD a TPR jsou v rutinní klinické praxi dostupné. S měřením PDD(10)_x je však spojeno více praktických problémů a chyby při stanovení tohoto ukazatele kvality mají obecně více nežádoucí důsledky, než je tomu v případě TPR_{20,10}. Neočekáváme, že konečným důsledkem používání rozdílných ukazatelů kvality fotonových svazků pro výběr oprav na kvalitu kQ na klinickou dozi-metrii fotonových svazků budou významné změny (to jest větší, než 0.5%, ve většině případů je souhlas lepší, než 0.2%, podle [179]) v hodnotě absorbované dávky ve vodě za referenčních podmínek většiny klinických svazků. Tento rozdíl je mnohem menší, než celková nejistota různých faktorů a součinitelů používaných v dozi-metrii fotonových svazků. Použití PDD(10)_x ve standardizačních laboratořích by vyžadovalo jiný soubor podmínek pro měření kvality svazku a jiný soubor podmínek pro kalibraci ionizačních komor, což může vést ke zvýšení nákladů uživatele na kalibraci. Změna, která nezlepší úroveň dozimetrie fotonů v nemocnicích a je spojena pro uživatele s tolika praktickými komplikacemi, nemá dle našeho názoru opodstatnění.

Příloha IV

VYJADŘOVÁNÍ NEJISTOT

Vyhodnocování nejistot v tomto Doporučení sleduje návody ISO uvedené v odkazu 32. ISO dostalo v roce 1986 za úkol vytvořit podrobné návody pro vyhodnocování nejistot založené na novém jednotném přístupu nastíněném BIPM v Doporučení INC-1. CIPM tato doporučení schválilo [180]. Tato snaha vyústila v roce 1993 do vydání dokumentu ISO nazvaném "Rukověť k vyjadřování nejistot při měření", jehož první opravená edice byla publikována v roce 1995 [32]. Čtenář je pro studium podrobností laskavě odkázán na tuto Rukověť. Tato Příloha je praktickým zavedením doporučení ISO založeným na souhrnech podaných v odkazech 17 a 33.

IV.1. VŠEOBECNÉ ÚVAHY O CHYBÁCH A NEJISTOTÁCH

Na rozdíl od starší praxe, která zaměřovala chyby a nejistoty, nový přístup iniciovaný CIPM [180] rozlišuje mezi těmito dvěma koncepty. V tradičním pojetí má chyba dva příspěvky, náhodný příspěvek a systematický příspěvek. V novém pojetí je chyba rozdílem mezi měřenou hodnotou a správnou hodnotou. Kdyby byly chyby přesně známy, bylo by možné správnou hodnotu stanovit. Ve skutečnosti můžeme chyby pouze odhadovat nejlepším možným způsobem a provádět na ně příslušné opravy. Takže po provedení všech známých oprav, neuvažujeme již dále žádné chyby (předpokládáme, že jejich hodnota je nulová) a předmětem zájmu se stávají nejistoty. Chyba má jak velikost, tak polaritu. Naproti tomu nejistota měření je parametr, který charakterizuje rozptyl hodnot, které by rozumně mohly být přiřazeny měřené veličině. Tímto parametrem je obvykle odhad standardní odchylky. Nejistota tedy nemá žádnou polaritu a předpokládá se, že je symetrická. Je to míra naší neznalosti, která zůstává poté, co všechny rozpoznané systematické vlivy byly eliminovány příslušnými opravami.

Nejistoty měření jsou vyjadřovány jako standardní relativní nejistoty a vyhodnocení standardních nejistot spadá do dvou typů A a B. Vyhodnocování nejistot typu A se děje metodou statistické analýzy série pozorování. Vyhodnocení nejistot typu B je založeno na jiných metodách, než na statistické analýze série pozorování.

V tradičním rozdělování nejistot se rozlišovaly náhodné a systematické příspěvky. To je nežádoucí, protože hodnocení příspěvků namísto metody vyhodnocení je náchylné ke dvojznačnostem. Například, náhodný příspěvek nejistoty jednoho měření se může stát systematickým příspěvkem dalšího měření, do kterého výsledek prvního měření vchází jako vstupní hodnota.

IV. 2. STANDARDNÍ NEJISTOTY TYPU A

Nejlepším odhadem veličiny x je obvykle aritmetická střední hodnota ze série n měření, ze kterých byla získána pozorování o hodnotách x_i

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (76)$$

Rozptyl n naměřených hodnot x_i , kolem jejich střední hodnoty \bar{x} může být popsán standardní odchylkou

$$s(x_i) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (77)$$

a hodnota je nazývána variancí vzorku.

Často nás zajímá standardní odchylka střední hodnoty $s(\bar{x})$, pro kterou platí

$$s(\bar{x}) = \frac{1}{\sqrt{n}} s(x_i) \quad (78)$$

Druhý způsob, jak odhadnout $s(\bar{x})$ je vyhodnotit několik skupin měření. Pokud jsou skupiny stejné velikosti, můžeme použít výše uvedené vztahy, přičemž x_i je nyní střední hodnotou i -té skupiny a \bar{x} je celková střední

hodnota (střední hodnota středních hodnot) n skupin. Jsou-li skupiny rozdílných velikostí, musí být střední hodnoty skupin statisticky vážené. Tento druhý způsob je možná často lepším způsobem, vyžaduje však většího počtu měření. Diskuse jak mnoho se mohou dva výsledky $s(\bar{x})$ od sebe vzájemně lišit je mimo rámec této elementární kapitoly.

Standardní nejistota typu A, zde označená jako u_A , je rovna standardní odchylce střední hodnoty, to jest

$$u_A = s(\bar{x}) \quad (79)$$

Samozřejmě nelze očekávat, že by empirické stanovení nejistoty bylo její skutečnou hodnotou. Je to, podle definice, pouhý odhad.

Tak je tomu pro nejistoty obou skupin, A i B. Jak plyne z rovnice 78, může být nejistota typu A vždy snížena zvýšením počtem měření n . Pokud je k dispozici několik měřících technik, dáváme přednost té, která má nejmenší rozptyl výsledků, to jest nejmenší standardní odchylku $s(xi)$, v praxi však jsou možnosti snížení rozptylu často omezené.

V minulosti byly nejistoty náhodných jevů často vyhodnocovány formou hladin spolehlivosti, většinou na hladině spolehlivosti 95 %. Tento způsob není v současné době používán, protože nemáme žádnou statistickou teorii pro kombinaci hladin spolehlivosti.

Teorie šíření nejistot vyžaduje kombinace variancí.

IV.3. STANDARDNÍ NEJISTOTY TYPU B

Existuje mnoho zdrojů nejistot měření, které nemohou být odhadnuty opakováním měření. Nazýváme je nejistotami typu B. Zahrnují nejen neznámé, leč podezřelé vlivy na měřící proces, ale též málo známé efekty ovlivňujících veličin (tlaku, teploty a podobně), aplikace korekčních faktorů a fyzikálních dat převzatých z literatury a podobně.

Nejistoty typu B musí být odhadnuty tak, aby odpovídaly standardním odchylkám, nazýváme je standardními nejistotami typu B. Někteří experimentátoři tvrdí, že jsou schopni odhadnout tento typ nejistoty přímo, jiní dávají přednost některému typu hranic jako mezikroku. Většinou pomáhá předpoklad, že tyto nejistoty mají rozdělení pravděpodobnosti, které odpovídá některým snadno rozpoznatelným tvarům.

Někdy předpokládáme, hlavně z důvodů zjednodušení, že nejistoty typu B mají obdelníkové rozdělení pravděpodobnosti, to jest mají stejnou pravděpodobnost výskytu v intervalu mezi hranicemi $-M$ a $+M$. Lze dokázat, že za tohoto předpokladu je u_B standardní nejistota typu B dána vztahem

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{3}} \quad (80)$$

Podobně předpoklad, že nejistota typu B má rozdělení pravděpodobnosti ve tvaru trojúhelníka vede k rovnici

$$u_B = \frac{M}{\sqrt{6}} \quad (81)$$

Dalším možným předpokladem je, že nejistoty typu B mají přibližně Gaussovo normální rozdělení. Za tohoto předpokladu může být standardní nejistota typu B odvozena nejprve odhadem nějakých hranic $\pm L$ a pak dělením této hranice nějakým číslem. Například, pokud si je experimentátor skoro jist hranicí L , může tato hranice být považována za hranici 95%-tní spolehlivosti, pokud si je experimentátor skoro úplně jist touto hranicí, může ji považovat za mez 99%-tní spolehlivosti. Standardní nejistota u_B typu B může být tedy vypočtena ze vztahu

$$u_B = \frac{L}{k} \quad (82)$$

kde $k = 2$, pokud má experimentátor skoro jistotu a $k = 3$, pokud si je experimentátor skoro úplně jist se svým odhadem hranice $\pm L$. Tyto vztahy odpovídají vlastnostem Gaussova rozdělení a obvykle nemá význam používat vyšších dělitelů, než 2, nebo 3, protože odhady mezi jsou v podstatě pouze přibližné.

Nemáme tedy žádná pevná pravidla na odhadování standardních nejistot typu B. Experimentátor by měl vždy podle svých nejlepších znalostí a zkušeností provést takový odhad, který, ať už získaný jakoukoliv metodou, může být používán tak, jako by byl standardní odchylkou.

Jen ztěží můžeme stanovit nejistotu typu B na více, než jedno číselné místo, a zcela určitě ji nelze nikdy stanovit na více, než dvě místa.

IV.4. SLOUČENÉ A ROZŠÍŘENÉ NEJISTOTY

Protože obojí nejistoty typu A a B jsou odhady standardních odchylek, mohou se slučovat podle statistických pravidel o slučování (kombinaci) variancí (to jest kvadrátů standardních odchylek). Jsou-li standardní nejistoty typu A a B dané veličiny, pak celková (kombinovaná) nejistota u_c této veličiny je

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (83)$$

Celková (kombinovaná) nejistota má stále povahu standardní odchylky. Pokud je možno předpokládat, že tato nejistota má Gaussovo rozložení pravděpodobnosti, pak uvedená standardní odchylka odpovídá hranici spolehlivosti 68%.

Často se považuje za potřebné násobit celkovou standardní nejistotu vhodným faktorem, nazývaným faktorem pokrytí k , abychom dostali rozšířenou nejistotu. Hodnota $k = 2$ odpovídá hranici spolehlivosti 95%, $k = 3$ odpovídá hranici spolehlivosti 99%. Přibližná povaha odhadů nejistot, zvláště nejistot typu B, činí výběr faktoru k na více než jedno místo značně pochybným. V každém případě musí být vybraná číselná hodnota faktoru k jasně uvedena.

OBSAH

I.	VZTAH MEZI PROTOKOLY ZALOŽENÝMI NA NK A ND,w	1
I.1.	Záření gama ^{60}Co , svazky fotonů a elektronů vysokých energií	1
I.1.1.	Kalibrační faktory, souhrn používaných označení	3
I.1.2.	Srovnání různých postupů stanovení Dw	4
I.2.	Svazky rtg záření	5
II.	VÝPOČET OPRAV NA KVALITU kQ,Qo A JEJICH NEJISTOTA	7
II.1.	Všeobecně	7
II.2.	Záření gama ^{60}Co	7
II.2.1.	Hodnota $s_{w,\text{air}}$ pro gama ^{60}Co	7
II.2.2.	Hodnota W_{air} pro záření gama ^{60}Co	7
II.2.3.	Hodnoty oprav pQ pro záření gama ^{60}Co	8
II.2.3.1.	Hodnoty parciální opravy p_{cav} pro záření gama ^{60}Co	8
II.2.3.2.	Hodnoty parciální opravy p_{dis} pro záření gama ^{60}Co	8
II.2.3.3.	Hodnoty parciální opravy p_{wall} pro záření gama ^{60}Co	8
II.2.3.4.	Hodnoty parciální opravy p_{cel} pro záření gama ^{60}Co	9
II.2.4.	Souhrn hodnot a jejich nejistot pro záření gama ^{60}Co	9
II.3.	Svazky fotonů vysokých energií	10
II.3.1.	Hodnoty $s_{w,\text{air}}$ ve svazcích fotonů vysokých energií	10
II.3.2.	Hodnota W_{air} pro fotony vysokých energií	10
II.3.3.	Hodnoty oprav p_Q ve svazcích fotonů vysokých energií	10
II.3.3.1.	Hodnoty p_{cav} ve svazcích fotonů vysokých energií	10
II.3.3.2.	Hodnoty p_{dis} ve svazcích fotonů vysokých energií	10
II.3.3.3.	Hodnoty p_{wall} ve svazcích fotonů vysokých energií	13
II.3.3.4.	Hodnoty p_{cel} ve svazcích fotonů vysokých energií	13
II.3.4.	Nejistoty ve svazcích fotonů vysokých energií – souhrn	13
II.4.	Svazky elektronů	16
II.4.1.	Hodnoty $s_{w,\text{air}}$ ve svazcích elektronů	16
II.4.2.	Hodnoty W_{air} ve svazcích elektronů	16
II.4.3.	Hodnoty oprav p_Q ve svazcích elektronů	16
II.4.3.1.	Hodnoty opravy p_{cav} v elektronových svazcích	17
II.4.3.2.	Hodnoty faktoru p_{dis} v elektronových svazcích	17
II.4.3.3.	Hodnoty faktoru p_{wall} v elektronových svazcích	17
II.4.3.4.	Hodnoty faktoru p_{cel} v elektronových svazcích	18
II.4.3.5.	Měřené hodnoty opravy na kvalitu p_Q pro některé typy komor v elektronových svazcích	18
II.4.4.	Nejistoty v elektronových svazcích – souhrn	18
III.	UKAZATEL KVALITY FOTONOVÝCH SVAZKŮ	20
III.1.	Souhrn běžných ukazatelů kvality fotonových svazků	20
III.2.	Výhody a nevýhody $\text{TPR}_{20,10}$	21
III.3.	Výhody a nevýhody ukazatele $\text{PDD}(10)\text{x}$	23
III.4.	Závěrečné poznámky	27
IV.	VYJADŘOVÁNÍ NEJISTOT	28
IV.1.	Všeobecné úvahy o chybách a nejistotách	28
IV.2.	Standardní nejistoty typu A	28
IV.3.	Standardní nejistoty typu B	29
IV.4.	Sloučené a rozšířené nejistoty	30