Radiační ochrana říjen 2004

ZAVEDENÍ SYSTÉMU JAKOSTI PŘI VYUŽÍVÁNÍ VÝZNAMNÝCH ZDROJŮ IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ V RADIOTERAPII

STANOVENÍ ABSORBOVANÉ DÁVKY V LÉČBĚ VNĚJŠÍMI SVAZKY ZÁŘENÍ

SÚJB

Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy – TRS 398

Předmluva k anglickému vydání

V roce 1987 vydala Mezinárodní agentura pro atomovou energii dokument TRS-277 s titulem "Stanovení absorbované dávky ve fotonových a elektronových svazcích", ve kterém doporučuje postupy pro stanovení absorbované dávky ve vodě ve svazcích používaných pro léčbu zářením z měření ionizační komorou. Ve svém druhém vydání v roce 1997 byl tento dokument upraven v části zabývající se dozimetrií fotonových svazků, zejména rentgenového záření v oblasti středních a nízkých energií. Další doporučení pro dozimetrii v léčbě zářením bylo vydáno v roce 1997 pod názvem "Použití planparalelních ionizačních komor ve svazcích fotonů a elektronů vysokých energií" (TRS-381), aby dále inovovalo a doplnilo původní dokument TRS-277 o postupy používající planparalelní ionizační komory. Obě doporučení TRS-277 a TRS-381 byla velmi cenná pro všechny uživatele zabývající se dozimetrií svazků záření v radioterapii. Jak v dokumentu TRS-277, tak v jeho pozdějším doplňku TRS-381 byla kalibrace ionizačních komor odvozena od primárního standardu kermy ve vzduchu. Mezitím však byla zavedena nová metoda kalibrace ionizačních komor ve vodním fantomu přímo v jednotkách absorbované dávky ve vodě.

Zavedení primárního standardu absorbované dávky ve vodě pro fotonové a elektronové svazky vysokých energií a zlepšení konceptu dozimetrie záření nabízí možnost snížení nejistot v dozimetrii radioterapeutických svazků. Dozimetrie rentgenového záření a dozimetrie protonů a dalších těžkých nabitých částic, o které výrazně stoupá zájem v posledních letech, mohou vycházet ze stejných standardů. Tak se ukázalo, že prakticky dozimetrie všech radioterapeutických svazků záření může vycházet koherentně ze standardu absorbované dávky ve vodě. Řada Primárních standardizačních laboratoří již provádí kalibraci v jednotkách absorbované dávky ve vodě pro záření gama kobaltu šedesát. Některé laboratoře zavedly kalibrace i pro vyšší energie fotonových a elektro-nových svazků, nebo jsou ve stadiu vývoje těchto nových postupů.

Podle doporučení Poradního výboru pro síť Sekundárních standardizačních laboratoří Atomové agentury a Světové zdravotnické organizace z roku 1996 byl podniknut koordinovaný výzkumný projekt v letech 1997 až 1999, jehož úkolem bylo vypracovat nové mezinárodní doporučení založené na standardizaci absorbované dávky ve vodě. Toto doporučení je podporováno Světovou zdravotnickou organizací (WHO) a Evropskou společností terapeutické radiologie a onkologie (ESTRO). Konečné znění tohoto dokumentu bylo revidováno zástupci organizací, které doporučení podporují a mnoha vědeckými pracovníky.

Toto doporučení naplňuje potřebu systematického a mezinárodně jednotného přístupu ke kalibraci ionizačních komor v jednotkách absorbované dávky ve vodě a k použití těchto detektorů pro stanovení absorbované dávky ve vodě pro svazky záření používaných v léčbě. Poskytuje postup pro stanovení absorbované dávky ve vodě pro fotonové svazky nízké, střední a vysoké energie a pro elektronové svazky používané pro zevní léčebné ozařování. Postup pro svazky protonů a těžkých nabitých částic zde není uveden.

V roce 2001 požádal Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB) IAEA o povolení k překladu TRS 398, které také následně obdržel. V roce 2003 SÚJB v rámci svých zakázek na studie a expertízy překlad zadal a tento překlad po úpravách a korekcích vydal jako své Doporučení v řadě dalších doporučení v oblasti radiační ochrany.

Komentář k českému vydání TRS 398

České odborné veřejnosti se překladem anglického vydání TRS 398 dostává k dispozici významná publikace, která je předpokladem sjednocení postupů při stanovení dávky ve svazcích terapeutických ozařovačů. V souvislosti s tím je však třeba uživatele upozornit na skutečnost, že se jedná o překlad dokumentu, který byl IAEA vydán v roce 2000. Protože je ze strany IAEA této problematice věnována velká a soustavná pozornost, dochází v některých částech (jako jsou např. tabulky, grafy atd.) ke změnám a úpravám, které reflektují vývoj resp. „stupeň poznání" v této oblasti. Dané změny, které jsou postupně zveřejňovány na webových stránkách IAEA, nebylo technicky možné v tomto překladu všechny zapracovat. Z tohoto důvodu doporučujeme uživateli, aby při užívání dokumentu (českého překladu TRS 398) předkládaného jako Doporučení SÚJB, současně použil změny prezentované IAEA na webové adrese:
http://www-naweb.iaea.org/nahu/dmrp/pdf_files/Corrections_since_CoP_publ_030303.pdf

Po vydání nové anglické verze bude novelizován i český překlad a bude vydán i v tištěné podobě. V něm bude možné již také reflektovat všechny vaše připomínky, které vyplynou z dosavadního používání doporučení. S ohledem na skutečnost, že uvedené nedostatky současného překladu nejsou zásadního významu a nesnižují význam publikace, doufáme že jeho aplikace v praxi přispěje ke zvýšení úrovně klinické dozimetrie na radioterapeutických pracovištích v ČR.

Z překladu byly oproti originálu vypuštěny kapitoly 10. a 11. pro protony a těžké částice (včetně adekvátních částí v přílohách) a stránky uvádějící příklady protokolů. Překlad doporučení je rozdělen na 3 části: Kapitoly 1-9, Přílohy, Protokoly. Protokoly jsou nyní k dispozici v elektronické verzi přímo použitelné pro výpočet dávek. Na www stránkách SÚJB budou následně k dispozici aktualizace protokolů.

Připomínky k obsahu doporučení a protokolů lze posílat na adresu:

dosimetry@iaea.org, fax: +43 1 26007 21662.

Připomínky k překladu lze posílat na adresu: ivana.horakova@suro.cz.

OBSAH

1. ÚVOD ……. 6

1.1. Důvod vzniku TRS 398 …… 6
1.2. Výhody Doporučení založeného na standardu absorbované dávky ve vodě …… 8
1.2.1. Snížení nejistot …….. 8
1.2.2. Spolehlivější primární standard ……. 9
1.2.3. Jednoduchý formalismus …….. 9
1.3. Typy a rozsah kvality záření…… 10
1.4. Praktické použití Doporučeni…….. 10
1.5. Vyjádření nejistot……. 10
1.6. Veličiny a symboly…….. 11
1.7. Zkratky organizací…….. 14

2. ZAČLENĚNÍ…… 15

2.1. Mezinárodní systém měření……. 15
2.1.1. IAEA/WHO síť SSDL…….. 16
2.2. Standardy absorbované dávky ve vodě ……... 16

3. FORMALISMUS KALIBRACÍ $N_{D,w}$…… 19

3.1. Formalismus …… 19
3.1.1. Referenční podmínky…… 19
3.1.2. Ovlivňující veličiny…….. 19
3.2. Oprava na kvalitu svazku záření k_{Q,Q_o}…….. 20
3.2.1. Úprava k_{QQ_o} pro křížové kalibrace elektronovém svazku..... 21
3.3. Vztah k protokolům založeným na kermě 22

4. UVEDENÍ DO PRAXE …….. 23

4.1. Všeobecně…… 23
4.2. Přístrojové vybavení ……24
4.2.1. Ionizační komory…….. 24
4.2.2. Měřící sestava ……... 32
4.2.3. Fantomy …… 32
4.2.4. Vodotěsný návlek na komoru ……33
4.2.5. Umístění ionizační komory do referenční hloubky …….. 34
4.3. Kalibrace ionizačních komor …….. 35
4.3.1. Kalibrace ve svazku gama 60Co …….. 35
4.3.2. Kalibrace v kilovoltážních svazcích ……. 37
4.3.3. Kalibrace pro jiné kvality svazků ……. 37
4.4. Referenční dozimetrie v uživatelském svazku 39
4.4.1. Stanovení absorbované dávky ve vodě 39
4.4.2. Praktické pokyny pro měření v uživatelském svazku 39
4.4.3. Opravy na ovlivňující veličiny.....39

5. DOPORUČENÍ PRO KOBALTOVÉ SVAZKY..... 44

5.1. Úvod 44
5.2. Přístrojové vybavení 44
5.2.1. Ionizační komory …….. 44
5.2.2. Fantomy a ochranné návleky …… 44
5.3. Stanovení kvality svazku …… 44
5.4. Stanovení absorbované dávky ve vodě…… 45
5.4.1. Referenční podmínky ……45
5.4.2. Stanovení dávky v referenčních podmínkách……45
5.4.3. Absorbovaná dávka a hloubce maxima *z*max……45
5.5. Porovnávání provozních ionizačních komor - křížová kalibrace ……45
5.6. . Měření za jiných podmínek než referenčních……. 46

5.6.1. Relativní hloubková dávka na ose svazku . . . 46
5.6.2. Relativní dávkové příkony . . . 46
5.7. Odhad nejistoty stanovení absorbované dávky ve vodě za referenčních podmínek . . . 46

6. DOPORUČENÍ PRO FOTONOVÉ SVAZKY VYSOKÝCH ENERGIÍ . . . 48

6.1. Všeobecně . . . 48
6.2. Přístrojové vybavení . . . 48
6.2.1. Ionizační komory . . . 48
6.2.2. Fantomy a ochranné návleky . . . 48
6.3. Stanovení kvality svazku . . . 49
6.3.1. Výběr ukazatele kvality . . . 49
6.3.2. Měření kvality svazku . . . 49
6.4. Stanovení absorbované dávky ve vodě . . . 50
6.4.1. Referenční podmínky . . . 50
6.4.2. Stanovení absorbované dávky za referenčních podmínek . . . 51
6.4.3. Absorbovaná dávka v hloubce maxima z_{max} . . . 51
6.5. Opravy na kvalitu záření k_{Q,Q_o} . . . 51
6.5.1. Komory kalibrované ve svazku gama ^{60}Co . . . 51
6.5.2. Komory kalibrované ve fotonových svazcích různých kvalit . . . 55
6.5.3. Komory kalibrované ve svazku kvality Q_o s typovými experimentálně stanovenými hodnotami $k_{Q,,Q_o}$ . . . 56
6.6. Křížová kalibrace provozních ionizačních komor . . . 56
6.7. Měření za podmínek jiných než referenčních . . . 56
6.7.1. Relativní hloubková dávka na ose svazku . . . 56
6.7.2. Relativní dávkové příkony . . . 57
6.8. Odhad nejistot při stanovení absorbované dávky ve vodě za referenčních podmínek . . . 57

7. DOPORUČENÍ PRO SVAZKY ELEKTRONŮ VYSOKÝCH ENERGIÍ . . . 59

7.1. Všeobecně . . . 59
7.2. Přístrojové vybavení . . . 59
7.2.1. Ionizační komory . . . 59
7.2.2. Fantomy a ochranné návleky . . . 59
7.3. Stanovení kvality svazku . . . 60
7.3.1. Výběr ukazatele kvality . . . 60
7.3.2. Měření kvality svazku . . . 60
7.4. Stanovení absorbované dávky ve vodě . . . 61
7.4.1. Referenční podmínky . . . 61
7.4.2. Stanovení absorbované dávky za referenčních podmínek . . . 62
7.4.3. Absorbovaná dávka v z_{max} . . . 62
7.5. Opravy na kvalitu svazku $k_{Q,,Q_o}$ . . . 62
7.5.1. Komory kalibrované ve svazku gama ^{60}Co . . . 62
7.5.2. Komory kalibrované pro řadu kvalit elektronových svazků . . . 63
7.6. Křížové kalibrace ionizačních komor . . . 67
7.6.1. Postup při křížové kalibraci . . . 67
7.6.2. Měření s křížově kalibrovanou komorou . . . 67
7.7. Měření za podmínek jiných než referenčních . . . 72
7.7.1. Hloubková dávka na ose svazku . . . 72
7.7.2. Relativní dávkové příkony . . . 72
7.8. Pevné plastické fantomy . . . 72
7.8.1. Převádění hloubek . . . 72
7.8.2. Měření kvality svazku v pevném fantomu . . . 74
7.8.3. Pevné fantomy pro stanovení dávky v referenční hloubce z_{ref} . . . 74
7.8.4. Pevné fantomy a měření rozložení dávky . . . 74
7.9. Odhad nejistoty při stanovení absorbované dávky ve vodě za referenčních podmínek . . . 76

8. DOPORUČENÍ PRO SVAZKY ROENTGENOVA ZÁŘENÍ NÍZKÝCH ENERGIÍ 78

8.1. Všeobecně 78
8.2. Přístrojové vybavení 79
8.2.1. Ionizační komory 79
8.2.2. Fantomy 79
8.3. Stanovení kvality svazku 79
8.3.1. Výběr ukazatele kvality 79
8.3.2. Měření kvality svazku 80
8.4. Stanovení absorbované dávky ve vodě 81
8.4.1. Referenční podmínky 81
8.4.2. Stanovení absorbované dávky za referenčních podmínek 81
8.5. Opravy na kvalitu svazku k_{Q,Q_o} 82
8.6. Měření za podmínek jiných, než referenčních 82
8.6.1. Hloubková dávka na ose svazku 82
8.6.2. Relativní dávkové příkony 82
8.7. Odhad nejistot při stanovení absorbované dávky ve vodě za referenčních podmínek 83

9. DOPORUČENÍ PRO SVAZKY ROENTGENOVA ZÁŘENÍ STŘEDNÍCH ENERGIÍ 84

9.1. Všeobecně 84
9.2. Přístrojové vybavení 85
9.2.1. Ionizační komory 85
9.2.2. Fantomy a ochranné návleky 85
9.3. Stanovení kvality svazku 86
9.3.1. Výběr ukazatele kvality 86
9.3.2. Měření kvality svazku 86
9.4. Stanovení absorbované dávky ve vodě 88
9.4.1. Referenční podmínky 88
9.4.2. Stanovení absorbované dávky ve vodě za referenčních podmínek 88
9.5. Opravy na kvalitu $k_{Q,,Q_o}$ 88
9.6. Měření za podmínek jiných, než referenčních 89
9.6.1. Měření hloubkové dávky na ose svazku 89
9.6.2. Relativní dávkové příkony 90
9.7. Odhad nejistot při stanovení absorbované dávky ve vodě za referenčních podmínek 90

LITERATURA. 92

ÚVOD

1.1. Důvod vzniku TRS 398

Mezinárodní komise pro radiační jednotky a měření (ICRU) došla ve své Zprávě 24 ¨Stanoveni absorbované dávky v pacientech ozařovaných svazky brzdného a gama záření v radioterapii¨ [1] k závěru, že, ačkoliv ještě nemůžeme zobecňovat, existují důkazy, které naznačují, že pro určité druhy nádorů je potřeba, aby absorbovaná dávka byla do cílového objemu dodána s přesností ±5%, má-li se dosáhnout zničení nádoru. ICRU pokračuje, "Někteří lékaři požadují ještě přísnější vymezení až ±2%, ale v současné době (rok 1976) se zdá nemožné takové úrovně dosáhnout." Tato prohlášení byla učiněna v době, kdy nejistoty byly odhadovány na hladině spolehlivosti 95% a byly interpretovány tak, jako by odpovídaly přibližně dvojnásobku směrodatné odchylky. To znamená, že 5%-ní přesnost v dodání absorbované dávky by odpovídala kombinované nejistotě 2,5% na hladině jedné směrodatné odchylky. Dnes je považován tento požadavek na přesnost dodání dávky pacientovi za příliš přísný a jeho hodnota by se měla proto zvýšit asi na jednu směrodatnou odchylku 5%; konečné doporučení však v tomto ohledu chybí [1]. Na druhé straně požadavek přesnosti ±5% by mohl být chápán jako tolerance odchylky v dávce dodané do cílového objemu od předepsané dávky. V každém případě moderní radioterapie potvrzuje potřebu vysoké přesnosti v dodání dávky, zejména mají-li být použity nové techniky trojrozměrné konformní radioterapie a její zvýšené dávky. Nové technologie v radioterapii, například moderní diagnostické nástroje pro určení cílového objemu, komerční systémy pro trojrozměrné plány ozařování a urychlovače pro radioterapii, to vše může být plně využito jedině za předpokladu, že bude dosaženo vysoké přesnosti ve stanovení dávky a jejího dodání.

Řada kroků vedoucích od kalibrace ionizačních komor v jednotkách kermy ve vzduchu, K_{air}, jak je prováděna ve standardizačních dozimetrických laboratořích, až po stanovení absorbované dávky ve vodě, D_w, jak se provádí v nemocnicích podle dozimetrických doporučení založených na faktorech [2] $N_{D,air}$ (nebo N_{gas}), zavádí nežádoucí nejistotu do realizace dávky ve vodě D_w. Dozimetrický řetězec obsahuje příliš mnoho faktorů, počínaje kalibračním faktorem pro kermu ve vzduchu N_K, měřenou ve vzduchu a ve svazku gama Co 60, a konče absorbovanou dávkou ve vodě, D_w, měřenou ve vodě a v klinickém svazku záření. Nejistoty v tomto řetězci vznikají hlavně při převodech prováděných uživatelem v nemocnici, například při použití známých faktorů k_m a k_{att} používaných ve většině dozimetrických doporučení [8-19]. Nejistoty spojené s převodem N_K na $N_{D,air}$ (nebo N_{gas}) způsobují, že prakticky již první krok kalibrace klinických svazků je zatížen povážlivou nejistotou [20]. Odhad nejistot uvedených v předchozích doporučeních Atomové agentury [17, 21] říká, že největší příspěvek k nejistotě pochází z různých fyzikálních veličin obsažených ve velkém počtu prováděných kroků, které zvýší standardní nejistotu na 3 až 4%. I když poslední odhady nejistot [22,23] jsou o něco menší, příspěvek prvních kroků v řetězci klinické dozimetrie stále převyšuje požadavek nízké nejistoty dozimetrických měření tak, aby konečná nejistota v dávce dodané pacientovi byla minimální.

Reich [24] navrhl kalibraci dozimetrů pro radioterapii v jednotkách absorbované dávky ve vodě, přičemž zdůraznil výhodu stejné veličiny a stejných experimentálních podmínek, jako má uživatel. Snížení nejistoty při kalibraci svazků záření je nyní umožněno vývojem primárních standardů absorbované dávky ve vodě pro fotony a elektrony vysokých energií a taktéž zlepšením konceptů dozimetrie záření a dostupných dat. Vývoj standardů absorbované dávky na úrovni Primárních standardizačních laboratoří (PSDLs) byl hlavním cílem sledovaným Poradním sborem pro standardy ionizačního záření (Sekce 1) [25]. Nejprve byla vyvinuta měření dávky absorbované do grafitu s použitím grafitových kalorimetrů a dosud se používá v mnoha laboratořích. Tuto metodu lze považovat za mezikrok přechodu od kermy ve vzduchu k přímému určení absorbované dávky ve vodě, protože absolutní kalorimetrická měření ve vodě jsou mnohem obtížnější. Srovnávání dávek absor-bovaných do grafitu byla uspokojivá a proto se v některých laboratořích začaly vyvíjet standardy absorbované dávky ve vodě. Za posledních deset let došlo k pozoruhodnému zlepšení postupů, kterými primární standardizační laboratoře (PSDL) stanovují absorbovanou dávku ve vodě, a to měřením příslušných základních, nebo odvozených veličin. Takovými dobře zavedenými postupy jsou ionizační metoda, chemická dozimetrie, vodní a grafitová

---

[1] Několik studií došlo k závěru, že pro určité druhy nádorů by měla být kombinovaná standardní nejistota v dodání dávky menší než 3,3% nebo 3,5% [2-4], i „když v mnoha případech jsou přípustné větší hodnoty a naopak v některých speciálních případech by mělo být cílem dosáhnout hodnoty menší" [3]. Také bylo řečeno, že vezmeme-li v úvahu nejistoty algoritmů používaných pro výpočet dávky v plánování, pak vhodnější limitou pro kombinovanou standardní nejistotu dávky dodané do cílového objemu bude hodnota kolem 5% (4, 5).

[2] Norma ISO 31-0 (6), ¨Veličiny a Jednotky¨ říká, že termín koeficient by se měl vztahovat k součinitelům majícím rozměr, zatímco termín faktor by měl být rezervován pro bezrozměrné součinitele. Poslední norma IEC-60731 (7) není bohužel v souladu se slovníkem Mezinárodní Standardizační Organizace ISO a nadále používá definice termínu ¨kalibrační faktor¨. Ačkoliv toto Doporučení pokračuje v používání termínu kalibrační faktor, uživatelé by měli být připraveni na možnost změny terminologie standardizačních laboratoří ve prospěch kalibračního koeficientu.

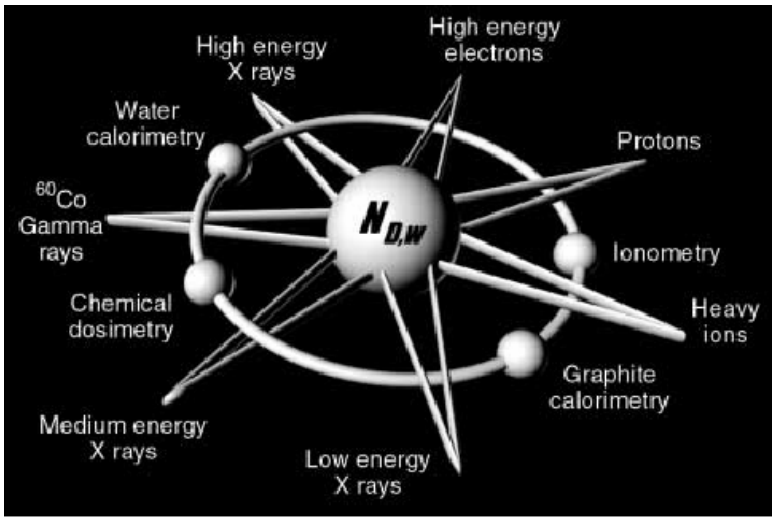
kalorimetrie. Ačkoliv pouze vodní kalorimetr dovoluje přímé stanovení dávky absorbované ve vodě vodního fantomu, jsou potřebné konverzní a poruchové faktory ostatních metod dnes již dobře známé v mnoha laboratořích. Tyto pokroky podpořily změnu veličiny používané v současnosti při kalibraci ionizačních komor a přinesly kalibrační faktory pro dávku absorbovanou ve vodě, $N_{D,w}$, od léčebných svazků záření. Řada PSDL již poskytuje $N_{D,w}$, kalibrace ve svazcích gama záření Co 60 a některé laboratoře dělají již kalibraci i pro vysokoenergetické svazky fotonů a elektronů, zatímco ostatní dosud vyvíjejí k tomu potřebné techniky.

Sekundární standardizační laboratoře (SSDL) převádějí kalibrační faktory z PSDL nebo z BIMP (Mezinárodní úřad pro míry a váhy) k uživatelům v nemocnicích. Většina SSDL může poskytovat uživatelům kalibrační faktory pro absorbovanou dávku ve vodě od gama záření kobaltu 60 bez větších problémů, protože všechny SSDL mají tyto svazky k dispozici. Pro vysokoenergetické fotonové a elektronové svazky ovšem takovéto experimentálně stanovené kalibrační faktory obvykle dodat nemohou. Číselné výpočty korekčních faktorů na kvalitu záření odlišnou od gama Co 60 by měly být ekvivalentní experimentálně stanoveným faktorům, jsou však zatíženy větší nejistotou.

Významným pokrokem radioterapie posledních let je zvýšené využívání protonových ozařovačů a zařízení produkujících svazky těžkých nabitých částic pro léčbu. Praktická dozimetrie těchto svazků je postavena na měření ionizačními komorami, které mohou být kalibrovány buď pro kermu ve vzduchu, nebo pro dávku ve vodě. Postupy stanovení dávek ve fotonových a elektronových svazcích mohou být tedy použity i pro svazky protonů a těžkých iontů. Na opačném konci energetického spektra léčebných svazků leží rentgenovo záření, pro které zavedlo standard absorbované dávky ve vodě doporučení IAEA TRS 277. Přesto v současnosti velmi málo laboratoří poskytuje kalibraci $N_{D,w}$ pro kilovoltové rentgenovo záření, protože většina PSDL dosud nezavedla primární standardy absorbované dávky ve vodě pro tyto kvality záření. Přesto mohou Primární a Sekundární standardizační laboratoře poskytovat kalibrační faktor $N_{D,w}$ v oblasti rentgenového záření na základě svých dosavadních standardů kermy ve vzduchu a některého současného doporučení pro dozimetrii rentgenových svazků. Tak prakticky může být dozimetrie všech radioterapeutických svazků koherentně odvozena od standardu absorbované dávky ve vodě. Viz Obr. 1. [3] [26].

Toto nové mezinárodní Doporučení pro stanovení absorbované dávky ve vodě v radioterapii vnějšími svazky záření za použití ionizačních komor, nebo dozimetrů, které mají svůj kalibrační faktor $N_{D,w}$, bude možno použít ve všech nemocnicích a zařízeních poskytujících léčbu zářením pro onkologické pacienty. Jakkoliv různý může být charakter těchto institucí, toto Doporučení bude sloužit jako užitečný dokument pro odborníky lékařské fyziky a radioterapie a s jeho pomocí lze dosáhnout přesného a jednotného postupu při dodání dávky záření kdekoliv ve světě. Toto Doporučení by též mělo mít význam v síti Sekundárních standardizačních laboratoří IAEA/WHO pro zvyšování přesnosti a jednotnosti jejich stanovování dávky a tudíž i pro standardizaci dozimetrie záření v zemích, kde svou službu provádějí.

[3] Referenční látkou pro absorbovanou dávku v léčbě neutronovými svazky je měkká tkáň podle definice IRCU [26]. Toto Doporučení je založeno na veličině absorbované dávky ve vodě. Kvůli silné závislosti neutronových interakcí na energii neutronů a na složení absorbující látky neexistuje přímá metoda odvození absorbované dávky v měkké tkáni od dávky ve vodě. Navíc, neutronová dozimetrie je tradičně založena na měření tkáně ekvivalentními ionizačními komorami plněnými tkáně ekvivalentním plynem tak, aby bylo možno stanovit absorbovanou dávku v homogenním prostředí. Ačkoliv je možné vyjádřit výsledný formalismus [26] pomocí k_{Q,Q_o}, pro většinu typů ionizačních komor chybí data o těch jejích parametrech, které jsou pro měření dávky ve vodě od neutronových svazků důležité. Proto se toto Doporučení dozimetrii léčebných neutronových svazků nezabývá.



Obr. 1. Koherentní dozimetrický systém založený na standardech absorbované dávky ve vodě. Primární standardy založené na vodním kalorimetru, grafitovém kalorimetru, chemické dozimetrii a ionizačních měřeních umožňují kalibraci ionizačních komor pro veličinu absorbované dávky ve vodě, ND,w. Jednotné Doporučení poskytuje metodu stanovení absorbované dávky ve vodě od všech fotonových, elektronových a iontových svazků používaných v léčbě zářením.

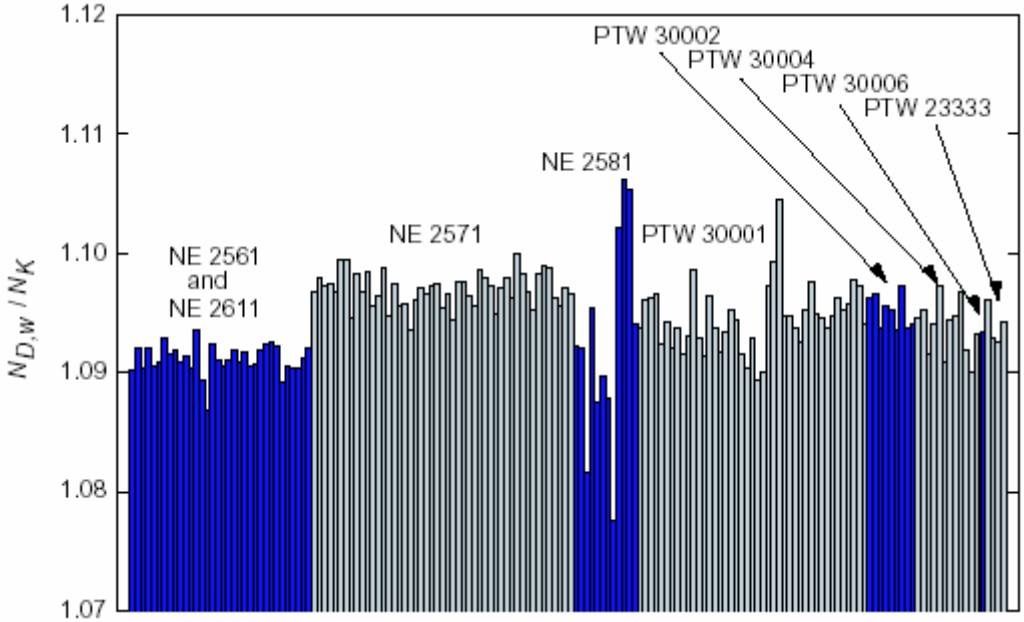
1.2. VÝHODY DOPORUČENÍ ZALOŽENÉHO NA STANDARDU ABSORBOVANÉ DÁVKY VE VODĚ

V léčbě zářením je nejdůležitější veličinou absorbovaná dávka ve vodě, protože právě tato veličina má jasnou souvislost s biologickými účinky záření. Řada autorů ukázala na výhody kalibrace v jednotkách absorbované dávky ve vodě [26, 27, 28] jakož i na výhody dozimetrických metod, které tuto kalibraci využívají. ICRU je popisuje podrobně ve Zprávě o dozimetrii fotonových svazků [29]. Zde bude podán pouze souhrn nejdůležitějších aspektů.

1.2.1. Snížení nejistot

Primární standardizační laboratoře věnovaly v posledních dvaceti letech mnoho úsilí vývoji primárních standardů absorbované dávky ve vodě s cílem zlepšit základnu pro dozimetrii léčebných svazků. Důvodem pro změnu veličiny v kalibraci ionizačních komor z kermy ve vzduchu na dávku ve vodě bylo očekávání, že kalibrace v jednotkách absorbované dávky ve vodě významně sníží nejistotu stanovení této dávky v léčebných svazcích. Měření založená na kalibraci ve vzduchu a v jednotkách kermy ve vzduchu vyžadují pro stanovení dávky ve vodě řadu převodních faktorů, které jsou závislé na konstrukci komory. Tyto konverzní faktory nezohledňují rozdíly mezi jednotlivými komorami stejného typu. Naopak, kalibrace v jednotkách absorbované dávky ve vodě může být prováděna za podmínek velmi podobným těm, které pak má uživatel léčebného svazku, takže odezva každé individuální komory je v kalibraci zahrnuta. Obrázek 2 ukazuje, jak se mění poměr $N_{D,w}/N_K$ pro vzorky komor daných typů, které se nevíce používají v klinické dozimetrii. Zprávou BIPM [30] byly pro jednotlivé komory stejného typu hlášeny rozdíly až 0.8%. Odstranění té části nejistoty, která pramení z předpokladu, že všechny komory daného typu jsou identické, je hlavním důvodem pro upřednostnění přímé kalibrace ionizačních komor v jednotkách absorbované dávky ve vodě.

V zásadě primární standardy absorbované dávky ve vodě mohou pracovat jak s kobaltovými svazky, tak se svazky urychlovačů. Tím je možno experimentálně stanovit energetickou závislost ionizačních komor ve svazcích fotonů a elektronů vysokých energií a snížit nejistotu způsobenou změnou kvality svazků. Podobný závěr může být vyvozen i pro léčebné svazky protonů a těžkých iontů, ačkoliv primární standardy dávky ve vodě od těchto svazků ještě k dispozici nemáme.



Obr.2. Poměr kalibračních faktorů pro záření gama Co 60 ND,w /NK je užitečným ukazatelem stejnosti komor daného typu (30). Rozdíly mezi jednotlivými komorami stejného typu se projevují ve změnách hodnot ND,w /NK a jsou ukázány pro velký počet ionizačních komor, které se nejčastěji používají v klinické dozimetrii (viz Tabulku 3 s popisem každého typu komory). Velké rozdíly mezi jednotlivými komorami typu NE 2581 jsou přisuzovány hydroskopickým vlastnostem látky A-150 ve stěnách komor (údaje získané z dozimetrické laboratoře IAEA).

1.2.2. Spolehlivější primární standard

Ačkoliv nejpotřebnější veličinou dozimetrie záření je absorbovaná dávka ve vodě, je většina národních, regionálních i mezinárodních doporučení založena na kalibračním faktoru ionizačních komor pro kermu ve vzduchu, který má přímou návaznost na národní, nebo mezinárodní primární standard kermy ve vzduchu pro záření gama Co 60. Ačkoliv mezinárodní srovnání těchto standardů vykázalo velmi dobrou shodu, jejich základním nedostatkem zůstává to, že všechny tyto standardy jsou založeny na měření ionizačními komorami a jsou tudíž všechny zatíženy stejnými chybami. Navíc bylo zjištěno, že faktor zeslabení stěnou komory, který vstupuje do určování kermy ve vzduchu, se v závislosti na použité metodě vyhodnocení mění u některých primárních standardů až o 0,7% [31]. Naproti tomu primární standardy absorbované dávky ve vodě jsou založeny na řadě různých fyzikálních principů. Nejsou zde žádné předpoklady, nebo odhadnuté korekční faktory, které by byly všem společné. Proto dobrý souhlas mezi takovými standardy poskytuje mnohem větší důvěru v jejich přesnost (viz kapitola 2.2).

1.2.3. Jednoduchý formalismus

Formalismus používaný v odkazu [17], jakož i ve většině národních a mezinárodních doporučení pro stanovení absorbované dávky ve vodě od léčebných svazků záření, je založen na použití různých koeficientů, poruchových a jiných korekčních faktorů. To vyplývá z praktických obtíží jak veličinu kermy ve vzduchu stanovenou v geometrii volného prostoru převézt na veličinu absorbované dávky ve vodě vodního fantomu. Složitost tohoto převodu je nejlépe vidět, když uvážíme, kolik vztahů a postupů je potřeba k výběru patřičných dat. Dále je zapotřebí mít velmi spolehlivé údaje o fyzikálních vlastnostech ionizačních komor. Mnohé z těchto dat a údajů mohou být odvozeny pouze ze složitých měření a výpočtů založených na teoretických modelech, jako je například oprava na polohu efektivního středu komory, nebo poměry brzdných schopností. Naproti tomu jedno-duchý postup začínající kalibračním faktorem pro veličinu absorbované dávky ve vodě, který používá pouze korekční faktory veličin ovlivňujících měření, výrazně snižuje možnost chyb při stanovení dávky ve vodě od svazků záření. Jednoduchost formalismu v jednotkách absorbované dávky ve vodě se stane zřejmou, když se podíváme na obecnou rovnici pro stanovení této veličiny, jak je uvedena v kapitole 3.

1.3 TYPY A ROZSAH KVALITY ZÁŘENÍ

Toto Doporučení poskytuje metodu stanovení absorbované dávky ve vodě od fotonových svazků nízkých, středních a vysokých energií a od elektronových svazků, které se používají při vnějším léčebném ozařování. Rozsah kvalit záření je pro toto doporučení vymezen následovně (pro definici indexu kvality svazku viz příslušnou kapitolu).

a) Nízko energetické rentgenové záření generované napětím do 100 kV a kvalitou záření do polotloušťky HVL 3 mm Al. Dolní hranice je dána hranicí dostupného standardu.
b) Rentgenové záření středních energií generované napětím vyšším než 80 kV a o kvalitě záření vyšší než HVL 2 mm Al [4]
c) Gama záření Co 60
d) Fotony vysokých energií generované elektrony o energiích mezi 1 a 50 MeV, o hodnotách $TPR_{20,10}$ 0,50 až 0,84.
e) Elektrony o energiích mezi 3 a 50 MeV o polovičním dosahu R_{50} mezi 1 a 20 g/cm2

1.4. PRAKTICKÉ POUŽITÍ DOPORUČENÍ

Toto Doporučení bylo sestaveno tak, aby jeho praktické použití bylo co nejjednodušší. Strukturou se liší od Reportu 277 [17] a spíše připomíná Report 381 [21] v tom, že všechna praktická doporučení a data týkající se určitého druhu záření jsou umístěna v kapitole, která o tomto druhu záření pojednává. Každá kapitola je vlastně samostatným doporučením obsahujícím podrobné postupy a formuláře. Čtenář může provádět stanovení dávky pro danou kvalitu záření podle odpovídající kapitoly. Nutnost hledání postupů a hodnot uvedených v ostatních kapitolách bylo omezeno na minimum. To, že každá kapitola je autonomní a nezávislá na ostatních, nutně vedlo k tomu, že některé části textu se opakují, jak se dá očekávat u publikace, která je jednoduchou a snadno použitelnou příručkou hlavně pro ty uživatele, kteří pracují s omezeným počtem druhů záření.

První čtyři kapitoly obsahují obecné zásady, které platí pro všechny druhy záření. Přílohy poskytují doplňující informace k těm, které jsou uvedeny v jednotlivých kapitolách. Ve srovnání s předcházejícími dozimetrickými doporučeními založenými na standardu kermy ve vzduchu bude použitím tohoto dokumentu zavedena jen malá změna v hodnotě absorbované dávky ve vodě od léčebných svazků. Podrobná srovnání budou publikována ve veřejně přístupné literatuře a jejich výsledky budou pravděpodobně záviset na typu a kvalitě svazku a na typu ionizační komory. Tyto změny mohou být způsobeny:

(i) Nepřesnostmi číselných faktorů a výrazů (například k_m, p_{wall}, etc) metody založené na N_K a též, i když v menší míře, nepřesnostmi tohoto Doporučení.

(ii) Primárními standardy, od kterých se kalibrace v kermě ve vzduchu, nebo v absorbované dávce ve vodě odvozují. I pro záření gama ^{60}Co, které je obecně lépe určeno, než ostatní druhy záření, kalibrace svazku založené na dvou různých standardech K_{air} a D_w se obvykle liší o 1% (viz Přílohu 1). Hodnota odvozená podle tohoto Doporučení je považována za lepší odhad. Jakékoliv závěry vyvozené ze srovnání mezi protokoly založenými na standardech kermy ve vzduchu a absorbované dávky ve vodě musí vzít v úvahu rozdíly mezi příslušnými primárními standardy.

1.5. VYJÁDŘENÍ NEJISTOT

V tomto doporučení se vyhodnocování nejistot řídí pravidly předpisu ISO [32]. Nejistoty měření jsou vyjádřeny jako relativní standardní nejistoty a vyhodnocují se podle svého typu A nebo B. Nejistoty typu A se vyhodnocují statistickou analýzou opakovaných měření, zatímco nejistoty typu B se vyhodnocují jinými metodami. Praktické použití pravidel ISO je pro úplnost uvedeno v Příloze IV tohoto Doporučení, a to na základě souhrnů publikovaných v odkazech [17] a [23]. Odhady nejistot určení dávky od různých druhů záření je uvedeno vždy v kapitole příslušné danému druhu. Ve srovnání s odhady uvedenými v předcházejícím doporučení jsou zde uvedené hodnoty většinou menší. To plyne z větší spolehlivosti stanovení absorbované dávky ve vodě založené na D_w standardu a v některých případech i z důkladnější analýzy nejistot provedených podle předpisů ISO.

---

[4] Hranice mezi dvěma kvalitami rentgenového záření není přesná a má přesah v intervalu od 80 kV, 2 mm Al do 100 kV a 3 mm Al. V oblasti přesahu jsou obě metody stanovení absorbované dávky tak, jak jsou popsány v kapitolách 8 a 9, stejně uspokojivé a kterákoliv z nich může být použita.

1.6. VELIČINY A SYMBOLY

Většina symbolů použitých v tomto Doporučení je stejná, jako v odkazech [17] a [21], až na několik málo nových, které se týkají standardů absorbované dávky ve vodě. Zde je souhrn všech veličin a symbolů použitých v tomto Doporučení.

c_{pl} Materiálově závislý převodní faktor, kterým se mění dosahy a hloubky naměřené v pevném fantomu na jejich ekvivalenty ve vodě. To platí pro svazky fotonů, elektronů a těžkých iontů. Povšimněte si, že hloubky a dosahy se v tomto Doporučení vyjadřují v jednotkách g/cm^2, na rozdíl od práce [21], kde jsou pro elektronové svazky vyjadřovány v cm. Následně hodnoty c_{pl} zde doporučené pro elektronové svazky se liší od těch, které jsou pod označením C_{pl} uvedeny v odkazu [21]. Tuto změnu zde zdůrazňuje i malé písmeno c.

csda (Continuous slowing down approximation) Přiblížení postupného zpomalování elektronů

$D_{w,Q}$ Absorbovaná dávka ve vodě v referenční hloubce z_{ref} ve vodním fantomu ozařovaném svazkem kvality Q. Index Q se neuvádí v případě, že kvalita referenčního svazku je ^{60}Co. Jednotka: Gray (Gy).

E_o, E_z Střední energie elektronového svazku na povrchu a v hloubce z fantomu. Jednotka: MeV

FS (Field Size) Velikost svazku. V rovině izocentra kolmé na osu svazku je FS rozměr plochy vymezené 50%tní izodozou vzhledem k dávce na ose svazku.

h_{pl} Materiálově závislý převodní faktor, popisující změnu fluence elektronů v pevném fantomu od téže fluence ve vodě v ekvivalentní hloubce.

HVL (Half value layer) Polotloušťka používaná pro vyjádření kvality svazků fotonů nízké a střední energie.

K_i Obecný korekční faktor, kterým se provádí oprava odečtu dozimetru v uživatelském svazku na změnu podmínek mezi kalibračním svazkem v podmínkách standardizační laboratoře a svazkem uživatelským v podmínkách léčebného zařízení.

K_{elec} Kalibrační faktor elektrometru

K_h Oprava odečtu komory na vlhkost vzduchu, pokud je kalibrace vztažena k suchému vzduchu.

K_{pol} Oprava odečtu komory na vliv polarity připojeného napětí.

k_{Q,Q_o} Oprava odečtu ionizační komory na rozdíl mezi kvalitou Q_o referenčního svazku použitého pro kalibraci a kvalitou Q svazku uživatelského. Index Q_o se vynechává je-li referenční svazek svazkem gama záření ^{60}Co (tj krácená anotace k_Q vždy označuje referenční kvalitu ^{60}Co).

k_s Oprava odečtu ionizační komory na neúplnost sběru náboje (v důsledku rekombinace iontů) – saturační koeficient.

K_{TP} Oprava odečtu ionizační komory na hustotu vzduchu pro tlak a teplotu, které se liší od referenčních hodnot

M_Q Odečet dozimetru při měření svazku kvality Q opravený na vliv jiných veličin, než je kvalita svazku. Jednotka: C nebo dílek.

M_{em} Odečet dozimetru použitého jako externí monitor. Jednotka: C nebo dílek.

$(\mu_{en}/\rho)_{m1,m2}$ Poměr středních hmotnostních součinitelů absorpce energie materiálů m_1 a m_2, středovaných přes spektrum fotonů

$N_{D,air}$ Kalibrační faktor ionizační komory pro dávku ve vzduchu (její dutiny) užívaný v protokolech založených na stanovení kermy ve vzduchu, viz [17, 21]. Je totožný s N_{gas} z odkazu [9]. Faktor $N_{D,air}$ byl nazván N_D v odkazu [11] a [17]. V odkazu [21] byl přidán index ¨air¨ aby bylo jednoznačně zdůrazněno, že se jedná o absorbovanou dávku ve vzduchu v dutině ionizační komory. Je důležité nezaměňovat $N_{D,air}$, či dřívější N_D, s kalibračním faktorem absorbované dávky ve vodě $N_{D,w}$ jak je zaveden v tomto Doporučení (viz Příloha 1). Jednotka: Gy/C nebo Gy/dílek.

N_{D,w,Q_o} Kalibrační faktor absorbované dávky ve vodě pro dozimetr ve svazku záření referenční kvality Q_o. Součin $M_{qo}N_{D,w,Q_o}$ dává absorbovanou dávku ve vodě D_{w,Q_o} , v hloubce z_{ref} , a za nepřítomnosti měřící komory. Index Q_o se neuvádí v případě, že referenční kvalitou je kvalita svazku gama záření ^{60}Co (to znamená, že $N_{D,w}$ vždy označuje kalibrační faktor absorbované dávky ve vodě ve svazku záření gama ^{60}Co). Faktor $N_{D,w}$ byl nazván N_D v odkazu [9], kde vztah mezi N_{gas} a N_D byl definován podobně, jako zde v kapitole 3.3 a Příloze 1. Symbol N_D je též používán v kalibračních certifikátech některých výrobců a standardizačních laboratoří namísto symbolu $N_{D,w}$. Uživatelé by se měli řádně ujistit o fyzikální veličině použité při kalibraci svých detektorů, aby zabránili vážným chybám. [5] Jednotka: Gy/C nebvo Gy/dílek

N_{K,Q_o} Kalibrační faktor dozimetru pro veličinu kermy ve vzduchu ve svazku referenční kvality Q_o. Jednotka: Gy/C nebo Gy/dílek

OF (Output Factor) Relativní dávkový příkon. Poměr dávkového příkonu (dávky na jednotku monitoru) měřeného za referenčních podmínek k hodnotě dávkového příkonu měřeného za podmínek jiných než referenčních.

p_{cav} Oprava odečtu ionizační komory na přítomnost vzduchové dutiny v ozařované látce, především na efekt zvýšeného rozptylu elektronů do dutiny, který způsobuje, že fluence elektronů uvnitř dutiny se liší od téže fluence, která by v tomtéž místě byla za nepřítomnosti dutiny.

P_{cel} Oprava odečtu ionizační komory na přítomnost centrální elektrody při měření ve fantomu ozařovaném svazky vysokoenergetických fotonů (včetně ^{60}Co), elektronů a protonů. Všimněte si prosím, že tato oprava není totožná s p_{cel} z odkazu (17), kde má význam celkové opravy na přítomnost centrální elektrody při kalibračním měření ve vzduchu v referenčním svazku ^{60}Co i při následném měření ve fantomu ozařovaném uživatelským svazkem fotonů, či elektronů dohromady. Aby se vyhnuli nejednoznačnosti nazývají autoři odkazu (21) opravný součinitel definovaný v odkazu (17) jménem $p_{cel\text{-}gbl}$, a používají symbol p_{cel} výlučně pro měření ve fantomu (viz Doplněk 1).

PDD (Percentage depth dose) Procentuální hloubková dávka

P_{dis} Oprava na záměnu objemu vody dutinou detektoru v případě, že referenční (efektivní) bod komory [6] je ztotožněn s jejím geometrickým středem. Alternativním přístupem je použití efektivního bodu měření dané komory, $P_{eff.}$ Pro planparalelní komory není p_{dis} potřebná.

P_{eff} Efektivní bod měření ionizační komory. Pro standardní geometrii kalibrace, to jest svazek záření dopadá z jedné strany, P_{eff} je posunut z geometrického středu komory směrem ke zdroji záření o vzdálenost, která závisí na typu komory a druhu a kvalitě záření. P_{eff} planparalelních komor by měl ležet ve středu čelního povrchu vzduchové dutiny. [7] V odkazu [17] byl koncept efektivního bodu měření ionizačních komor používán pro všechny druhy záření. V tomto Doporučení je použit pouze pro svazky elektronů a těžkých iontů. Pro ostatní svazky je referenční dozimetrie založena na umístění referenčního

---

[5] Rozdíl mezi $N_{D,air}$ a $N_{D,w}$ je blízký poměru brzdných schopností vody a vzduchu ve svazku gama ^{60}Co. Záměna kalibračních faktorů, nebo jejich nesprávná interpretace může vést k chybě dávky dodané pacientovi přibližně o 13% (viz Příloha 1).

[6] V tomto Doporučení je referenční bod ionizační komory specifikován v každé kapitole zvlášť pro každý typ komory. Většinou se vztahuje k tomu geometrickému bodu komory, pro který podle kalibračního certifikátu platí určený kalibrační faktor [33].

[7] Tento předpoklad nemusí platit v případě, že konstrukce komory nesplňuje jisté požadavky týkající se poměru průměru dutiny k její výšce, jakož i poměru šířky ochranné elektrody k výšce dutiny (viz odkaz [21]).

bodu (geometrického středu) komory do referenční hloubky z_{ref}, ve které má být dávka stanovena. Referenční bod komory je určen pro každý typ záření v příslušné kapitole.

P_Q (Overall perturbation factor) Celkový poruchový faktor ionizační komory při měření ve fantomu ozařovaném svazkem kvality Q. Je to vlastně součin různých faktorů opravujících specificky různé efekty malých poruch, jako p_{cav}, p_{cel}, p_{dis} a p_{wall}.

P_{wall} Oprava odečtu ionizační komory na rozdílnost její stěny a ochranného návleku od látky fantomu.

Q Symbol označující kvalitu svazku záření. Index ¨o ¨ je vyhrazen pro referenční kvalitu záření použitou při kalibraci ionizační komory či dozimetru.

dílek Jednotka odečtu nespecifikované veličiny, používá se pro odečet dozimetru.

R_{50} Hloubka ve vodě v níž sledovaná veličina klesne na polovinu své maximální hodnoty. Používá se jako ukazatel kvality elektronových svazků. Jednotka: g/cm2.

R_p Praktický dosah elektronů, protonů a těžkých iontů. Jednotka: g/cm2.

R_{res} Residuální dosah protonových svazků. Jednotka: g/cm2.

R_{cyl} Poloměr dutiny ionizační komory.

SAD Vzdálenost osy rotace ramene od zdroje.

SCD Vzdálenost ionizační komory od zdroje

SOBP Rozšířený Braggův pík.

SSD Vzdálenost povrchu od zdroje

$s_{m,air}$ Poměr brzdných schopností látky a vzduchu definovaný jako poměr středních omezených hmotnostních brzdných schopností látky m a vzduchu air, který byl středován přes spektrum elektronů.
V tomto Doporučení jsou hodnoty poměrů brzdných schopností omezeny podle Spencera a Attixe prahovou energií 10 keV a to pro všechny druhy záření vyjma těžkých iontů. Viz odkaz [11].

TMR (Tissue Maximum Ratio) Izocentrická hlouková dávka vztažená k hloubce maxima ionizace (z_{ref}=z_{max})

TPR (Tissue Phantom Ratio) Izocetrická hloubková dávka. Poměr absorbované dávky v kterémkoliv bodě na ose svazku k dávce v izocentru ležícím v referenční hloubce z_{ref}.

$TPR_{20,10}$ Poměr hodnot izocentrické hloubkové dávky v hloubkách 20 a 10 g/cm2 pro svazek velikosti 10 x 10 cm a SCD 100 cm. Používá se jako ukazatel kvality vysokoenergetických fotonových svazků.

U_c Celková standardní nejistota stanovované veličiny.

W_{air} Střední energie potřebná k vytvoření iontového páru ve vzduchu.

z_{max} Hloubka, ve které nabývá sledovaná veličina svého maxima. Jednotka: g/cm2.

z_{ref} Referenční hloubka v g/cm2 pro měření ve fantomu. Je-li absorbovaná dávka ve vodě vztažena k z_{ref} , pak je to dávka $D_{w,Q}$ v průsečíku osy symetrie svazku s rovinou definovanou referenční hloubkou z_{ref}..

1.7. ZKRATKY ORGANIZACÍ

ARPANSA Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency, Australia

BEV Bundesamt für Eich- und Vermessungswesen, Austria

BIPM Bureau International des Poids et Mesures

CCEMRI(I) Comité Consultatif pour les Etalons de Mesure des Rayonnements Ionisants (Section I) (Consultative Committee for Standards of Ionizing Radiation). Od září 1977 bylo CCEMRI a jeho oddělení přejmenovány na CCRI.

CCRI(I) Comité Consultatif des Rayonnements Ionisants (Section I) (Consultative Committee for Ionizing Radiation)

CIPM Comité International des Poids et Mesures

ENEA- Ente per le Nuove Tecnologie, l'Energia e l'Ambiente, Instituto

INMRI Nazionale di Metrologia delle Radiazioni Ionizzanti, Italy

ICRU International Commission on Radiation Units and Measurements

IEC International Electrotechnical Commission

IMS International Measurement System

IZO International Organization for Standardization

LPRI Laboratoire Primaire de Métrologie des Rayonnements Ionisants, France

NIST National Institute of Standards and Technology, USA

NPL National Physical Laboratory, United Kingdom

NRC National Research Council, Canada

NRL National Radiation Laboratory, New Zealand

OIML Organisation Internationale de Métrologie Légale

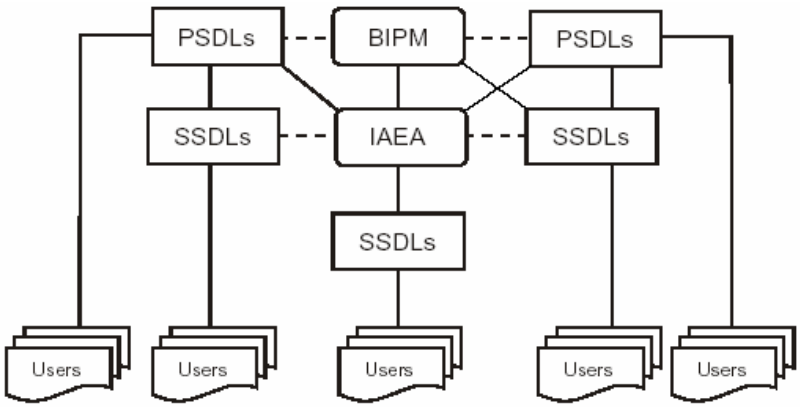
PTB Physikalisch-Technische Bundesanstalt, Germany

2. ZAČLENĚNÍ

2.1. MEZINÁRODNÍ SYSTÉM MĚŘENÍ

Mezinárodní systém měření v oboru metrologie záření poskytuje nástroje pro konzistentní rozšiřování kalibrovaných měřičů záření mezi uživatele tak, že jejich měřiče mají návaznost na primární etalony (viz obr. 3).

BIPM byla ustanovena Metrickou Konvencí (jež byla přijata poprvé roku 1875) a 48 státy, které jsou jejími členy, ke dni 31 prosince 1997 [34] a slouží jako mezinárodní středisko pro metrologii. Její laboratoře a úřady jsou v Sèvres (Francie). Jejím úkolem je zajistit celosvětovou jednotnost v metrologii. Primární standardizační dozimetrické laboratoře (PSDL) mnoha států, které jsou členy Konvence, vyvinuly v dozimetrii záření primární standardy pro měření záření, jež jsou srovnány s primárním standardem BIPM a s ostatními primárními standardy navzájem. Celosvětově pouze kolem dvaceti zemí má primární laboratoře pro dozimetrii záření a tyto nemohou kalibrovat tak velké množství dozimetrů, které je používáno ve světě. Proto ty národní laboratoře, které udržují primární standardy, kalibrují sekundární standardy Sekundárních standardizačních dozimetrických laboratoří (SSDL), které pak dále kalibrují referenční přístroje uživatelů (viz Tab 1). (Některé PSDL rovněž kalibrují referenční přístroje uživatelů).



Obr. 3. Mezinárodní měřící systém pro radiační metrologii, ve kterém návaznost referenčního přístroje uživatele je dosažena buď přímou kalibrací v PSDL, nebo, což je častější případ, kalibrací v SSDL v napojení na BIPM, PSDL nebo na IAEA/WHO sít SSDL. Většina SSDL ze států, které nejsou členy Metrické Konvence, dosahují návaznosti svých standardů přes IAEA. Čárkované linie naznačují srovnávání primárních a sekundárních standardů.

TABULKA 1. ZAŘAZENÍ PŘÍSTROJŮ A STANDARDIZAČNÍCH LABORATOŘÍ (převzato z [33])

Primární standard
Je přístroj nejvyšší metrologické kvality, který dovoluje stanovení veličiny v jednotkách přesně podle její definice. Přesnost primárního standardu je ověřena srovnáváním s porovnatelným standardem jiné instituce stejné úrovně.

Sekundární standard
Přístroj okalibravaný primárním standardem

Národní standard
Standard, který je rozhodnutím národního úřadu považován za měřítko pevné hodnoty dané veličiny v zemi pro všechny ostatní standardy užívané v zemi.

Referenční přístroj
Přístroj nejvyšší metrologické kvality, která je dostupná v daném místě, z kterého jsou všechna místní měření odvozena.

Provozní přístroj
Měřící přístroj používaný pro běžná rutinní měření, jehož kalibrace je odvozena od referenčního přístroje.

Primární standardizační dozimetrická laboratoř (PSDL). Národní standardizační dozimetrická laboratoř, která je rozhodnutím vlády pověřena vývojem, udržováním a zlepšováním primárních standardů v dozimetrii záření.

Sekundární Standardizační Dozimetrická Laboratoř (SSDL) Dozimetrická laboratoř pověřena kompetentním úřadem k zajišťování kalibračních služeb. Musí mít alespoň jeden sekundární standard, který byl okalibrován primárním standardem.

2.1.1. IAEA/WHO síť SSDL

Hlavním úkolem SSDL je překlenout mezeru mezi PSDL a uživateli ionizujícího záření tím, že zprostředkují přenos dozimetrických kalibrací od primárního standardu k měřícím přístrojům uživatelů [35]. Společným úsilím IAEA a WHO byla v roce 1976 vytvořena síť SSDL pro rozšiřování kalibrací mezi uživatele, která spojuje uživatele s primárními standardy, a to hlavně uživatele z těch zemí, které nejsou členy Metrické Konvence. Do roku 2000 měla tato síť 73 laboratoří a 6 SSDL národních organizací v 61 členských zemí IAEA, z čehož je větší polovina v rozvojových zemích. Siť SSDL zahrnuje též 20 přidružených členů, mezi nimi BIMP, několik národních PSDL, ICRU a další mezinárodní organizace, které poskytují síti podporu [36].

IAEA má jako organizátor této sítě povinnost ověřovat, že služby poskytované členskými laboratořemi SSDL sledují mezinárodně přijaté metrologické standardy, včetně návaznosti přístrojů pro ochranu před zářením. Prvním krokem v tomto procesu je rozšiřování kalibrací z BIPM, nebo laboratoří třídy PSDL přes IAEA do sekundárních SSDL. V dalším kroku zavádí IAEA sledovací programy a zkoušky kvality sekundárních SSDL tak, aby bylo zaručeno, že standardy rozšiřované mezi uživatele jsou dodrženy v mezích přesnosti vyžadovaných IMS [36]. Jeden ze základních úkolů sítě SSDL na poli dozimetrie v radioterapii je zajistit, aby dávka dodaná pacientům podstupujícím léčbu zářením byla na mezinárodně přijatelné úrovni přesnosti. Tento úkol je splněn, když je zajištěno, že kalibrace přístrojů prováděné v laboratořích SSDL jsou přesné, když se SSDL účastní programů zajištění kvality v radioterapii, když SSDL budou podporovat dozimetrický audit v léčebných zařízeních a budou nápomocny, pokud to bude zapotřebí, při kalibraci léčebných zařízení v nemocnicích.

2.2. STANDARDY ABSORBOVANÉ DÁVKY VE VODĚ

V současné době se používají tři metody stanovení absorbované dávky ve vodě: kalorimetrie, chemická dozimetrie a ionizační dozimetrie. Toto jsou zatím jediné metody, které jsou dostatečně přesné na to, aby se staly základem primárních standardů pro měření absorbované dávky ve vodě [29]. Laboratoře PSDL vyvinuly různé experimentální postupy vytvoření standardů absorbované dávky ve vodě. Tyto standardy jsou zde krátce popsány a výsledky mezinárodních porovnání absorbované dávky ve vodě jsou uvedeny níže.

Ve většině laboratoří PSDL jsou primární standardy absorbované dávky ve vodě instalovány ve svazcích gama záření ^{60}Co V některých PDSL pracují i s jinými kvalitami záření, jako jsou vysokoenergetické fotony, elektrony a rentgenové záření. Primární standardy pracující ve svazcích záření gama ^{60}Co, nebo svazcích fotonů a elektronů generovaných urychlovači jsou založeny na jedné z následujících metod.

- Ionizační primární standard je tvořen dutinou grafitové ionizační komory s přesně známým objemem dutiny. Komora je navržena a vyrobena tak, aby maximálně splňovala požadavky na Bragg Grayův detektor. Komora je umístěna ve vodním fantomu. Absorbovaná dávka v referenčním bodě ve vodě je odvozena ze střední měrné energie sdělené vzduchu v dutině [37].

- Grafitový kalorimetr Domena a Lampertiho [38] je s mírnými modifikacemi používán v několika PSDL ke stanovaní absorbované dávky v grafitu v grafitovém fantomu. Převod do absorbované dávky ve vodě v referenčním bodě vodního fantomu může být proveden různě, například použitím teorému poměrné změny fluence fotonů, nebo pomocí měření založených na teorii ionizace v dutině [39, 40].

- Vodní kalorimetr nabízí mnohem přímější stanovení absorbované dávky ve vodě v referenčním bodě vodního fantomu. Uzavřený vodní systém obsahuje malou skleněnou nádobu s vysoce čistou vodou a termistorovou detekční jednotku. Čistota vody je podstatná, protože tepelná změna vody je silně závislá na přítomnosti

nečistot. Uzavřenost systému dovoluje nasytit vysoce čistou vodu různými plyny a vytvořit tak směsi, ve kterých má změna teploty dobře definovanou a stálou hodnotu.

- Vodní kalorimetr s Frickeho dozimetrem [43] je založen na měření střední změny teploty způsobené absorpcí vysokoenergetických fotonů. Voda je stále míchána a určuje se absorbovaná dávka ve vodě středovaná přes celý objem vody v nádobě. Frickeho roztok je kalibrován ozářením za stejných podmínek. Absorbovaná dávka ve vodě v referenčním bodě vodního fantomu je pak stanovena pomocí Frickeho dozimetru jako převodního standardu.

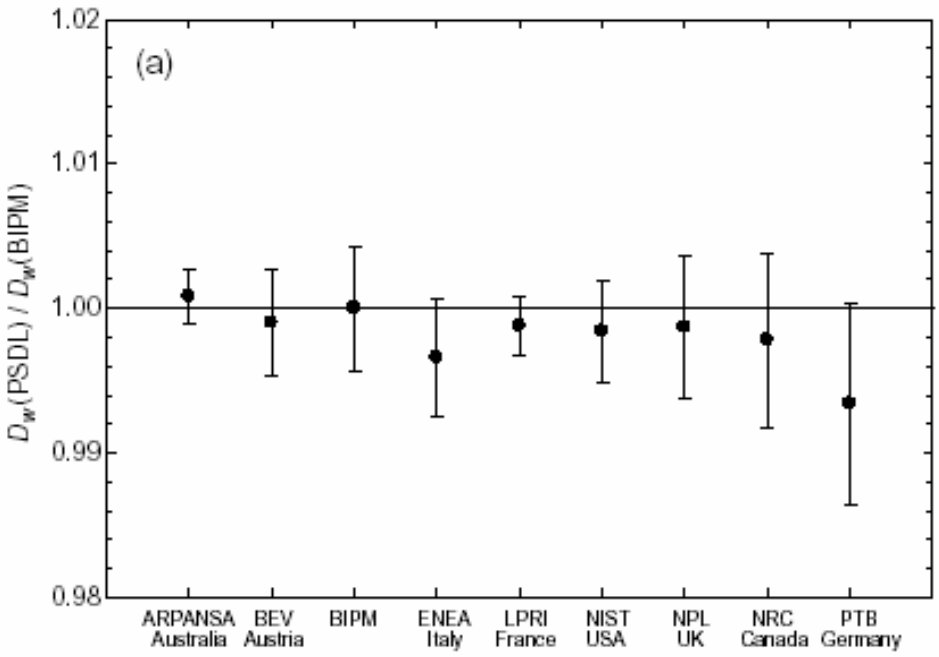
- Frickeho standard absorbované dávky ve vodě určuje odezvu Frickeho roztoku na úplnou absorpci elektronového svazku v tomto roztoku [44]. Známe-li přesně energii elektronů, proud ve svazku a hmotnost absorbující látky, pak celková absorbovaná energie může být určena vztažením ke změně absorbance Frickeho roztoku změřené spektrální fotometrií. Absorbovaná dávka ve vodě v referenčním bodě vodního fantomu je pak stanovena pomocí Frickeho dozimetru jako převodního standardu.

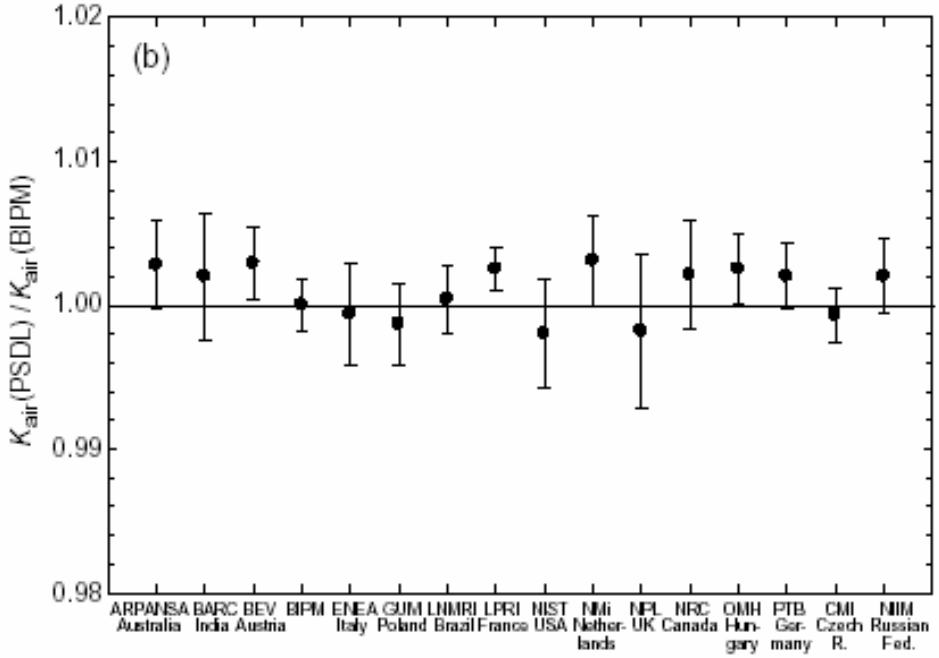
Metody zde zmíněné nejsou v PSDL používány pro primární standardy rentgenového záření. Absolutní měření ve svazcích rentgenového záření o energiích stovky kV pro účely stanovení dávky ve vodě jsou dosud, skoro výhradně, založeny na použití extrapolačních ionizačních komor [45].

Srovnávání primárních standardů absorbované dávky ve vodě se provádělo v uplynulých deseti letech [29,46,47], zatímco srovnávání primárních standardů kermy ve vzduchu má mnohem delší historii. Výsledky srovnání s BIPM pro veličinu absorbované dávky ve vodě od svazku záření gama ^{60}Co jsou uvedeny v odkazu [48] (viz Obr. 4a). Souhlas mezi porovnávanými standardy je dobrý v mezích relativní standardní nejistoty, jak byly odhadnuty jednotlivými laboratořemi PSDL. Srovnání standardů kermy ve vzduchu ve svazcích ^{60}Co vykazuje podobné standardní odchylky (viz Obr. 4b). Nicméně standardy kermy ve vzduchu všech PSDL jsou provedené grafitovými dutinovými ionizačními komorami a korigované jak konverzními, tak korekčními faktory, které jsou silně vzájemně závislé. Jak je patrné z tabulky 2, primární laboratoře používají pro srovnávání standardů absorbované dávky ve vodě různé metody, které mají nezávislé, nebo jen velmi málo vzájemně závislé nejistoty a proto představují systém, který je mnohem více robustní, než primární standardy kermy ve vzduchu a který je méně náchylný podléhat neznámým systematickým vlivům.

TABULKA 2. PRIMARNÍ STANDARDY POUŽITÉ PŘI SROVNÁNÍ ABSORBOVANÉ DÁVKY VE VODĚ S BIPM NA Obr 4a.

PSDL	Primární standard
BIPM	Ionizační komora
NIST (USA)	Uzavřený vodní kalorimetr
ARPANSA (Australia)	Grafitový kalorimetr
NPL (UK)	Grafitový kalorimetr
BEV (Austria)	Grafitový kalorimetr
NRC (Canada)	Uzavřený vodní kalorimetr
ENEA (Italy)	Grafitový kalorimetr
PTB (Germany)	Frickeho dozimetr
LPRI (France)	Grafitový kalorimetr





Obr. 4.

(a) Výsledky srovnání standardů absorbované dávky ve vodě od svazku záření gama ^{60}Co *s BIPM. Výsledky jsou udány relativně vzhledem ke stanovení BIPM a vztahují se k nejposlednějším srovnáním každého národního metrologického ústavu a to od roku 1989. Úsečky nejistot představují relativní standardní nejistoty stanovení absorbované dávky ve vodě na každém ústavu. Informace o primárních standardech používaných v laboratořích PSDL jsou uvedeny v Tabulce 2.*

(b) Výsledky srovnání standardů kermy ve vzduchu od svazků záření gama ^{60}Co *s BIPM. Výsledky jsou udány relativně vzhledem ke stanovení BIPM a vztahují se k nejposlednějším srovnáním každého národního metrologického ústavu.. Úsečky nejistot představují relativní standardní nejistoty stanovení kermy ve vodě v každém ústavu.*

3. FORMALISMUS $N_{D,w}$

Hohlfeld [27] vypracoval podrobně formalismus pro stanovení absorbované dávky ve vodě od svazků vysoko energetických fotonů a elektronů ionizační komorou, nebo dozimetrem, který byl okalibrován pro absorbovanou dávku ve vodě od svazku gama záření ^{60}Co. Doplňující práce a rozšíření tohoto formalismu pak provedli Andreo [20] a Rogers [28]. Postup stanovení absorbované dávky ve vodě pak byl zařazen do národních dozimetrických doporučení [49-51]. Byl též zahrnut do Doporučení IAEA pro planparalelní ionizační komory [21].

3.1. FORMALISMUS

Absorbovaná dávka ve vodě v referenční hloubce z_{ref} ve vodě ozařované svazkem kvality Q_o a za nepřítomnosti komory je dána vztahem

$$D_{w,Q_o} = M_{qo} N_{D,w,Q_o} \qquad (1)$$

Kde M_{qo} je odečet dozimetru za referenčních podmínek stejných jako ve standardizační laboratoři a N_{D,w,Q_o} je kalibrační faktor pro absorbovanou dávku ve vodě pro tento dozimetr tak, jak byl stanoven standardizační laboratoří.
Ve většině praktických situací nejsou podmínky měření v nemocnici totožné s podmínkami ve standardizační laboratoři. Rozdíly v podmínkách ovlivňují odečet dozimetru a proto je nezbytné rozlišovat mezi referenčními podmínkami ve standardizační laboratoři a podmínkami měření v léčebném svazku.

3.1.1. Referenční podmínky

Kalibrační faktor ionizační komory ozařované za referenčních podmínek je poměr mezi konvenčně správnou hodnotou měřené veličiny a odečtem komory [8]. Referenční podmínky jsou popsány takovou množinou hodnot veličin ovlivňujících měření, pro niž platí kalibrační faktor bez jakýchkoliv dalších oprav.
Referenční podmínky pro kalibraci v jednotkách absorbované dávky ve vodě jsou na příklad geometrické uspořádání (vzdálenost, hloubka), velikost svazku, látkové složení ozařovaného fantomu a jeho rozměry, aktuální teplota, tlak a vlhkost vzduchu.

3.1.2. Ovlivňující veličiny

Ovlivňující veličiny jsou takové veličiny, které nejsou předmětem měření, ale přesto mají na měřenou veličinu vliv. Ovlivňující veličiny mohou být zcela jiné povahy, jako například teplota a tlak vzduchu, sběrné napětí, mohou být dány měřícím zařízením (stárnutí, posun nuly, tepelná stabilita), mohou se též vztahovat k zářivému poli (kvalita svazku, dávková rychlost, velikost pole, hloubka ve fantomu).

Při kalibraci ionizační komory nebo dozimetru se snažíme mít pod kontrolou co možná nejvíce ovlivňujících veličin. Řadu veličin však kontrolovat nelze, jako tlak a vlhkost vzduchu, nebo intenzitu svazku záření gama ^{60}Co. Je ale možné opravovat měření na vliv těchto veličin použijeme-li vhodné korekční faktory. Za předpokladu, že ovlivňující veličiny působí vzájemně nezávisle na měřenou veličinu můžeme provést opravu součinem korekčních faktorů Πk_i, kde každý z faktorů k_i je vztažen k jediné ovlivňující veličině. Předpoklad vzájemné nezávislosti dobře platí pro běžné opravy na tlak a teplotu vzduchu, polaritu, účinnost sběru iontů a další vlivy pojednané v kapitole 4.

Odchýlení od referenční kvality záření Q_o použité při kalibraci ionizační komory může být též považováno za ovlivňující veličinu. Měření ve svazku jiné kvality, než byla referenční kvalita Q_o tedy vyžaduje použití korekčního faktoru. V tomto doporučení je tímto korekčním faktorem jmenovitě faktor k_{Q,Q_o}, který není zahrnut mezi výše zmíněných faktorů $A_{L,}$, ale je podrobně popsán v následujícím odstavci.

[8] Konvečně správná hodnota veličiny je hodnota přisouzená této veličině všeobecným souhlasem jako hodnota mající nejistotu přijatelnou pro daný účel. Konvenčně správná hodnota je nazývána též určenou hodnotou, odhadem hodnoty, konveční hodnotou nebo referenční hodnotou [52]. V laboratoři , nebo v nemocnici to může být hodnota naměřená místním standardem.. Velmi často je brána jako konvenčně správná hodnota střední hodnota z více takových měření dané veličiny.

3.2. OPRAVA NA KVALITU SVAZKU ZÁŘENÍ KQ,QO

Jestliže dozimetr měří ve svazku jiné kvality Q, než Q_o, jaká byla použita při kalibraci, pak hodnota absorbované dávky ve vodě je dána vztahem

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o} \qquad (2)$$

Kde součinitel k_{Q,Q_o} je opravou na rozdíl mezi kvalitou referenčního svazku Q_o a kvalitou Q svazku měřeného. Odečet dozimetru M_Q je již opraven na rozdíl od referenčních podmínek, jiných, než je kvalita svazku, pro které platí použitý kalibrační faktor N_{D,w,Q_o}. Součinitel kvality svazku k_{Q,Q_o} je definován jako poměr kalibračních faktorů pro absorbovanou dávku ve vodě dané ionizační komory pro kvality Q a Q_o.

$$k_{Q,Q_o} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_o}} = \frac{D_{w,Q}/M_Q}{D_{w,Q_o}/M_{Q_o}} \qquad (3)$$

Nejpoužívanější referenční kvalitou záření pro kalibraci ionizačních komor je záření gama ^{60}Co a v tomto Doporučení se symbol k_Q vztahuje k opravě na tuto kvalitu. V některých primárních laboratořích PSDL používají i vysokoenergetické svazky fotonů a elektronů ke kalibraci a v těchto případech se zde používá symbolu k_{Q,Q_o}.

V ideálním případě by se měla oprava na kvalitu svazku dané komory stanovit měřením ve svazku stejné kvality jako je svazek uživatele. To však není dostupné pro většinu standardizačních laboratoří. Taková měření mohou být prováděna pouze v laboratořích, které mají přístup k léčebným svazkům. Proto je v současnosti tato metoda omezena jen na několik málo laboratoří ve světě. Vyžaduje dostupnost energeticky nezávislého dozimetrického systému, jako je kalorimetr, který může měřit ve svazcích různých kvalit. Nicméně problémem zůstává, jak generovat svazek ve standardizační laboratoři tak, aby jeho kvalita byla totožná s kvalitou svazku uživatele [53].

Nejsou-li k dispozici potřebná experimentální data, nebo je obtížné měřit k_{Q,Q_o} přímo pro daný léčebný svazek, pak v mnoha případech je možno tento korekční faktor teoreticky vypočítat. Tam, kde platí Braggova-Grayova teorie dutiny může být vztah pro k_{Q,Q_o} odvozen ze srovnání rovnice (2) s formalismem $N_{D,\mathrm{air}}$ použitým v Doporučeních IEAE (odkazy [17 a 21]) a jiných dozimetrických protokolech. Obecný výraz pro k_{Q,Q_o} byl podán v pracích [20] a [54].

$$k_{Q,Q_o} = \frac{(s_{w,\mathrm{air}})_Q}{(s_{w,\mathrm{air}})_{Q_o}} \frac{(W_{\mathrm{air}})_Q}{(W_{\mathrm{air}})_{Q_o}} \frac{p_Q}{p_{Q_o}} \qquad (4)$$

Tento výraz je platný pro všechny druhy vysoko energetického záření a zahrnuje poměry limitovaných brzdných schopností vody a vzduchu $s_{w,\mathrm{air}}$, poměry středních energií potřebných k vytvoření iontového páru ve vzduchu W_{air} [9] a poměry poruchových faktorů p_Q. Celkové poruchové faktory p_Q and p_{Q_o} zahrnují všechny odchylky od ideální Bragg-Grayovy dutiny, to jest p_{wall}, p_{cav}, p_{cel} a p_{dis}. Tyto poruchové faktory byly diskutovány v kapitole 1.6.

Protože v léčebných svazcích platí, že $(W_{\mathrm{air}})_Q = (W_{\mathrm{air}})_{Q_o}$ [10], lze výraz pro k_{Q,Q_o} zjednodušit na

$$k_{Q,Q_o} \approx \frac{(s_{w,\mathrm{air}})_Q}{(s_{w,\mathrm{air}})_{Q_o}} \frac{p_Q}{p_{Q_o}} \qquad (5)$$

který závisí pouze na poměru brzdných schopností vody a vzduchu a na poměru poruchových faktorů pro kvality svazků Q and Q_o.

---

[9] Povšimněte si prosím, že hodnoty Wair, a $s_{w,}$air, mají být středovány přes úplná spektra přítomných částic. To je důležitým omezením pro svazky těžkých iontů, kde stanovení spektra všech částic je velmi obtížné.

[10] Jde o stejný předpoklad jako jsme učinili pro nezávislost N_D,air na kvalitě svazku [17]

Jedinými faktory vázanými na použitou komoru tak zůstávají poruchové faktory p_Q a p_{Q_o}. Nicméně je třeba zdůraznit, že pro srovnání experimentálních a vypočtených stanovení k_{Q,Q_o} je třeba uvažovat základní rovnici (4), nikoliv její zjednodušení (5). Některé experimentální závěry totiž naznačují, že W_{air} se může měnit a proto je nutno brát rovnici (5) pouze jako přibližnou [55]. Pokud je referenční kvalitou Q_o záření gama ^{60}Co, pak součin $(s_{w,air})_{Q_o} p_{Q_o}$ ve jmenovateli výrazu (4) je uveden v Příloze II pro ty ionizační komory, které jsou v tomto Doporučení vyjmenovány. Tyto hodnoty byly použity ve všech výpočtech faktorů k_{Q,Q_o} v různých kapitolách tohoto Doporučení pokud byly normalizovány ke Co60. Pak jsou označovány symbolem k_Q .
Rovnice (4) neplatí pro rentgenové záření středních a nižších energií, protože předpoklady Braggovy-Grayovy teorie tam nejsou splněny. Navíc rozdíly odečtu mezi komorami jsou spíše větší (viz kapitoly 8 a 9). Pro tyto kvality záření nezbývá, než stanovit faktory $N_{D,w,Q}$ nebo k_{Q,Q_o} pro každou komoru měřením.

3.2.1. Úprava k_{Q,Q_o} pro křížové kalibrace v elektronovém svazku

Pro dozimetry používané ve svazcích elektronů platí výše diskutované závěry, pokud je referenční kvalitou Q_o záření gama ^{60}Co. I zde je faktor kvality k_Q dán rovnicí (4) pro kvalitu uživatelského elektronového svazku Q. Konkurenční metodou je přímá kalibrace komor v elektronových svazcích. V současnosti se tato možnost příliš nevyužívá kvůli její velmi malé dostupnosti.

Postupující vývoj primárních standardů elektronových svazků poskytne v budoucnu možnost kalibrací pro řadu kvalit takových svazků. Z takových kalibrací vzejdou série hodnot změřených faktorů k_{Q,Q_o} odvozených postupem uvedeným v kapitole 7.5.2. Je to tentýž postup, jaký se používá v přímé kalibraci komor ve vysokoenergetických svazcích fotonů, jakož i při kalibraci pro rentgenové záření středních a nižších energií. Třetí mož-ností, která je považována za druhou nejlepší po přímé kalibraci v elektronových svazcích, je křížová kalibrace planparalelní komory proti okalibrované komoře cylindrické ve svazku vysokoenegetických elektronů kvality Q_{cross}. Faktory $k_{Q,Q_{cross}}$, které umožňují následné použití planparalelních komor v elektronových svazcích kvality Q, nejsou jedno-duché, protože kvalita Q_{cross} není jednoznačná. Tak pro každý typ komory je třeba mít dvojrozměrnou tabulku hodnot $k_{Q,Q_{cross}}$. Je však možné uvádět potřebné údaje i v jednorozměrné tabulce pro zavedenou kvalitu svazku Q_{int}, která leží někde mezi kvalitou použitou při křížové kalibraci Q_{cross} a kvalitou měřeného svazku Q. Samozřejmě nejde o kvalitu žádného skutečného svazku, je to pouze zjednodušení presentace dat. Požadovaný faktor $k_{Q,Q_{cross}}$ je vyčíslen jako poměr faktorů $k_{Q,Q_{int}}$ a $k_{Q_{cross},Q_{int}}$

$$k_{Q,Q_{cross}} = \frac{k_{Q,Q_{int}}}{k_{Q_{cross},Q_{int}}} \qquad (6)$$

Jmenovatel ($k_{Q_{cross},Q_{int}}$) opravuje kalibrační faktor komory $N_{D,w,Q_{cross}}$ na faktor, který platí pro zavedenou kvalitu Q_{int}. Čitatel opravuje dále tento faktor na skutečnou kvalitu Q, tak, že je možno použít obecného vztahu (2) pro výpočet dávky $D_{w,Q}$. Výrazy pro $k_{Q,Q_{int}}$ a $k_{Q_{cross},Q_{int}}$ plynou z rovnice (5), přičemž je patrné, že poměry brzdných schopností a poměry poruchové se v rovnici (6) pro kvalitu Q_{int} vykrátí. Zavedená kvalita Q_{int} je tedy libovolná a v tomto Doporučení byla zvolena jako R_{50} = 7.5 g/cm2, kde R_{50} je ukazatel kvality elektronových svazků (viz kapitolu 7). Hodnoty $k_{Q,Q_{int}}$ a $k_{Q_{cross},Q_{int}}$ vypočtené tímto způsobem jsou uvedeny v Tabulce 19 v kapitole 7.6.1. pro řadu typů ionizačních komor.

Údaje v Tabulce 19 ukazují na další výhodu tohoto přístupu. Pro dané kvality Q a Q_{cross}, hodnoty $k_{Q_{cross},Q_{int}}$ jsou stejné pro všechny planparalelní komory s dostatečně účinnou ochrannou elektrodou. U cylindrických komor pak závisí jen na poloměru dutiny r_{cyl}. Zvolená hodnota Q_{int} snižuje rozdíly mezi komorami s různým poloměrem r_{cyl} v oboru energií, ve kterém jsou komory používány. Toto Q_{int} (R_{50} = 7.5 g/cm2) je též konsistentní s odkazem 51, takže tytéž naměřené, nebo vypočtené hodnoty $k_{Q,Q_{int}}$ a $k_{Q_{cross},Q_{int}}$ lze použít v rovnici (6).

Uvedenou metodu je možno aplikovat i na planparalelní nebo cylindrické komory kalibrované ve standardizační laboratoři v elektronovém svazku kvality Q_o.

3.3. VZTAH K PROTOKOLŮM ZALOŽENÝM NA KERMĚ

Vztah mezi formalismem $N_K - N_{D,\mathrm{air}}$ použitým například v [17 a 21] a zde používaným formalismem $N_{D,w}$ je pro svazky vysokých energií popsán jako

$$N_{D,w,Q_o} = N_{D,\mathrm{air}} (s_{w,\mathrm{air}})_{Q_o} \, p_{Q_o} \qquad (7)$$

kde Q_o je je referenční kvalita (v předcházejících protokolech gama záření ^{60}Co) a p_{Q_o} celkový poruchový faktor daný jako

$$p_{Q_o} = [p_{\mathrm{dis}} p_{\mathrm{wall}} p_{\mathrm{cav}} p_{\mathrm{cel}}]_{Q_o} \qquad (8)$$

Význam různých poruchových faktorů byl popsán v kapitole 1.6, kde bylo zdůrazněno, že p_{cel} se vztahuje pouze k měřením ve fantomu a nemá být zaměňován se stejným symbolem použitým v [17], který zahrnuje oba vlivy střední elektrody na měření ve vzduchu i ve fantomu. Podobný vztah lze nalézt i pro rentgenové záření nízkých a středních energií. Podrobné srovnání obou formalismů najdete v Příloze1.

Ačkoliv obecně nelze použití vypočtených kalibračních faktorů N_{D,w,Q_o} doporučit, je možné ho připustit na omezenou dobu, aby bylo možné používat tohoto Doporučení zároveň s kalibracemi provedenými pro kermu. To bude patrně nejobvyklejší metodou pro rentgenové záření až do té doby, než budou standardy absorbované dávky ve vodě široce dostupné. Nicméně je třeba mít na paměti, že vypočtené kalibrační faktory N_{D,w,Q_o} nejsou přímo z řetězce kalibrací počínající primárním standardem absorbované dávky ve vodě.

Vypočtené faktory mohou být též použity na ověření, zda-li kalibrace léčebných svazků provedené podle obou zmíněných protokolů $N_{D,w}$ a N_K, se ve svém konečném výsledku stanovení dávky ve vodě za referenčních podmínek příliš neliší (viz Příloha 1). Pokud tak tomu není, pak rozdíl by měl být pečlivě zkoumán a vysvětlen dříve, než se plně přejde na novou metodu $N_{D,w}$.

4. UVEDENÍ DO PRAXE

4.1. VŠEOBECNĚ

Primární laboratoře PSDL se soustředily na provádění kalibrací inonizačních komor pro veličinu absorbované dávky ve vodě od svazku záření gama ^{60}Co a v menší míře i od svazků vysokoenergetických fotonů a elektronů [46, 56 až59]. Je několik možností, jak uživatelé mohou obdržet kalibrační faktory N_{D,w,Q_o} a to podle standardu primární laboratoře. Tyto možnosti jsou zde podrobně popsány, aby se zamezilo nepřesnému výkladu tohoto Doporučení.

(a) První možností je poskytnout uživateli kalibrační faktor komory pro referenční kvalitu záření Q_o, kterou je obvykle gama záření ^{60}Co. Pro další kvality je tento referenční kalibrační faktor doplněn řadou přímo měřených opravných součinitelů k_{Q,Q_o} pro danou komoru ve svazcích o kvalitě Q. Pouze ty laboratoře, které mají zdroje a standardy svazků různých kvalit, jsou schopny tyto přímo měřené součinitele kvality poskytnout. Hlavní výho-dou tohoto přístupu je, že takto je stanovena pro danou komoru její individuální změna odezvy na změnu kvality svazku. Omezením je zde, stejně jako u metody (b) uvedené níže, možný rozdíl mezi kvalitou svazku ve stan-dardizační laboratoři a kvalitou svazku uživatele a to zvláště u svazků vysokých energií [53]. V některých primárních laboratořích je význam tohoto efektu podrobně studován.

(b) Druhou možností, která se od té první liší jen způsobem prezentace dat, ale prakticky je s ní identická, je stanovení celé řady kalibračních faktorů $N_{D,w,Q}$ dané ionizační komory uživatele ve svazcích kvalit Q. Je však určitou výhodou mít kalibrační faktory normalizované k jedné referenční kvalitě formou přímo měřených sou-činitelů kvality k_{Q,Q_o}. Ty jsou totiž určeny pouze komorou a uživatel pak nemusí rekalibrovat tuto komoru pro všechny kvality Q, ale pouze pro jednu referenční Q_o. Energetická závislost komory pak může být testována méně často [11]. Navíc rekalibrace pro referenční kvalitu nemusí nutně být provedena ve stejné, obvykle primární PSDL, ve které byly změřeny hodnoty součinitele kvality k_{Q,Q_o}.

(c) Třetí možností je poskytnout uživateli kalibrační faktor N_{D,w,Q_o} dané komory pro referenční kvalitu záření, obvykle ^{60}Co a teoreticky spočítat opravu na kvalitu záření k_{Q,Q_o}, pro daný typ komory, která musí být použita v případě, že komora měří ve svazku kvality Q. Tato metoda ignoruje individuální odlišnosti komor v jejích energetických závislostech a výpočty musí spoléhat na údaje o typu komor poskytnuté výrobcem.

(d) Další možností nabízenou některými standardizačními laboratořemi je stanovení jednoho kalibračního faktoru N_{D,w,Q_o} pro danou komoru měřením ve svazku referenční kvality spolu s typovými [12] hodnotami souči-nitelů kvality změřenými pro jiné komory stejného typu. Tato metoda opět ignoruje možnou individuální odli-šnost dané komory od jiných komor stejného typu. Navíc v současné době pro většinu komerčně vyráběných komor existuje jen málo experimentálních hodnot k_{Q,Q_o}. Tento přístup má mnoho společného s metodou (c) a pokud pro daný typ ionizační komory jsou vypočtené hodnoty oprav na kvalitu ověřeny dostatečně velkým sou-borem hodnot stanovených experimentálně ve standardizační laboratoři, pak je možno tyto hodnoty považovat za střední.

Na základě takto popsaných metod můžeme uživatelům tohoto dokumentu doporučit následující.

(1) Metoda (a), nebo její obdoba (b) jsou považovány za nejlepší, i když je jasné, že pro kvality odlišné od záření gama ^{60}Co jsou tyto metody nabízeny jen několika málo primárními PSDL.

(2) Metoda (c) je doporučena těm uživatelům, kteří nemají přístup k standardizačním dozimetrickým labo-ratořím provádějícím přímá experimentální stanovení oprav na kvalitu záření. Použití záření gama ^{60}Co jako referenční kvality je zvláště vhodné pro sekundární laboratoře SSDL, které těžko mohou pracovat s urychlo-vačem. Tento postup je dnes nejběžnější a podporuje použití teoretických součinitelů k_Q vypočtených podle vztahů (4), nebo (5).

(3) Metoda (d) je možnou alternativou k metodě (c) pouze tehdy, když hodnoty k_Q nebo k_{Q,Q_o} byly získány ve standardizační dozimetrické laboratoři z dostatečně velkého souboru komor a směrodatná odchylka jednotlivých komor je malá. To bývá pravidlem pro komory sekundárních standardů [7], měřených

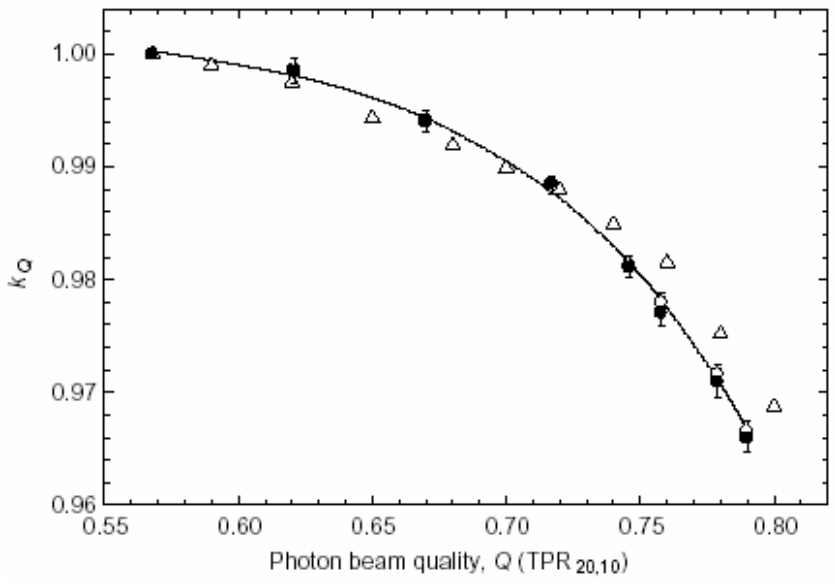
[11] Viz Kapitolu 4.3., ve které je uvedeno doporučení, jak často kalibrovat dozimetr.

[12] V těchto souvislostech je typová hodnota taková hodnota, která je společná pro komory určitého typu vyrobené stejným výrobcem.

například v NPL ve Velké Británii (viz Obr. 5, [60]). Typové hodnoty k_Q nebo k_{Q,Q_o}, které nebyly stanoveny ve standardizační dozimetrické laboratoři, se nedoporučuje používat.

(4) Dozimetry pro rentgenové záření nízkých a středních energií musí být kalibrovány podle metody (a), nebo (b) v rozsahu kvalit Q vybraných tak, aby byly co nejblíže kvalitám léčebných svazků.

(5) Dokud stanovení faktorů $N_{D,w,Q}$ měřením ve svazcích protonů a těžkých iontů ve standardizačních laboratořích nebude dostupné, pak jedinou možností pro uživatele těchto svazků zůstává teoretický postup (c).



Obr. 5. Střední hodnoty opravy kQ na kvalitu záření pro různé kvality svazků pro sekundární standardní ionizační komory typu NE 2561 (kroužky) a NE 2611 (body) změřené v NPL ve Velké Británii [60]. Plná čára je křivka proložená experimentálními daty. Intervaly nejistoty představují odchylky jednotlivých komor jsou definovány jako směrodatná odchylka výběru třinácti komor NE 2561 (horní polovina) a jedenácti komor NE 2611 (dolní polovina). Hodnoty kQ jsou normalizovány na kvalitu TPR20,10 = 0.568 (^{60}Co svazek v NPL). Vypočtené hodnoty kQ těchto komor jsou uvedeny v Tabulce 14 a pro srovnání jsou zahrnuty do grafu (trojhrany). Je vidět, že vypočtené hodnoty nerozlišují mezi těmito dvěma typy komor.

4.2. PŘÍSTROJOVÉ VYBAVENÍ

V tomto Doporučení je pro absolutní referenční dozimetrii uvažována pouze iontometrická metoda. Požadavky na vybavení se řídí předešlými dokumenty [17 a 21] jakož i normou IEC 60731 [7] pro dozimetry s ionizační komorou. Tyto dokumenty, které byly vypracovány pouze pro fotonové a elektronové záření, mohou být rozšířeny i na ostatní typy záření pojednávané v tomto Doporučení.

Tato kapitola se zabývá pouze obecnými požadavky na přístrojové vybavení. Zvláštní podrobnosti, které jsou požadovány pro určitý druh záření budou diskutovány v příslušných kapitolách.
Iontometrické dozimetrické systémy pro radioterapii sestávají z následujících částí:

(a) Jedna nebo více detekčních sestav obsahujících ionizační komoru, pevně připojený kabel s konektorem a příslušenství určené pro různé účely (různé druhy záření).

(b) Měřící sestava (elektrometr) často zvlášť kalibrovaná pro veličinu náboje nebo proudu na dílek.

(c) Jeden, nebo více vodních fantomů s vodotěsnými návleky.

(d) Jeden, nebo více zařízení pro testování stability systému.

4.2.1. Ionizační komory

Cylindrická ionizační komora může být použita pro kalibraci terapeutických rentgenových svazků nízkých a středních energií nad 80 kV a HVL 2 mm Al, svazků záření gama ^{60}Co, svazků fotonů vysokých energií, svazků

elektronů s energií větší, než 10 MeV a též svazků protonů a těžkých iontů používaných v léčbě. Tento typ ionizační komory je velmi vhodný pro měření v těchto svazcích, protože je ho možno jednoduše použít pro měření ve vodním fantomu. Objem dutiny v komoře by měl být mezi 0,1 a 1 cm^3. Tato velikost se jeví přijatelným kompromisem mezi potřebou dostatečné citlivosti a potřebou měřit dávku v bodě. Tyto požadavky jsou splněny u cylindrických komor, které mají vnitřní průměr dutiny okolo asi 7 mm a méně a délka jejich dutiny není větší, než asi 25 mm. Při měření musí být komora položena ve svazku tak, aby fluence záření byla přibližně stejná přes celou její dutinu. Délka dutiny je tedy spodní hranicí pro velikost svazku, ve kterém se má měřit.

Konstrukce komory by měla být pokud možno homogenní. Je však zřejmé, že z technických důvodů bude centrální elektroda patrně z jiného materiálu, než je stěna komory. Volba materiálu je opravdu podstatná pro zajištění malé energetické závislosti komory. To znamená, že odezva komory se příliš nemění s energií svazku. Je rovněž důležité, aby vzduchová dutina komory nebyla těsně uzavřena. Musí být vyrobena tak, aby se tlak a teplota vzduchu uvnitř komory rychle vyrovnávaly s okolím.

Při výběru ionizační komory by měl uživatel mít na paměti její účel, má-li být referenční komorou, která je kalibrována ve standardizační laboratoři a je používána pouze pro kalibrace léčebných svazků, nebo má-li být provozní komorou oklibrovanou srovnáním s referenční komorou a používanou pro rutinní měření. Komory s grafitovou stěnou mají obvykle lepší dlouhodobou stabilitu a vyrovnanější odezvu, než komory s plastickou stěnou. Ty jsou však odolnější a proto jsou vhodnější pro rutinní práci. Jsou méně stabilní, protože vlhkost vzduchu může ovlivnit jejich odezvu, zvláště je-li stěna dutiny z nylonu, nebo hmoty A150 (Shonka plastik) [61]. Protože se od ionizační komory očekává, že bude velmi přesným přístrojem, měl by si uživatel vybrat takový typ komory, který byl dostatečně odzkoušen v léčebných svazcích. Vlastnosti některých cylindrických ionizačních komor jsou uvedeny v Tabulce 3.

Použití planparalelních ionizačních komor ve svazcích vysokoenergetických fotonů a elektronů bylo podrobně popsáno v [21]. Tyto komory je doporučeno používat pro elektronové svazky všech energií. Pro energie pod 10 MeV je jejich požití nezbytně nutné. Ve fotonových svazcích jsou planparalelní komory vhodné jako referenční pouze teh-dy, jsou-li okalibrovány pro dávku ve vodě od svazku stejné kvality, jako je svazek měřený. Jsou též vhodné pro referenční dozimetr ve svazcích protonů a těžkých iontů, zvláště těch s úzkým SOBP. Planparalelní komory by měly být přizpůsobeny pro měření ve vodě a jejich konstrukce by měla být co možno nejvíce homogenní a vodě ekviva-lentní. Je velmi důležité se vyrovnat s vlivem zpětného odrazu od zadní stěny komory.

Komory navržené pro měření v pevných fantomech by pak měly být těmto fantomům ekvivalentní co nejvíce. Některé komory jsou složeny z několika materiálů a představují tudíž značnou odchylku od ideální homogenity. V takových případech neexistuje žádné jednoduché pravidlo pro výběr typu komory a látky fantomu. Jednou z hlavních výhod planparalelních komor v dozimetrii elektronových svazků je možnost snížení rozptylového poruchového efektu. Planparalelní ionizační komora může být vyrobena tak, že detekuje pouze elektrony přicházející přední stěnou, zatímco příspěvek od elektronů vniknuvších do dutiny bočními stěnami činí zanedbatelným. Taková úprava dovoluje umístit efektivní bod měření P_{eff}, do středu vstupního okénka komory, na její vnitřní povrch, a to pro všechny hloubky a kvality svazku. Pro praktické účely je proto vhodné zvolit referenční bod komory tamtéž. Aby byly podmínky pro co nejmenší rozptylovou poruchu a vhodné umístění P_{eff}, splněny v dosta-tečném přiblížení, musí mít dutina komory tvar pánve, nebo disku, jehož poloměr je mnohem větší, než výška, a to alespoň pětkrát. Navíc průměr sběrné elektrody by neměl přesáhnout 20 mm, aby se neprojevila radiální nehomogenita svazku. Výška dutiny by neměla být větší, než 2 mm a sběrná elektroda by měla být obepnuta ochrannou elektrodou, jejíž šířka musí být alespoň 1.5 násobkem výšky dutiny. Dále by tloušťka vstupního okénka neměla přesáhnout 0,1 g/cm^2 (nebo 1 mm PMMA), aby se mohlo měřit i v malých hloubkách. Je též nutné ventilovat dutinu tak, aby se tlak a teplota vzduchu v dutině rychle vyrovnávaly s okolím. Vlastnosti některých planparalelních ionizačních komor pro dozimetrii elektronových svazků jsou uvedeny v Tabulce 4. Tyto komory mohou být používány i pro relativní dozimetrii fotonových svazků [21] a léčebných svazků protonů a těžkých iontů.

Ionizační komory pro měření nízkoenergetického rentgenového záření musí být též planparalelní. Komory musí mít vstupní okénko z tenké folie o tloušťce pouze 2–3 mg/cm^2. Ve svazcích nad 50 keV potřebují tyto komory na vstupním okénku další plastikové buildup folie, aby se dosáhlo rovnovážné tloušťky pro dopadající svazek a zároveň, aby se odfiltrovaly sekundární elektrony vyražené z kolimátoru (viz Tabulku 24). Při měření je komora upevněna ve fantomu tak, aby povrch okénka lícoval s povrchem fantomu. Když je komora odeslána ke kalibraci, musí s ní být odeslán i fantom a její buildup folie. Aby závislost odezvy komory na tvaru spektra fotonů byla co nejmenší, neměla by se odezva komory v závislosti na energii záření měnit o více než 5% přes celý interval energií, ve kterém se tato komora používá. Vlastnosti některých planparalelních komor jsou v Tabulce 5.

TABULKA 3. VLASTNOSTI CYLINDRICKÝCH IONIZAČNÍCH KOMOR (podle údajů dodaných výrobci).

Ionization chamber type[a]	Cavity volume (cm^3)	Cavity length (mm)	Cavity radius (mm)	Wall material	Wall thickness (g/cm^2)	Buildup cap material[b,c]	Buildup cap thickness[b,c] (g/cm^2)	Central electrode material[c]	Waterproof
Capintec PR-05P mini	0.07	5.5	2.0	C-552	0.220	Polystyrene	0.568	C-552	N
Capintec PR-05 mini	0.14	11.5	2.0	C-552	0.220	Polystyrene	0.568	C-552	N
Capintec PR-06C/G Farmer	0.65	22.0	3.2	C-552	0.050	C-552	0.924	C-552	N
Capintec PR-06C/G Farmer	0.65	22.0	3.2	C-552	0.050	Polystyrene	0.537	C-552	N
Capintec PR-06C/G Farmer	0.65	22.0	3.2	C-552	0.050	PMMA [d]	0.547	C-552	N
Exradin A2 Spokas (2 mm cap)	0.53	11.4	4.8	C-552	0.176	C-552	0.352	C-552	Y
Exradin T2 Spokas (4 mm cap)	0.53	11.4	4.8	A-150	0.113	A-150	0.451	A-150	Y
Exradin A1 mini Shonka (2 mm cap)	0.05	5.7	2.0	C-552	0.176	C-552	0.352	C-552	Y
Exradin T1 mini Shonka (4 mm cap)	0.05	5.7	2.0	A-150	0.113	A-150	0.451	A-150	Y
Exradin A12 Farmer	0.65	24.2	3.1	C-552	0.088	C-552	0.493	C-552	Y
Far West Tech IC-18	0.1	9.5	2.3	A-150	0.183	A-150	0.386	A-150	N
FZH TK 01	0.4	12.0	3.5	Delrin	0.071	Delrin	0.430		Y
Nuclear Assoc. 30-750	0.03	3.6	2.0	C-552	0.068			C-552	Y
Nuclear Assoc. 30-749	0.08	4.0	3.0	C-552	0.068			C-552	Y

TABULKA 3. (pokračování)

Nuclear Assoc. 30-744	0.13	5.8	3.0	C-552	0.068			C-552	Y
Nuclear Assoc. 30-716	0.25	10.0	3.0	C-552	0.068			C-552	Y
Nuclear Assoc. 30-753 Farmer shortened	0.25	9.0	3.1	C-552	0.068	Delrin	0.560	C-552	Y
Nuclear Assoc. 30-751 Farmer	0.69	23.0	3.1	Delrin	0.056	Delrin	0.560	Aluminium	Y
Nuclear Assoc. 30-752 Farmer	0.69	23.0	3.1	Graphite	0.072	Delrin	0.560	Aluminium	Y
NE 2515	0.2	7.0	3.0	Tufnol	0.074	PMMA	0.543	Aluminium	N
NE 2515/3	0.2	7.0	3.2	Graphite	0.066	PMMA	0.543	Aluminium	N
NE 2577	0.2	8.3	3.2	Graphite	0.066	Delrin	0.552	Aluminium	N
NE 2505 Farmer	0.6	24.0	3.0	Tufnol	0.075	PMMA	0.545	Aluminium	N
NE 2505/A Farmer	0.6	24.0	3.0	Nylon 66	0.063	PMMA	0.545	Aluminium	N
NE 2505/3, 3A Farmer	0.6	24.0	3.2	Graphite	0.065	PMMA	0.551	Aluminium	N
NE 2505/3, 3B Farmer	0.6	24.0	3.2	Nylon 66	0.041	PMMA	0.551	Aluminium	N
NE 2571 Farmer	0.6	24.0	3.2	Graphite	0.065	Delrin	0.551	Aluminium	N
NE 2581 Farmer (PMMA cap)	0.6	24.0	3.2	A-150	0.041	PMMA	0.584	A-150	N
NE 2581 Farmer (polystyrene cap)	0.6	24.0	3.2	A-150	0.041	polystyrene	0.584	A-150	N
NE 2561/ 2611 Sec. Std	0.33	9.2	3.7	Graphite	0.090	Delrin	0.600	Aluminium (hollow)	N
PTW 23323 micro	0.1	12.0	1.6	PMMA [e]	0.197	PMMA	0.357	Aluminium	Y
PTW 23331 rigid	1.0	22.0	4.0	PMMA [e]	0.060	PMMA	0.345	Aluminium	N
PTW 23332 rigid	0.3	18.0	2.5	PMMA [e]	0.054	PMMA	0.357	Aluminium	N
PTW 23333 (3 mm cap)	0.6	21.9	3.1	PMMA [e]	0.059	PMMA	0.356	Aluminium	N
PTW 23333 (4.6 mm cap)	0.6	21.9	3.1	PMMA [e]	0.053	PMMA	0.551	Aluminium	N
PTW 30001 Farmer	0.6	23.0	3.1	PMMA [e]	0.045	PMMA	0.541	Aluminium	N
PTW 30010 Farmer	0.6	23.0	3.1	PMMA [e]	0.057	PMMA	0.541	Aluminium	N

TABULKA 3. (pokračování)

PTW 30002/30011 Farmer	0.6	23.0	3.1	Graphite	0.079	PMMA	0.541	Graphite	N
PTW 30004/30012 Farmer	0.6	23.0	3.1	Graphite	0.079	PMMA	0.541	Aluminium	N
PTW 30006/30013 Farmer	0.6	23.0	3.1	PMMA [e]	0.057	PMMA	0.541	Aluminium	Y
PTW 31002 flexible	0.13	6.5	2.8	PMMA [e]	0.078	PMMA	0.357	Aluminium	Y
PTW 31003 flexible	0.3	16.3	2.8	PMMA [e]	0.078	PMMA	0.357	Aluminium	Y
SNC 100730 Farmer	0.6	24.4	3.5	PMMA	0.060	PMMA	0.536	Aluminium	N
SNC 100740 Farmer	0.6	24.4	3.5	Graphite	0.085	PMMA	0.536	Aluminium	N
Victoreen Radocon III 550	0.3	4.3	2.5	Delrin	0.529		0.536		N
Victoreen Radocon II 555	0.1	23.0	2.4	Polystyrene	0.117	PMMA	0.481		N
Victoreen 30-348	0.3	18.0	2.5	PMMA	0.060	PMMA	0.360		N
Victoreen 30-351	0.6	23.0	3.1	PMMA	0.060	PMMA	0.360		N
Victoreen 30-349	1.0	22.0	4.0	PMMA	0.060	PMMA	0.360		N
Victoreen 30-361	0.4	22.3	2.4	PMMA	0.144	PMMA	0.360		N
Scdx-Wellhöfer IC 05	0.08	4.0	3.0	C-552	0.068			C-552	Y
Scdx-Wellhöfer IC 06	0.08	4.0	3.0	C-552	0.068			C-552	Y
Scdx-Wellhöfer IC 10	0.14	6.3	3.0	C-552	0.068			C-552	Y
Scdx-Wellhöfer IC 15	0.13	5.8	3.0	C-552	0.068			C-552	Y
Scdx-Wellhöfer IC 25	0.25	10.0	3.0	C-552	0.068			C-552	Y
Scdx-Wellhöfer IC 28 Farmer shortened	0.3	9.0	3.1	C-552	0.068	POM [f]	0.560	C-552	Y
Scdx-Wellhöfer IC 69 Farmer	0.67	23.0	3.1	Delrin	0.056	POM	0.560	Aluminium	Y
Scdx-Wellhöfer IC 70 Farmer	0.67	23.0	3.1	Graphite	0.068	POM	0.560	Aluminium	Y

a. Některé komory uvedené v tabulce 3 nesplňují minimální požadavky uvedené v odstavci 4.2.1. Byly zahrnuty do tabulky protože se v současné době dosud používají v klinické praxi. V tabulce 3 jsou uvedeny hodnoty od výrobce, které však mohou být časem aktualizovány.
b. Pro stanovení absorbované dávky založené na standardu dávky ve vodě jsou informace o buildup návleku komory irelevantní. Jsou zde uvedeny pouze pro možnost srovnání s předešlou metodou založenou na standardu kermy ve vzduchu.
c. Prázdná místa znamenají že, informace není dostupná.
d. Polymetyl metakrylát ($C_5H_8O_2$) je znám též jako akrylik. Prodává se pod komerčními názvy Lucite, Plexiglas nebo Perspex.
e. Jako většina typů komor s nevodivými plastovými stěnami má i tato komora stěnu s vnitřní grafitovou vrstvou. Pro komory tohoto typu tloušťka a měrná hmotnost vodivé vrstvy je výrobcem uvedena ve specifikacích komory.
f. Polyoxymethylene (CH_2O). Obchodní jméno je Delrin

TABULKA 4. VLASTNOSTI PLANPARALELNÍCH IONIZAČNÍCH KOMOR (převzato z odkazu [21])

Ionization chamber type[a]	Materials	Window thickness	Electrode spacing	Collecting electrode diameter	Guard ring width	Recommended phantom material
NACP01 (Scanditronix) Calcam-1 (Dosetek)	Graphite window, graphited rexolite electrode, graphite body (back wall), rexolite housing	90 mg/cm^2 0.5 mm	2 mm	10 mm	3 mm	Polystyrene Graphite Water (with water-proof housing)
NACP02 (Scanditronix) Calcam-2 (Dosetek)	Mylar foil and graphite window, graphited rexolite electrode, graphite body (back wall), rexolite housing	104 mg/cm^2 0.6 mm	2 mm	10 mm	3 mm	Water, PMMA
Markus chamber PTW 23343 NA 30-329 NE 2534	Graphited polyethylene foil window, graphited polystyrene collector, PMMA body, PMMA cap	102 mg/cm^2 0.9 mm (incl. cap)	2 mm	5.3 mm	0.2 mm	Water, PMMA
Scdx-Wellhöfer PPC 05	Window and body C-552, graphited (PEEK[b]) electrode	176 mg/cm^2 1 mm	0.5 mm	10 mm	3.5 mm	Water
Holt chamber (Memorial) NA 30-404	Graphited polystyrene wall and electrode, polystyrene body	416 mg/cm^2 4 mm	2 mm	25 mm	5 mm	Polystyrene (phantom integr.)

TABULKA 4. (pokračování)

Capintec PS-033	Aluminized mylar foil window, carbon impregnated air equivalent, plastic electrode, polystyrene body	0.5 mg/cm^2 0.004 mm	2.4 mm	16.2 mm	2.5 mm	Polystyrene
Exradin 11	Conducting plastic wall and electrodes Model P11: polystyrene equivalent Model A11: C-552, air equivalent Model T11: A-150, tissue equivalent	P11: 104 mg/cm^2 1 mm	2 mm	20 mm	5.1 mm	P11: polystyrene water
Roos chamber PTB FK6 PTW 34001 Scdx-Wellhöfer PPC 35 Scdx-Wellhöfer PPC 40	PMMA, graphited electrodes	118 mg/cm^2 1 mm	2 mm	16 mm	4 mm	Water PMMA
Attix chamber RMI 449	Kapton conductive film window, graphited polyethylene collector, solid water body	4.8 mg/cm^2 0.025 mm	1 mm (0.7 mm reported)	12.7 mm	13.5 mm	Solid water

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

[b] Polyetheretherketone ($C_{19}H_{18}O_3$) 1.265 g/cm^3.

TABULKA 5. VLASTNOSTI PLANPARALELNÍCH IONIZAČNÍCH KOMOR POUŽÍVANÝCH PRO DOZIMETRII RENTGENOVÉHO ZÁŘENÍ NÍZKÝCH ENERGIÍ

Typ komory	Objem dutiny cm^3	Průměr sběrné elektrody mm	Materiál okénka	Tloušťka okénka $mg/cm^{š}$
PTW M23342	0.02	3	Polyethylene	2.5
PTW M23344	0.20	13	Polyethylene	2.5
NE 2532/3A	0.03	3	Polyethylene	2.3
NE 2536/3A	0.30	13	Polyethylene	2.3

4.2.2. Měřící sestava

Sestava pro měření proudu, nebo náboje sestává z elektrometru a zdroje sběrného napětí pro ionizační komoru. Elektrometr by měl mít čtyřmístný digitální displej aby rozlišení odezvy bylo alespoň 0.1%. Dlouhodobá stabilita systému nesmí být horší, než 0.5% během jednoho roku.

Ionizační komora a elektrometr mohou být kalibrovány odděleně. To je zvláště výhodné v ústavech, kde mají více komor a elektrometrů. Je ovšem možné považovat elektrometr za nedílnou součást dozimetru a kalibrovat komoru s elektrometrem jako jeden přístroj.

Polarita a velikost sběrného napětí připojeného na komoru má být měnitelná tak, aby bylo možné určit polarizační efekt komory a účinnost sběru iontů v ní zářením uvolněných jak je popsáno v kapitole 4.4.3.4.

4.2.3. Fantomy

Už předešlé protokoly IAEA [17 a 21] doporučily vodu jako referenční látku pro měření absorbované dávky od fotonových a elektronových svazků. Tento Protokol toto doporučení potvrzuje.Velikost fantomu má přesahovat alespoň o 5 cm všechny čtyři strany největšího použitého pole v hloubce měření. Za největší hloubkou měření musí být vrstva alespoň 5 g/cm^2 s výjimkou pro rentgenové záření středních energií, kde je nutno tloušťku této vrstvy zvýšit alespoň na 10 g/cm^2

Pevné fantomy mohou být použity pro elektronové svazky nižších energií (pod asi 10 MeV, viz Kapitolu 7.8) a jsou obyčejně požadovány v dozimetrii nízko energetického rentgenového záření. Tyto pevné fantomy jsou ve formě desek z polystyrenu, PMMA, nebo z různých vodě ekvivalentních látek prodávaných pod názvy pevná, plastická, nebo virtuální voda.

Stanovení dávky musí být vždy pro absorbovanou dávku ve vodě v referenční hloubce vodního fantomu. V ideálním případě by měl být fantom z látky ekvivalentní vodě, to jest měl by mít stejné absorpční a rozptylové vlastnosti . V Tabulce 6 jsou uvedeny vybrané vlastnosti látek běžně používaných jako náhrada vody, tj. prvkové složení ve váhových poměrech, měrná hustota a střední atomové číslo.

Přes vzrůstající oblíbenost pevných fantomů je jejich použití v referenčních měřeních velmi nevhodné (s výjimkou nízkoenergetického rentgenového záření), protože tyto pevné fantomy způsobují největší nesrovnalosti určování dávky ve většině typů svazků. Ty jsou vyvolány hlavně nestejnou měrnou hmotností desek v různých sestavách a pouze přibližným charakterem procedur, které převádějí hloubku a dávku, nebo fluenci z plastiku do vody. Měrná hustota desek by neměla být brána podle nominální hodnoty udávané výrobcem, ale měla by být kontrolována pro každou sestavu – fantom, protože byly nalezeny odchylky až 4%, viz například [65]. Ověřování plastických fantomů ve formě desek by mělo zahrnovat určení střední tloušťky a měrné hmotnosti každé desky spolu s variací těchto parametrů pro každou desku. Každá deska by měla být radiograficky testována na přítomnost bublin a jiných nehomogenit.

Ačkoliv se tedy nedoporučuje používat pevné fantomy v referenční dozimetrii, mohou být s úspěchem použity v rutinní dozimetrii pro ověřování kvality (QC) za předpokladu, že poměr odezev dozimetru v plastiku a ve vodě byl pro daný svazek zjištěn při jeho kalibraci. To obnáší pečlivé srovnání s měřeními ve vodě, která mají předcházet rutinním měřením v pevném fantomu a též pravidelná ověřování v rozumně dlouhých intervalech, která dosvědčí trvající platnost a celistvost původních porovnání [65].

Jsou-li užívány pevné fantomy z izolujících látek, musí mít uživatel na zřeteli problémy, které mohou vznikat z akumulovaného náboje. To je zvlášť důležité v případě, že dutinová ionizační komůrka v plastikovém fantomu je používána na měření elektronových svazků, což není doporučováno v tomto Protokolu. Akumulovaný náboj však může mít významný vliv i na kalibraci elektronového svazku planparalelní komorou. Generuje totiž elektrické pole velké intenzity v okolí komory a tím přímo ovlivňuje fluenci elektronů a tím pádem i odečet komory. Aby se vliv akumulovaného náboje snížil, musí být fantom sestaven z desek, které tloušťkou nepřesahují 2 cm [17 a 66]. Jak již uvedeno výše, skutečná tloušťka desek a změna této tloušťky v rámci každé desky musí být zjištěna měřením, zvláště to platí pro tenké desky. Střední měrná hmotnost každé desky musí být též určena měřením. Navíc mezi deskami nesmí zůstat při měření žádné vzduchové vrstvy.

TABULKA 6. ATOMOVÉ SLOŽENÍ (VE ZLOMCÍCH HMOTNOSTI), MĚRNÁ HMOTNOST A STŘEDNÍ ATOMOVÉ ČÍSLO BĚŽNÝCH FANTOMOVÝCH LÁTEK POUŽÍVANÝCH JAKO NÁHRADA VODY (pro srovnání je voda též zahrnuta do tabulky)

	Liquid water[a]	Solid water WT1[a]	Solid water RMI-457	Plastic water	Virtual water	PMMA[a,b]	Polystyrene[a]	Tissue equivalent plastic A-150[a]
H	0.1119	0.0810	0.0809	0.0925	0.0770	0.0805	0.0774	0.1013
C		0.6720	0.6722	0.6282	0.6874	0.5998	0.9226	0.7755
N		0.0240	0.0240	0.0100	0.0227			0.0351
O	0.8881	0.1990	0.1984	0.1794	0.1886	0.3196		0.0523
F								0.0174
Cl		0.0010	0.0013	0.0096	0.0013			
Ca		0.0230	0.0232	0.0795	0.0231			0.0184
Br				0.0003				
Density (g/cm^3)	1.000	1.020	1.030	1.013	1.030	1.190	1.060	1.127
$\bar{Z}$[c]	6.6	5.95	5.96	6.62	5.97	5.85	5.29	5.49

[a] See Refs [62, 64].
[b] Polymethyl methacrylate, also known as acrylic. Trade names are Lucite, Plexiglas or Perspex.
[c] For the definition of mean atomic number see, for instance, Refs [11] or [21].

4.2.4. Vodotěsný návlek pro komoru

Pokud není ionizační komora navržena a vyrobena jako vodotěsná, musí být před ponořením do vody vložena do vodotěsného návleku. Z odkazu 33 lze převzít následující doporučení. Návlek by měl být z PMMA a tloušť-ka jeho stěny by měla být dostatečně malá (méně než 1 mm) tak, aby tepelné vyrovnání s vodním okolím netr-valo déle, než 10 minut. Návlek má být dále takový, aby umožňoval rychlé vyrovnávání tlaku v dutině komory s atmosférickým tlakem. K tomu je přiměřená vzduchová mezera 0.1 až 0.3 mm mezi komorou a návlekem. Aby se potlačil vznik vodní páry v okolí komory, neměl by návlek být ponechán ve vodě déle, než je pro měření nezbytné. Dalšího zvýšení přesnosti lze dosáhnout používáme-li při měření v uživatelském svazku stejného návleku jako při kalibraci komory ve standardizační laboratoři.

I pro vodotěsné komory může být použití návleku výhodné, protože zajišťuje přesnou lokalizaci komory, to ovšem závisí na konstrukci fantomu. Měření v Dozimetrické laboratoři IAEA ukázala, že kalibrační faktor $N_{D,w}$ vodotěsné komory Farmerova typu, PTW W300006 se významně nemění přítomností návleku do tloušťky 1 mm. Komory tohoto typu mohou být tedy kalibrovány s návlekem, nebo bez něho a mohou být následně použity pro měření v nemocnicích způsobem, který je v daném místě nejvhodnější.

Podobná studie by měla proběhnout i pro ostatní typy komor, než bude možné toto doporučení rozšířiti i na ně. Použití tenkých gumových návleků se nedoporučuje, zvláště ne pro referenční komory a to pro zvýšené riziko vniknutí vody a též z toho důvodu, že gumový návlek omezuje vyrovnávání tlaku v dutině s tlakem atmosférickým. Navíc bývá vnitřní povrch návleku již z výroby pokryt velmi jemným pudrem, který může snadno vniknout do komory a významně ovlivnit její odečet, zvláště při měření rentgenového záření nízkých a středních energií [67].

4.2.5. Umístění ionizační komory do referenční hloubky

Při umisťování komor do referenční hloubky ve vodě, *z*ref (vyjádřené v g/cm2), musí být uvažovány poruchové vlivy vyvolané přítomností dutiny, stěny a ochranného návleku. Je-li kvalita měřeného svazku *Q* stejná, jako kvalita kalibračního svazku *Qo*, nebo jsou-li používány naměřené opravy $k_{Q,Qo}$, jsou korekce na tyto vlivy obsaženy v kalibračních faktorech a proto postačí umístit komoru do stejné hloubky, jako při kalibraci s výjimkou případů, kdy vodotěsný návlek má o hodně jinou tloušťku, než při kalibraci. Toto je jedna z podstatných výhod kalibrace v jednotkách absorbované dávky ve vodě.

Není-li k dispozici kalibrační faktor pro kvalitu uživatelského svazku, musí být použity vypočtené hodnoty oprav na kvalitu záření $k_{Q,Qo}$. V takovém případě jsou některé opravy na poruchy již zahrnuty do $k_{Q,Qo}$ a některé další musí být uvažovány při umisťování komory.

Je nutné počítat s vlivem jakéhokoliv okénka komory, jak je diskutováno níže. Výraz ¨vodě ekvivalentní tloušťka¨ v g/cm^2 se vztahuje k součinu skutečné tloušťky v cm a měrné hmotnosti v g/cm^3.

V klinické praxi je lépe umisťovat komoru do přesně známé hloubky, která je až na nejvýše jeden milimetr rovna referenční hloubce z_{ref} a pak provést opravu na z_{ref} podle měření hloubkové dávky v uživatelském svazku, než se pokoušet umísťovat komoru s přesností zlomku mm přímo do hloubky z_{ref}.
Všimněte si, že výraz ¨referenční bod komory¨je užit níže a pak při definici referenčních podmínek v každé kapitole. Pro cylindrické komory tento bod leží ve středu objemu dutiny na ose komory. Pro komory planparalelní, s výjimkou komor pro měření měkkého rentgenového záření, je tento bod na vnitřní straně ve středu okénka komory. Pro planparalelní komory použité k měření měkkého rentgenového záření je tento bod ve středu vnějšího povrchu okénka, nebo jejího zesílení, v případě, že jsou použity buildup folie.

4.2.5.1. Vlivy přítomnosti dutiny

Přítomnost dutiny vyvolává dva efekty. Porucha fluence elektronů v místě měření je zahrnuta do opravy *z*ref obsažené ve faktoru *kQ,Qo*. Komora umístěná svým referenčním bodem do hloubky *z*ref neměří fluenci elektronů přesně v tomto bodě neporušeného vodního fantomu. To může být vzato v úvahu buď použitím faktoru posunutí *p*dis při výpočtu *kQ,Qo*, nebo skutečným posunutím komory po ose svazku tak, aby tento vliv byl kompen-sován. To bývá často označováno jako použití ¨efektivního bodu měření ¨ viz [17]

Komory planparalelního typu mají referenční bod v bodě efektivním. Když ten leží v referenční hloubce *z*ref, pak není zapotřebí žádné korekce *p*dis.

U komor cylindrického typu záleží na druhu záření, jak tuto metodu použít a to je proto popsáno v každé odpovídající kapitole. Ve svazcích záření gama ^{60}Co, svazcích fotonů a protonů vysokých energií umisťujeme komoru svým středem (referenčním bodem) do hloubky *z*ref a oprava *p*dis se zahrnuje do výpočtu *kQ,Qo*. Ve svazcích elektronů a těžkých iontů se tato metoda umisťování nedoporučuje používat z důvodu příliš strmých gradientů. Cylindrické ionizační komory se umisťují 0.5 *r*cyl hlouběji, než *z*ref, kde *r*cyl je vnitřní poloměr dutiny komory. Ve svazcích těžkých iontů se doporučuje posunutí 0.75 *r*cyl.

Střed objemu dutiny by měl být brán na ose komory ve vzdálenosti od konce komory (bez buildup návleku) dané výrobcem. Například pro komory typu NE 2561 a NE 2611A je to vzdálenost 5 mm od konce komor, pro typ NE 2571 (Farmer) je to 13 mm od konce.

4.2.5.2. Vliv stěny komory

Součinitel p_{wall} zahrnutý do oprav $k_{Q,Qo}$ koriguje změnu odezvy způsobenou odlišností materiálu stěny od materiálu fantomu pro různé druhy záření. Nezahrnuje však opravu na odlišné zeslabení primární fluence stěnou komory v porovnání se zeslabením stejnou tloušťkou látky fantomu. Jsou-li kvality měřeného svazku a kali-

bračního svazku stejné, pak je tato oprava obsažena v kalibračním faktoru komory. I když kvality obou svazků nejsou stejné, je zeslabení fotonového svazku stěnou dostatečně malé, aby se její odlišnost mohla zanedbat. Na druhé straně ve svazcích nabitých částic může být zeslabení stěnou komory významně odlišné od zeslabení stejnou tloušťkou fantomové látky a proto by se striktně vzato měla pro umisťování komory brát vždy v úvahu vodě ekvivalentní tloušťka její stěny. V praxi je však často tento posuv velmi malý a pro většinu běžně používaných komor zanedbatelný.

4.2.5.3. Vodotěsný návlek

Na vodotěsný návlek je nahlíženo podobně jako na stěnu komory. Je-li v měřeném svazku použit stejný návlek jako při kalibraci, pak může být opravdu považován za součást stěny. V tomto Protokolu je doporučen právě tento přístup. Pokud však je použit významně odlišný návlek, pak rozdíl mezi vodě ekvivalentními tloušťkami musí být brán v úvahu při umisťování komory do hloubky z_{ref} a to pro všechny druhy záření.

4.2.5.4. Okno fantomu

V horizontálních svazcích všech druhů a kvalit musí být zohledněna vodě ekvivalentní tloušťka okna fantomu, kterým svazek prochází. Tenká okna se mohou po naplnění fantomu vyboulit směrem ven důsledkem tlaku vody. Tento efekt vznikne ihned po naplnění, ale může se ještě několik hodin poté postupně zvětšovat. Tlakový efekt zvětšuje množství vody před komorou a měl by být tedy brán v úvahu při umisťování komory do referenční hloubky z_{ref}, hlavně ve svazcích rentgenového záření středních energií a v nízko energetických svazcích elektronů.

4.3. KALIBRACE IONIZAČNÍCH KOMOR

Ionizační komora, která má být kalibrována ve standardizační laboratoři musí být, jak před odesláním, tak po navrácení testována na dlouhodobou stabilitu vhodným testovacím zařízením. Tak se ověří, nebyla-li stálost odezvy komory ovlivněna transportem. Referenční komora by měla být kalibrována pro referenční kvalitu v intervalu nepřesahujícím dva, či tři roky, nebo kdykoliv se uživatel domnívá, že komora by mohla být poškozena. Jestliže opravy na kvalitu k_{Q,Q_0} (nebo $N_{D,w,Q}$) byly získány přímým měřením, měly by být ověřovány při každé zhruba třetí rekalibraci komory. Tato procedura by neměla být opakována více, než dvakrát po sobě. Komora by měla tedy být rekalibrována pro všechny energie alespoň jednou za šest let. Komory používané pro kalibraci rentgenových svazků nízké a střední energie by však měly být kalibrovány pro všechny tyto energie pokaždé, protože jsou zvlášť náchylné měnit svou energetickou závislost právě v tomto oboru energií. Je povinností uživatele zvýšit frekvenci kalibrací komor, jejichž dlouhodobá stabilita nebyla ověřována po dobu více, než pěti let.

4.3.1. Kalibrace ve svazku gama ^{60}Co

Kalibrace mohou být provedeny buď přímo proti primárnímu standardu absorbované dávky ve vodě v laboratoři PSDL, nebo, obvykleji, proti sekundárnímu standardu SSDL. Zde budeme rozebírat pouze druhý případ [13].

Předpokládejme, že známe hodnotu absorbované dávky ve vodě *Dw*, v hloubce 5 g/cm^2 vodního fantomu od záření gama ^{60}Co. Toto je realizováno v laboratoři SSDL kalibrovanou ionizační komorou měřící ve vodním fantomu. Komora uživatele je umístěna svým referenčním bodem do hloubky 5 g/cm^2 vodního fantomu a její kalibrační faktor $N_{D,w}$ je stanoven ze vztahu (9)

$$N_{D,w} = \frac{D_w}{M} \qquad (9)$$

Kde *M* je odečet dozimetru opravený na ovlivňující veličiny tak, aby se vztahoval k referenčním podmínkám, pro které má kalibrační faktor platit. Referenční podmínky doporučené pro kalibrace ionizačních komor ve svazcích záření gama ^{60}Co jsou uvedeny v Tabulce 7.

[13] Všeobecné pokyny pro kalibraci radioterapeutických dozimetrů ve standardizačních laboratořích jsou uvedeny v řadě publikací, z nichž odkaz [33] je vřele doporučen jako cenný zdroj informací.

TABULKA 7. REFERENČNÍ PODMÍNKY PRO KALIBRACI IONIZAČNÍCH KOMOR VE SVAZCÍCH ZÝŘENÍ GAMA KOBALTU ^{60}Co VE STANDARDIZAČNÍCH LABORATOŘÍCH

Influence quantity	Reference value or reference characteristic
Phantom material	Water
Phantom size	30 cm × 30 cm × 30 cm (approximately)
Source–chamber distance[a] (SCD)	100 cm
Air temperature[b]	20°C [c]
Air pressure	101.3 kPa
Reference point of the ionization chamber	For cylindrical chambers, on the chamber axis at the centre of the cavity volume; for plane-parallel chambers on the inner surface of the entrance window, at the centre of the window.
Depth in phantom of the reference point of the chamber[a]	5 g/cm^2
Field size at the position of the reference point of the chamber	10 cm × 10 cm
Relative humidity	50%
Polarizing voltage and polarity	No reference values are recommended, but the values used should be stated in the calibration certificate.
Dose rate	No reference values are recommended, but the dose rate used should always be stated in the calibration certificate. It should also be stated whether a recombination correction has or has not been applied and, if so, the value should be stated.

[a] After a water phantom with a plastic window has been filled, its dimensions may slowly change with time. When using a horizontal beam, it may therefore be necessary to check the source–surface distance and the chamber depth every few hours.

[b] The temperature of the air in a chamber cavity should be taken to be that of the phantom, which should be measured; this is not necessarily the same as the temperature of the surrounding air.

[c] In some countries the reference air temperature is 22°C.

4.3.2. Kalibrace v kilovotážních svazcích

Jak již bylo zmíněno v Kapitole 4.1, komory pro měření záření X nízkých a středních energií musí být kalibrovány ve svazcích, jejichž kvalita je podobná kvalitě svazků měřených. V době, kdy vznikalo toto Doporučení existovala pouze jedna primární PSDL laboratoř s primárním standardem absorbované dávky ve vodě pro tyto kvality záření X [45]. Přesto je možné odvodit kalibrační faktory pro absorbovanou dávku ve vodě z kalibračních faktorů pro kermu ve vzduchu za pomoci některého z přijatých protokolů pro dozimetrii rentgenového záření (viz Příloha I.2.). Tak může kterákoliv standardizační laboratoř s etalonem kermy ve vzduchu poskytovat odvozené kalibrační faktory pro absorbovanou dávku ve vodě. Ač je tento postup formálně totožný s tím, že si uživatel sám převede kermový faktor na dávkový podle stejného protokolu, má námi doporučovaný postup tu výhodu, že zajišťuje široké použití unifikované metody zde uvedené a to v té oblasti dozimetrie, kde standardní metody výrazně chybí.

Zůstává zde jistě možnost, že jednotlivé laboratoře se budou od sebe lišit podle toho, který protokol použijí pro odvození kalibračních faktorů pro dávku ve vodě. Toto však jistě nezvýší nesourodost již existující a pocházející z těchto různých protokolů. Každá laboratoř, která poskytuje takto odvozené kalibrační faktory musí plně doložit jakým způsobem bylo odvození provedeno tak, aby, pokud to bude třeba, byly případné rozdíly vysvětleny a aby se zachovala návaznost na původní primární standard kermy ve vzduchu.

Kvůli velkému množství pomocných dozimetrických zařízení jako jsou fantomy, vodotěsné návleky a buildup folie, jakož i pro velké množství různých ozařovacích podmínek v klinické praxi užívaných, jako je velikost svazku a SSD, je velmi důležité se k těmto klinickým podmínkám při kalibraci přiblížit jak jen to je možné. Komora zaslaná ke kalibraci musí mít všechna svá pomocná zařízení a její použití musí být podrobně a jednoznačně specifikováno.

Typické referenční podmínky pro kalibraci ionizačních komor v oblasti rentgenových svazků nízkých a středních energií jsou uvedeny v Tabulce 8.

4.3.3. Kalibrace pro jiné kvality svazků

Pouze laboratoře disponující urychlovačem mohou provádět kalibrace ve vysoko energetických svazcích fotonů a elektronů. Uživatel dostane buď sérii kalibračních faktorů $N_{D,w,Q}$ pro řadu svazků různé kvality, nebo jeden kalibrační faktor N_{D,w,Q_o} , a sérii oprav na různé kvality k_{Q,Q_o}. Podrobnosti kalibračních postupů v primárních laboratořích PSDL jsou mimo rámec tohoto Doporučení.

Je nutno podotknout, že dosud neexistuje žádný standard absorbované dávky pro svazky protonů a těžkých iontů. Přesto je možno získat kalibrační faktory pro dávku ve vodě přímo v uživatelském svazku za předpo-kladu, že standardizační laboratoř může provádět kalibrační měření, například s vodním kalorimetrem, přímo v klinickém ústavu.

TABULKA 8. REFERENČNÍ PODMÍNKY PRO KALIBRACI IONIZAČNÍCH KOMOR VE SVAZCÍCH RENTGENOVÉHO ZÁŘENÍ NÍZKÝCH A STŘEDNÍCH ENERGIÍ VE STANDARDIZAČNÍCH LABORATOŘÍCH.

Influence quantity	Reference value or reference characteristic	
	Low energy X rays	Medium energy X rays
Phantom material	PMMA or water equivalent plastic	Water
Phantom size	12 cm × 12 cm × 6 cm	30 cm × 30 cm × 30 cm (approximately)
Source–surface distance (SSD)	Treatment distance as specified by the user[a]	Treatment distance as specified by the user[a]
Air temperature[b]	20°C[c]	20°C[c]
Air pressure	101.3 kPa	101.3 kPa
Reference point of the ionization chamber	For plane-parallel ionization chambers, the centre of the outside of the front window (or the outside of any additional buildup foil)	For cylindrical chambers, on the central axis at the centre of the cavity volume
Depth in phantom of the reference point of the chamber	Surface	2 g/cm^2
Field size at the position of the reference point of the chamber[d]	3 cm × 3 cm or 3 cm diameter	10 cm × 10 cm
Relative humidity	50%	50%
Polarizing voltage and polarity	No reference values are recommended, but the values used should be stated in the calibration certificate.	
Dose rate	No reference values are recommended, but the dose rate used should always be stated in the calibration certificate. It should also be stated whether a recombination correction has or has not been applied and if so, the value should be stated.	

[a] If more than one SSD is used, the greatest should be chosen for calibration.
[b] The temperature of the air in a chamber cavity should be taken to be that of the phantom, which should be measured; this is not necessarily the same as the temperature of the surrounding air.
[c] In some countries the reference air temperature is 22°C.
[d] If these field sizes do not correspond to any of the user beams, then the closest field size to this that will be used clinically should be used.

4.4. REFERENČNÍ DOZIMETRIE V UŽIVATELSKÉM SVAZKU

4.4.1. Stanovení absorbované dávky ve vodě

Předpokládejme, že uživatel má ionizační komoru, nebo dozimetr s kalibračním faktorem N_{D,w,Q_o} pro veličinu absorbované dávky ve vodě od svazku referenční kvality Q_o. Podle formalismu popsaného v Kapitole 3, je-li komora umístěna do referenčních podmínek, pak absorbovaná dávka ve vodě je dána vztahem

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o} \qquad (10)$$

kde M_Q je odečet dozimetru obsahující součin korekčních faktorů na ovlivňující veličiny a k_{Q,Q_o} je oprava na rozdíl mezi referenční kvalitou Q_o a kvalitou Q měřeného svazku. Tento vztah platí pro všechny svazky, pro které platí toto Doporučení. Podrobnosti referenčních podmínek, které se mají dodržet při kalibraci léčebných svazků a hodnoty faktoru k_{Q,Q_o} budou podány v příslušných kapitolách podle druhu a kvality měřeného svazku. Doporučení týkající se relativní dozimetrie, hlavně stanovení dávkové distribuce, budou též podány v odpovídajících kapitolách. Ačkoliv se oprava na kvalitu záření k_{Q,Q_o} svým charakterem nijak neodlišuje od ostatních oprav na ovlivňující veličiny, je pro svou dominantní úlohu pojednávána v každé kapitole odděleně.

4.4.2. Praktické pokyny pro měření v uživatelském svazku.

V Kapitole 4.2.4. jsme již hovořili o tom, jak při měření ve vodním fantomu používat vodotěsný návlek. Než přistoupíme k měření samotnému, musíme ověřit dlouhodobou stabilitu měřícího systému kontrolním zdrojem. S měřením je třeba vyčkat až do ustavení tepelné rovnováhy systému s okolím.

Některé elektrometry napájené ze sítě je třeba zapnout aspoň dvě hodiny před měřením, aby se ustálily. Též se doporučuje předzářit komoru dávkou 2 až 5 Gy, aby se dosáhlo nábojové rovnováhy v různých materiálech komory. Je obzvláště důležité, aby systém se ustálil po každé změně sběrného napětí, nebo jeho polarity. To může trvat podle typu komory a též podle polarity až 20 minut. Jinak mohou vzniknout chyby větší, než ta, kvůli které se změna napětí provádí. Svodový proud je takový, který vzniká v celém měřícím systému při absenci záření. Svod může být ale vyvolán zářením, takže komora, která nevykazuje žádný svod před měřením může být přece jen zatížena svodem po ozáření. Proto má být svod vždy měřen jak před měřením, tak i po něm. Hodnota svodového proudu by měla být malá ve srovnání s proudem měřeným při ozáření (méně než 0.1% měřené hodnoty a obyčejně stejné polarity). V některých případech, například při měření nízkého dávkového příkonu komorou malého objemu, může být relativní svod větší. Pak je nutné měřený proud na svod opravit, přičemž je třeba dávat dobrý pozor na polaritu. Komory vykazující velký svod, >1% měřené hodnoty, nebo komory s nestálým svodem, by se neměly používat.

Při relativních měřeních ve svazcích urychlovačů a generátorů záření X je nutno používat dalšího dozimetrického systému, který monitoruje fluktuace intenzity svazku během ozáření. To je obzvláště důležité, když se odečty dozimetru dávají do poměru, například při porovnání komor, při měřeních s různým sběrným napětím, či polaritou. Externí monitor by měl být nejraději přímo ve fantomu, na hlavních osách transversální roviny, ve stejné hloubce jako komora a ve vzdálenosti asi 3 nebo 4 cm od osy svazku. Je-li monitor umístěn ve vzduchu, měla by být vzata v úvahu i možná změna teploty.

4.4.3. Opravy na ovlivňující veličiny.

Kalibrační faktor ionizační komory platí pouze za referenčních podmínek, za jakých byla provedena kalibrace. Jakákoliv odchylka od těchto referenčních podmínek při měření v uživatelském svazku vyžaduje opravu příslušným faktorem. V následném textu se pojednávají pouze obecné opravné faktory k_i, zatímco ty, které jsou specifické pro určitý druh záření, budou pojednány v příslušných kapitolách.

4.4.3.1. Tlak, teplota a vlhkost vzduchu

Všechny zde doporučované komory jsou otevřené a tudíž vzduch v jejich dutinách se mění v závislosti na okolních atmosférických podmínkách. Korekční faktor (11) provede opravu hmotnosti vzduchu v dutině komory na referenční atmosférické podmínky

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T)}{(273.2 + T_o)} \frac{P_o}{P} \qquad (11)$$

P a T jsou tlak a teplota vzduchu v čase měření, P_o a T_o jsou hodnoty referenční, obvykle 101.3 kPa a 20°C [14]. Teplota vzduchu v dutině komory se má brát taková, jaká je teplota fantomu. Ta může být rozdílná od teploty okolního vzduchu [15]. Při měření ve vodním fantomu má být vodotěsný ochranný návlek komory ventilován tak, aby se rychle dosáhlo rovnováhy tlaku v dutině s tlakem okolní atmosféry.

Pro opravu na vlhkost vzduchu není třeba žádného korekčního faktoru za předpokladu, že referenční vlhkost je 50% a vlhkost v době měření je v mezích mezi 20 a 80%. Je-li kalibrace vztažena k suchému vzduchu, má být provedena oprava [68]. Pro ^{60}Co $k_h = 0.997$.

4.4.3.2. Kalibrace elektrometru

Jsou-li komora a elektrometr kalibrovány zvlášť, mají své kalibrační faktory stanovené standardizační laboratoří. V tomto Doporučení je citlivost elektrometru k_{elec} brána jako ovlivňující veličina a kalibrační faktor elektrometru je zahrnut do součinu k_i korekčních faktorů. Kalibrační faktor komory $N_{D,w}$ bývá v jednotkách Gy/nC a faktor elektrometru k_{elec} buď v jednotkách nC/dílek, nebo jako bezrozměrné číslo blízké jedné, což je vlastně kalibrace v jednotkách nC/nC.

Je-li celý systém komory a elektrometru okalibrován najednou, pak celkový kalibrační faktor $N_{D,w}$ bývá v jednotkách Gy/dílek, nebo Gy/nC, podle odečtu elektrometru a žádný zvláštní kalibrační faktor elektrometru není uvažován. V takovém případě má být ve formuláři zapsána hodnota k_{elec} rovna jedné (bezrozměrně).

4.4.3.3. Polarizační jev

Vliv změny polarity sběrného napěti na odezvu komory by měl být vždy předmětem ověřování. Pro většinu komor je tento jev zanedbatelný ve fotonových svazcích. Pozoruhodnou výjimkou může být komora s velmi tenkým okénkem ve svazku nízkoenergetického rentgenového záření. Ve svazcích nabitých částic, zejména ve elektronových svazcích [16], může být polarizační efekt velmi významný.

Měříme-li komorou ve svazku, který generuje měřitelný polarizační efekt, je správný odečet roven střední hodnotě absolutních hodnot odečtů při obou polaritách. Při rutinním měření používáme většinou jedno sběrné napětí jedné polarity. Nicméně pro každou kvalitu Q je možno opravu na vliv polarity spočítat podle vztahu

$$k_{\mathrm{pol}} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \qquad (12)$$

kde $M+$, $M-$ jsou odečty elektrometru při kladné a záporné polaritě a M je odečet elektrometru při polaritě běžně používané (kladné, nebo záporné). Při odečtech $M+$ *a* $M-$ je třeba postupovat velmi opatrně, aby byla zajištěna stabilita odezvy po každé změně polarity. Některé komory potřebují k úplné stabilizaci až 20 minut. Aby se eliminoval vliv fluktuací intenzity svazku generovaného urychlovačem, nebo rentgenovým přístrojem, měly by všechny tyto odečty být normalizovány k odečtu monitoru. V ideálním případě by měl být detektor externího monitoru umístěn ve fantomu v hloubce měření ve vzdálenosti asi 3 až 4 cm od středu komory na hlavních osách transversální roviny svazku.

---

[14] V některých zemích je referenční teplotou hodnota 22C.

[15] Rovnovážná teplota vodního fantomu bývá i po několika hodinách asi o stupeň nižší, než je teplota okolního vzduchu a to v důsledku vypařování vody z povrchu fantomu.

[16] Planparalelní komory mají polarizační efekt většinou výraznější v elektronových svazcích nižší energie [21]. Bylo však prokázáno, že u některých typů planparalelních komor se polarizační efekt naopak s energií zvětšuje [69]. Proto je nutné zkoumat polarizační efekt pro všechny energie.

Rozhodnutí, jaké hodnoty a polarity má být sběrné napětí pro danou komoru použito při rutinním měření je učiněno buď uživatelem, nebo standardizační laboratoří před její kalibrací. Kalibrace pak má být provedena s tímto sběrným napětím (a touto polaritou, pakliže pouze jedna polarita je použita při kalibraci) a jestliže tomu tak není, musí být obojí jasně deklarováno. Standardizační laboratoř může, nebo nemusí aplikovat opravu na polarizaci při kalibraci pro referenční kvalitu Q_o. To však musí být jasně uvedeno v kalibračním osvědčení.
Pokud standardizační laboratoř provedla opravu na polarizaci, pak uživatel musí všechna měření opravit faktorem k_{pol} s použitím vztahu (12). Pokud laboratoř tuto opravu neprovedla, pak závisí na možnostech uživatele a na typu a kvalitě měřeného svazku, jak se uživatel s tímto efektem vyrovná:

(a) Je-li kvalita svazku stejná, jako při kalibraci a na komoru je připojeno napětí stejné polarity a velikosti, pak k_{pol} bude mít stejnou hodnotu při měření, jako při kalibraci a uživatel nesmí použít polarizační korekce pro tento svazek. Ve formuláři bude faktoru k_{pol} přiřazena hodnota 1. Není-li možno použít stejné polarity, pak polarizační efekt nebude přesně tentýž, jako při kalibraci. Rozdíl by ale měl být malý, jeho velikost by měla být odhadnuta a měl by být zahrnut do nejistot měření.

(b) Není-li měřený svazek stejné kvality, jako svazek kalibrační, ale tato kalibrační kvalita může být uživatelem reprodukována, pak oprava na polaritu $[k_{pol}]_{Q_o}$, která nebyla při kalibraci použita, musí být stanovena pomocí vztahu (12) měřením při stejné polaritě a napětí, jako při kalibraci. Oprava na polaritu při měření uživatelského svazku k_{pol}, musí být určena též ze vztahu (12) dalším měřením při takové polaritě a napětí, které uživatel rutinně používá. Tato upravená oprava na polaritu tedy bude:

$$k_{pol} = \frac{k_{pol}}{[k_{pol}]_{Q_O}} \qquad (13)$$

Tuto opravu odečtu dozimetru na polaritu sběrného napětí lze použít pro každou kvalitu uživatelského svazku Q.
Poznámka překladatele: čitatel ve výrazu (12) má mít patrně podobu $(k_{pol})_Q$

Není-li měřený svazek stejné kvality, jako svazek kalibrační, a tato kalibrační kvalita nemůže být uživatelem reprodukována tak, aby oprava $[k_{pol}]_{Q_o}$ mohla být stanovena měřením, nezbývá, než tuto opravu odhadnout ze znalostí toho, jak se daná komora chová ve svazcích různých kvalit a při různé polaritě sběrného napětí. Není-li možné takový odhad provést s relativní nejistotou nižší než 0.5%, pak je lépe takovou komoru raději vůbec nepoužívat, nebo ji odeslat do takové standardizační laboratoře, kde mohou požadovanou opravu na polaritu řádně stanovit.

4.4.3.4. Účinnost sběru náboje

Neúplný sběr iontů z dutiny ionizační komory způsobený jejich rekombinací vyžaduje opravu faktorem k_s. Rekombinace nastává dvojí: (i) Rekombinace mezi ionty z různých ionizačních stop, zvaná obecná, neboli objemová. Závisí na hustotě ionizujících částic a tudíž na dávkové rychlosti. (ii) Rekombinace mezi ionty z jedné stopy, zvaná počáteční, je na dávkové rychlosti nezávislá. Oba dva druhy rekombinace závisí na geometrii dutiny a sběrném napětí. Počáteční rekombinace je ve všech svazcích s výjimkou těžkých iontů většinou menší, než 0,2%.

V pulsních svazcích, zvláště v rozmítaných pulsních svazcích je dávková rychlost v pulsu značně vysoká a tudíž i objemová rekombinace je obvykle významná. Opravný faktor je sice možné odvodit z Boagovy teorie [70], avšak tento postup nezohlední individuální odlišnosti v rámci daného typu komory. Navíc stačí malá změna polohy střední elektrody v cylindrických dkomorách [17], a závěry Boagovy teorie budou neplatné.

Tento Protokol doporučuje stejně, jako [17], aby oprava na rekombinaci iontů k_s byla odvozena z měření při dvou sběrných napětích [72]. Tato metoda předpokládá lineární závislost mezi převrácenými hodnotami odečtu

[17] Tato změna polohy střední elektrody může být odhalena radiografií. Komora by měla být proto osnímkována při kalibraci a pak při pravidelných kontrolách kvality daného měřícího zařízení (71).

$1/M$ a sběrného napětí $1/V$. Pracuje s odečty M_1 a M_2 získanými při napětích V_1 a V_2, a stejných ozařovacích podmínkách. V_1 je normální napětí [18] a V_2 je napětí redukované asi na třetinu.

Přísně vzato, polarizační efekt může být různý při různých napětích a proto odečty M_1 a M_2 by měly být na tento efekt opraveny podle vztahu (12). Opravu na rekombinaci iontů pak můžeme provézt podle vztahu

$$k_s = a_o + a_1\left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2\left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \qquad (14)$$

kde konstanty a_i jsou uvedeny v Tabulce 9 [73] jak pro pulsní, tak pro pulsní rozmítané svazky. Samozřejmě všechny odečty musí být normalizovány na referenční odečet monitoru, aby se odstranil vliv výkyvů ve výkonu urychlovače.
Externí monitor by měl být umístěn ve vodním fantomu přibližně v hloubce měření asi 3, 4 cm od středu komory ve směru osy transverzální roviny svazku.
Je-li přibližně $k_s < 1.03$, pak opravu lze spočítat s přiblížením lepším, než 0.1% pomocí následujícího vztahu

$$k_s - 1 = \frac{M_1/M_2 - 1}{V_1/V_2 - 1} \qquad (15)$$

viz [49]. Tento vztah lze s výhodou použít v případě, že poměr V_1/V_2 není celé číslo a slouží též ke kontrole výpočtu provedeného podle vztahu (14). Oprava na rekombinaci k_s provedená metodou dvou napětí koriguje jak vliv objemové tak i počáteční rekombinace [74].

Při použití této metody je důležité dát pozor na opravu odezvy planparalelní komory. Bylo totiž ukázáno, že některé planparalelní komory nesplňují předpoklad lineární závislosti mezi převrácenými hodnotami odečtu a napětí v ce-lém používaném intervalu [72 až 76 a 21].

Tento efekt můžeme obejít použijeme-li při měření stejných napětí, jako při kalibraci ve standardizační laboratoři, nebo jako při srovnávacím měření v případě místně kalibrované komory. Rovněž je možné stanovit interval linearity pro danou komoru měřením v pulsním svazku přes celý interval napětí dovolený výrobcem. Toto je důležitá vlastnost komory, která by měla být každopádně předmětem ověřování na začátku jejího používání. Je-li to možné, měla by být komora používána jen v tom intervalu sběrného napětí, ve kterém je linearita zaručena a tudíž kde teorie dvou napětí plně platí.

Je-li záření kontinuální, jako v případě gama ^{60}Co, můžeme opět použít metodu dvojího napětí a opravu na sběr iontů vypočítat podle vztahu (16) [19].

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)} \qquad (16)$$

Nedoporučuje se, aby vliv rekombinace iontů v planparalelních komůrkách určených pro měření ve svazcích rentgenového záření nízkých energií byl určován pomocí změn sběrného napětí. Rekombinace v těchto komorách je většinou zanedbatelná. Naopak změna napětí ovlivní okénko komory a způsobí tím změnu odezvy větší, než samotná rekombinace. Poznamenejme zde, že pro účely oprav na rekombinaci můžeme protonové svazky generované synchrotronem považovat za kontinuální záření protože frekvence pulzů je zde nízká a délka pulzů dlouhá vzhledem k době sběru.

---

[18] Je třeba připomenout, že maximální povolené sběrné napětí je dáno konstrukcí komory a je zde nutné respektovat doporučení výrobce.

[19] I tento vztah je založen na předpokladu linearity mezi převrácenými hodnotami odečtu a napětí, který v kontinuálních svazcích platí pro objemovou rekombinaci. Počáteční rekombinace tuto linearitu porušuje a proto by měl být vztah (16) upraven. Od toho se však upouští, protože jde o velmi malý a zanedbatelný efekt.

Při relativním měření, například při měření hloubkové dávky, nebo relativních příkonů, by měla být oprava na rekombinaci stanovena pro dostatečně široký soubor podmínek tak, aby mohla být vhodně použita. V pulzních svazcích, kde objemová rekombinace je dominantní, bude oprava na rekombinaci pro danou komůrku přibližně lineární s dávkovou rychlostí. V kontinuálních svazcích je oprava na rekombinaci malá a přibližně konstantní.

V rozmítaných svazcích a jiných speciálních svazcích velké intenzity vliv prostorového náboje nemůže být zanedbán a účinnost sběru iontů by měla být vyhodnocena z kalibrace proti systému, který je na dávkové rychlosti nezávislý, například proti kalorimetru. Zde je třeba poznamenat, že osvědčení o kalibraci za referenčních podmínek vydané standardizační laboratoří má jasně vypovídat, jestli oprava na rekombinaci byla provedena, či nikoliv (viz Tabulky 7 a 8). Předcházející úvahy a též formuláře pro měření, které jsou při každé kapitole tohoto Doporučení, předpokládají, že kalibrující laboratoř provedla opravu na rekombinaci a tudíž všechny uvedené postupy stanovení opravy k_s se vztahují pouze k rekombinaci v uživatelském svazku. Pokud kalibrační laboratoř neprovedla opravu na rekombinaci, pak oprava stanovená pro rekombinaci v uživatelském svazku kvality Q musí být podělena opravou ve svazku kalibračním kvality Q_o, tak, že

$$k_s = \frac{k_{s,Q}}{k_{s,Q_O}} \qquad (17)$$

Pokud je kalibrační svazek kontinuální, pak oprava bývá velmi blízká jedné a neprovedení této opravy při kalibraci, případně nepoužití vztahu (17) bude mít většinou pouze zanedbatelný vliv. Naopak je-li kalibrační svazek pulzní, pak neprovedení rekombinační opravy v kalibrační laboratoři bude zdrojem značných chyb, zejména tehdy, liší-li se dávka v pulzu uživatelského svazku výrazně od té, která byla ve svazku kalibračním.V takovém případě uživateli nezbývá, než stanovit opravu při kalibraci měřením v uživatelském svazku pozmě-něném tak, aby dávka na pulz byla podobná, jako ve svazku kalibračním i když se bude lišit od té, která je pro uživatelský svazek běžná. Zde není třeba dodržet kvalitu kalibračního svazku Q_o; důležitá je pouze velikost dávky na pulz. Aby se předešlo opakování stejného problému v budoucnosti, uživatel by měl požadovat, aby příští kalibrace byla provedena s plnou opravou na rekombinaci, zvláště je-li kalibrační svazek pulzní.

TABULKA 9. KVADRATICKÉ PROLOŽENÍ HODNOTAMI, OPRAVY NA NEÚPLNOST SBĚRU NÁBOJE k_s V PULZNÍCH A ROZMÍTANÝCH SVAZCÍCH JAKO FUNKCE POMĚRU SBĚRNÉHO NAPĚTÍ V_1/V_2 [73]

V_1/V_2	Pulsed			Pulsed–scanned		
	a_o	a_1	a_2	a_o	a_1	a_2
2.0	2.337	–3.636	2.299	4.711	–8.242	4.533
2.5	1.474	–1.587	1.114	2.719	–3.977	2.261
3.0	1.198	–0.875	0.677	2.001	–2.402	1.404
3.5	1.080	–0.542	0.463	1.665	–1.647	0.984
4.0	1.022	–0.363	0.341	1.468	–1.200	0.734
5.0	0.975	–0.188	0.214	1.279	–0.750	0.474

5. DOPORUČENÍ PRO KOBALTOVÉ SVAZKY

5.1. ÚVOD

Tato kapitola obsahuje Doporučení pro referenční dozimetrii (kalibraci) kobaltového svazku uživatele a další rady pro relativní dozimetrii v tomto svazku. Je založena na kalibračním faktoru absorbované dávky ve vodě N_{D,w,Q_o} pro dozimetr ve svazku referenční kvality Q_o, kde Q_o je gama ^{60}Co. V této dané situaci je $D_{w,Q}$ značeno jako D_w, k_{Q,Q_o} je značeno jako k_Q, a je rovno identicky jedné, N_{D,w,Q_o} je značeno jako $N_{D,w}$.

5.2. PŘÍSTROJOVÉ VYBAVENÍ

5.2.1. Ionizační komory

Zde platí, co bylo doporučeno ohledně ionizačních komor v části 4.2.1. Jak cylindrické, tak planparalelní komora [20] mohou být používány jako referenční měřidla pro kalibraci svazků gama ^{60}Co. Referenční bod cylindrických komor je umístěn pro účely kalibrace ve standardizační laboratoři a pak při měření v uživatelském svazku za referenčních podmínek na osu komory do středu její dutiny. U planparalelních komor je tento bod ve středu vnitřní strany vstupního okénka. Tento bod má být při měření umístěn do referenční hloubky ve vodním fantomu. Měříme-li s provozním přístrojem, musí být tento porovnán s referenčním okalibrovaným přístrojem (viz část 5.5.).

5.2.2. Fantomy a ochranné návleky

Zde platí, co bylo ohledně fantomů a ochranných návleků komůrek řečeno v částech 4.2.3. a 4.2.4. Doporučeným referenčním mediem pro měření absorbované dávky ve vodě od svazků záření gama ^{60}Co je voda[21]. Fantom by měl přesahovat velikost svazku o 5 cm na všech čtyřech stranách v rovině hloubky měření a jeho hloubka má být alespoň o 5 g/cm^2 větší, než je největší hloubka měření.

Je-li měření prováděno ve vodorovném svazku musí být fantom vybaven vstupním oknem z plastiku o tloušťce t_{win} mezi 0,2 a 0,5 cm. Při stanovení hloubky měření musí být uvažována tloušťka okna ve své vodě ekvivalentní hodnotě. Tato tloušťka se vypočte jako součin $t_{win} * \rho_{pl}$, tloušťky a měrné hustoty plastiku ρ_{pl} v g/cm^3. Nejčastěji používaným plastikem je PMMA s měrnou hustotou ρ = 1,19 g/cm^3 a čistý polystyren s hustotou ρ = 1.06 g/cm^3. [64]

Komůrka, která není vodotěsná, musí být chráněna návlekem z PMMA, jehož tloušťka nemá přesahovat 1 mm. Vzduchová mezera mezi stěnou komory a návlekem musí být dostatečně veliká (0.1 až 0.3 mm), aby dovolila rychlé vyrovnávání tlaku v komoře s tlakem atmosférickým. Pro referenční měření v uživatelském svazku máme mít návlek totožný s tím, který byl použit při kalibraci. Není-li to možné, měl by to být návlek ze stejného materiálu a přibližně stejné tloušťky. Planparalelní komůrky, které nejsou z výroby vodotěsné a nebyly dodány s originálním vodotěsným krytem, musí být vloženy do těsné schránky, nejlépe z PMMA, nebo z materiálu velmi podobného stěně komory. Tloušťka schránky před a za dutinou komory by neměla být větší, než 1 mm.

5.3. STANOVENÍ KVALITY SVAZKU

Spektrum gama záření ze zdrojů ^{60}Co, které se používají v radioterapii a ve standardizačních laboratořích SSDL sice obsahují podstatnou část nízkoenergetických rozptýlených fotonů přicházejících buď ze samotného zdroje, nebo z hlavice ozařovače, avšak tyto změny spektra by neměly ovlivnit měření ionizačními komorami více, než několika desetinami procenta [29]. Proto se v radioterapeutické dozimetrii kobaltových svazků žádná jiná specifikace kvality nevyžaduje.

---

[20] Planparalelní ionizační komory mohou být použity pro referenční měření v kobaltovém svazku uživatele pouze tehdy, byly-li kalibrovány pro stejnou kvalitu záření.

[21] Plastické fantomy by se v referenční dozimetrii používat neměly. Mohou se používat pro rutinní ověřování kvality (QA) za předpokladu že byly stanoveny jejich převodní faktory na vodu.

5.4. STANOVENÍ ABSORBOVANÉ DÁVKY VE VODĚ

5.4.1. Referenční podmínky

Referenční podmínky pro stanovení absorbované dávky ve vodě od svazků záření gama Co60 jsou uvedeny v Tabulce 10.

TABULKA 10. REFERENČNÍ PODMÍNKY PRO STANOVENÍ ABSORBOVANÉ DÁVKY VE VODĚ OD SVAZKŮ ZÁŘENÍ GAMA Co60

Ovlivňující veličina	Referenční hodnota, nebo charakteristika
Materiál fantomu	voda
Typ komory	cylindrická nebo planparalelní
Hloubka měření	$z$ref 5 g/cm^2 (nebo 10 g/cm^2)[a]
Referenční bod komory	u cylindrických komor to je střed dutiny na ose komory, u planparalelních komor to je střed vnitřního povrchu okénka.
Umístění referenčního bodu	cylindrické i planparalelní komory se umísťují svým referenčním bodem do referenční hloubky $z$ref
SSD nebo SCD	80 nebo 100 cm [b]
Velikost svazku	10 cm * 10cm [c]

a ESTRO – IAEA protokol o výpočtu monitorových jednotek [77] doporučuje jednotnou referenční hloubku depth z_{ref} = 10 g/cm^2 pro fotonové svazky všech energií. Stálost $N_{D,w}$ s hloubkou publikovaná BIMP v odkazu 30 tuto koncepci podporuje. Přesto mohou někteří uživatelé dávat přednost hloubce z_{ref} = 5 g/cm^2, ve které se kalibrace komor ve svazcích gama ^{60}Co provádí. Proto toto Doporučení dovoluje obě možnosti.

b Referenční SSD, nebo SCD (při SAD technice) má být zvolena taková, která se na daném ozařovači běžně používá.

c Velikost svazku je definována pro SSD techniku na povrchu fantomu, pro SAD techniku v hlavní rovině izocentra ozařovače. V tomto bodě je v referenční hloubce umístěn detektor.

5.4.2. Stanovení absorbované dávky v referenčních podmínkách

Obecný formalismus je uveden v Kapitole 3. Absorbovaná dávka ve vodě od uživatelského svazku záření gama ^{60}Co v referenční hloubce vodního fantomu a za nepřítomnosti měřící komory je dána jako

$$D_w = M N_{D,w} \qquad (18)$$

Kde M je odečet komory, jejíž referenční bod je umístěn do referenční hloubky z_{ref}, jsou dodrženy referenční podmínky definované v Tabulce 10 a tento odečet je opraven na následující ovlivňující veličiny: teplota, tlak, kalibrační faktor elektrometru, polarizační efekt a účinnost sběru náboje podle části 4.4.3. U kobaltových ozařovačů může být odečet významně ovlivněn mrtvou dobou časovače. Metoda pro výpočet této mrtvé doby je uvedena ve Formuláři. $N_{D,w}$ je kalibrační faktor pro veličinu absorbované dávky ve vodě pro daný dozimetr a referenční kvalitu svazku gama ^{60}Co.

5.4.3. Absorbovaná dávka v hloubce maxima z_{max}

Část 5.4.2. popisuje metodu stanovení absorbované dávky v referenční hloubce z_{ref}. V klinické dozimetrii se však řada výpočtů váže na hloubku maximální dávky z_{max}. K určení dávky v tomto bodě má uživatel použít hodnot relativní hloubkové dávky (PDD) na ose daného svazku pro techniku SSD a hodnot izocentrické hloubkové dávky (TMR) pro techniku SAD.

5.5. POROVNÁVÁNÍ PROVOZNÍCH IONIZAČNÍCH KOMOR – KŘÍŽOVÁ KALIBRACE

Jak již bylo řečeno v části 5.2.1. mohou být provozní komory porovnávány s okalibrovanou referenční komorou v uživatelském kobaltovém svazku.. Komory jsou porovnány tak, že se střídavě ozařují ve vodním fantomu za podmínek definovaných v Tabulce 10. Referenční bod obou komor musí ležet v hloubce z_{ref}. Další možností je

současné ozařování obou komor umístěných vedle sebe. Kalibrační faktor absorbované dávky ve vodě pro provozní komoru je pak dán vztahem (19),

$$N_{D,w}^{\text{field}} = \frac{M_{\text{ref}}}{M_{\text{field}}} N_{D,w}^{\text{ref}} \tag{19}$$

kde M_{ref} a M_{field} jsou odečty referenční a provozní komory opravené na ovlivňující veličiny podle části 4.4.3. a $N^{ref}_{D,w}$ je kalibrační faktor absorbované dávky ve vodě pro referenční komoru. Provozní komora s takto získaným kalibračním faktorem $N^{field}_{D,w}$ může být následně použita pro stanovení absorbované dávky v uživatelském svazku gama ^{60}Co s použitím metody popsané v části 5.4.2., kde $N_{D,w}$ je nahrazen faktorem $N^{field}_{D,w}$.

5.6. MĚŘENÍ ZA JINÝCH PODMÍNEK NEŽ REFERENČNÍCH

V klinické dozimetrii potřebujeme měřit veličiny jako relativní hloubková dávka na ose svazku, hodnoty TPR nebo TMR, rozložení izodoz, příčné profily svazků, relativní příkony v závislosti na velikosti a tvaru svazku a to jak za referenčních, tak i za jiných podmínek. Taková měření jsou potřebná pro všechny možné kombinace velikostí svazků a vzdáleností od zdroje, jak se na daném ozařovači používají.

5.6.1. Relativní hloubková dávka na ose svazku

Při všech těchto měřeních mají být respektovány zásady uvedené v části 4.2., co se týká výběru fantomů a dozimetrů, i když je možno použít i jiné typy detektorů. Pro měření hloubkových ionizačních křivek je nejvhodnější použít planparalelní komory. Pokud použijeme komoru cylindrickou, musíme vzít v úvahu polohu efektivního bodu komory. To znamená, že celá křivka hloubkové ionizace musí být posunuta směrem k povrchu o vzdálenost 0.6 r_{cyl} , kde r_{cyl} je poloměr dutiny dané cylindrické ionizační komory [17 a 21]. Pro přesná měření v oblasti nárůstu je potřeba extrapolační komory, nebo pevné planparalelní komory s dostatečnou šířkou ochranné elektrody. Opatrnosti je třeba při měření dávkové distribuce pevnými detektory jako jsou diody, nebo diamantové detektory [21]. Pouze ty pevné detektory, které jsou srovnány a pravidelně ověřovány proti referenční ionizační komoře, mohou být použity pro taková měření.

Protože můžeme s dostatečnou přesností předpokládat, že se poměry brzdných schopností a poruchové vlivy nemění s hloubkou a s velikostí svazku [78], mohou být relativní ionizační křivky ztotožněny s relativní dávkovou distribucí alespoň v oblasti za hloubkou maximální ionizace.

5.6.2. Relativní dávkové příkony

Relativní dávkový příkon může být stanoven jako podíl opraveného odečtu dozimetru měřícího za nestandardních podmínek k opravenému odečtu za standardních referenčních podmínek. Tato měření jsou obyčejně prováděna v hloubce maximální dávky, nebo v referenční hloubce [77] a jsou svázána s dávkou v maximu relativní hloubkovou dávkou, nebo veličinou TMR. Při měření relativních dávkových příkonů musí být zvláštní pozornost věnována homogennosti fluence přes objem komory. To je obzvláště důležité pro svazky menší, než 5 cm x 5 cm. Intenzita svazků modifikovaných klínovým filtrem se prudce mění ve směru klínu. Pro měření relativního příkonu v takových svazcích je nutné pracovat s detektorem, jehož rozměr ve směru klínu je co možno nejmenší. Nejvhodnější jsou malé komůrky, jejichž osa je kolmá na směr klínu. Před měřením je nutno zajistit totožnost os svazku, kolimátoru a klínu.

5.7. ODHAD NEJISTOTY STANOVENÍ ABSORBOVANÉ DÁVKY VE VODĚ ZA REFERENČNÍCH PODMÍNEK

Nejistoty různých fyzikálních veličin a postupů, které ovlivňují stanovení absorbované dávky ve vodě referenčním dozimetrem v uživatelském svazku mohou být rozděleny do dvou skupin. V první skupině jsou nejistoty kalibračního faktoru $N_{D,w}$ uživatelova referenčního dozimetru stanoveného standardizační laboratoří. Druhou skupinu tvoří nejistoty spojené s kalibrací uživatelova svazku měřením v referenčním bodě vodního fantomu. Kvadratickou kombinací obou těchto nejistot získáme celkovou nejistotu stanovení absorbované dávky v referenčním bodě vodního fantomu.

TABULKA 11. ODHAD RELATIVNÍ STANDARDNÍ NEJISTOTY [a] PRO STANOVENÍ ABSORBOVANÉ DÁVKY VE VODĚ OD SVAZKU GAMA ^{60}Co V REFERENČNÍ HLOUBCE VODNÍHO FANTOMU

Fyzikální veličina nebo postup	Relativní standardní nejistota (%)
Skupina 1. Kalibrace ve standardizační laboratoři [b]	
Kalibrace sekundárního standardu laboratoře	0,5
Dlouhodobá stabilita sekundárního standardu	0,1
Kalibrace uživatelova referenčního dozimetru v SSDL	0,4
Kombinovaná nejistota první skupiny	*0,6*
Skupina 2. Kalibrace uživatelova svazku	
Dlouhodobá stabilita uživatelova referenčního dozimetru	0,3
Realizace referenčních podmínek	0,5
Nejistota časovače, nebo monitoru svazku	0,1
Oprava na ovlivňující veličiny	0,3
Kombinovaná nejistota druhé skupiny	*0,6*
Kombinovaná nejistota stanovení dávky	**0,9**

a. K odhadům nejistoty viz Přílohu IV, nebo publikaci ISO [32]. Zde uvedené hodnoty je možno považovat za typické příklady. Skutečné odhady se mohou lišit podle nejistot uvedených kalibrační laboratoří pro kalibraci dozimetru a podle experimentálních nejistot při práci v uživatelském svazku.

b. Je-li uživatelův dozimetr kalibrován v primární laboratoři, pak kombinovaná nejistota první skupiny bude o něco menší . To se promítne i do celkové nejistoty stanovení dávky.

Odhad nejistot při kalibraci uživatelského svazku záření gama ^{60}Co je uveden v Tabulce 11. Je-li referenční dozimetr okalibrován v laboratoři SSDL, pak celková nejistota bývá kolem 0.9%. Tato hodnota se může měnit v závislosti na nejistotu uvedenou standardizační laboratoří. Byl-li pro kalibraci svazku použit provozní dozimetr, pak celková nejistota stanovení dávky ve svazku vzroste o hodnotu charakterizující křížovou kalibraci provozního dozimetru referenčním měřidlem (obvykle kolem 0.2%).

6. DOPORUČENÍ PRO FOTONOVÉ SVAZKY VYSOKÝCH ENERGIÍ

6.1. VŠEOBECNĚ

Tato kapitola podává Doporučení pro referenční dozimetrii, to jest kalibraci terapeutických svazků fotonů vysokých energií a další pokyny pro relativní dozimetrii. Je založena na kalibračním faktoru absorbované dávky ve vodě N_{D,w,Q_o} pro dozimetr okalibrovaný ve svazku referenční kvality Q_o. Toto Doporučení platí pro svazky fotonů, které jsou generovány elektrony o energiích v rozmezí 1 až 50 MeV.

Nejobvyklejší referenční kvalitou Q_o fotonových svazků je záření gama ^{60}Co. Některé laboratoře PSDL mohou poskytovat kalibrační faktory $N_{D,w,Q}$ i pro jiné kvality Q fotonových svazků, ale pro většinu standardizačních laboratoří zůstává gama ^{60}Co jedinou dostupnou kvalitou. Proto všechna data v této kapitole se jako k referenční kvalitě vztahují k záření gama ^{60}Co. Uživatelé, kteří mají přístup k jiným kalibračním kvalitám mohou se řídit tímto Doporučením, když přepočítají své kalibrační faktory $N_{D,w,Q}$ podle faktoru N_{D,w,Q_o} pro ^{60}Co.
Poměry $N_{D,w,Q}$ k N_{D,w,Q_o} jsou experimentálními stanoveními oprav k_Q na kvalitu (viz části 4.1. a 6.5.2.). Připomínáme, že je-li referenční kvalitou záření gama ^{60}Co, pak k_{Q,Q_o} píšeme jako k_Q a $N_{D,w,Q}$ je označován jako $N_{D,w}$. Přednost zde dáváme přímo měřeným hodnotám k_{Q,Q_o} , nebo k_Q. Nejsou-li tyto údaje k dispozici, doporučujeme používat hodnoty k_Q vypočtené pro dané typy komor, jak jsou uvedeny v tomto Doporučení.

6.2. PŘÍSTROJOVÉ VYBAVENÍ

6.2.1. Ionizační komory

Pro měření by měly být užity ionizační komory popsané v části 4.2.1 . Ve svazcích fotonů vysokých energií je doporučeno používat pouze cylindrických ionizačních komor. Údaje některých typů komor, které jsou užívány v tomto Doporučení jsou uvedeny v Tabulce 14 části 6.5.1. Planparalelní komory mohou být použity jen pro rela-tivní měření [22]. Referenční bod cylindrických komor je umístěn na její ose ve středu dutiny jak při kalibraci, tak při referenčním měření v uživatelském svazku. Pro komory planparalelní je referenční bod umístěn ve středu vnitřní strany okénka komory. Tento referenční bod má být vždy umístěn do referenční hloubky vodního fantomu. Je-li použitým dozimetrem přístroj provozní, musí být křížově okalibrován srovnáním s místním referenčním přístrojem ve svazku referenční kvality Q_o (viz část 6.6).

6.2.2. Fantomy a ochranné návleky

Stejná doporučení, jak jsou uvedena v částech 4.2.3. a 4.2.4, by měla být užívána pro fantomy a ochranné návleky. Pro měření absorbované dávky od fotonových svazků je doporučeným materiálem fantomu voda [23].
Fantom by měl přesahovat velikost svazku o 5 cm na všech čtyřech stranách v rovině hloubky měření a jeho hloubka má být alespoň o 5 g/cm^2 větší, než je největší hloubka měření.
Je-li měření prováděno ve vodorovném svazku musí být fantom vybaven vstupním oknem z plastiku o tloušťce t_{win} mezi 0,2 a 0,5 cm. Při stanovení hloubky měření musí být uvažována tloušťka okna ve vodě ekvivalentní hodnotě. Tato tloušťka se vypočte jako součin $t_{win} * \rho_{pl}$, tloušťky a měrné hustoty plastiku ρ_{pl} v g/cm^3. Nejčastěji používaným plastikem je PMMA s měrnou hustotou ρ = 1,19 g/cm^3 a čistý polystyren s hustotou ρ = 1.06 g/cm^3. [66]

Komůrka, která není vodotěsná, musí být chráněna návlekem z PMMA, jehož tloušťka nemá přesahovat 1 mm. Vzduchová mezera mezi stěnou komory a návlekem musí být dostatečně veliká (0.1 až 0.3 mm), aby dovolila rychlé vyrovnávání tlaku v komoře s tlakem atmosférickým. Pro referenční měření v uživatelském svazku máme mít návlek totožný s tím, který byl použit při kalibraci. Není-li to možné, měl by to být návlek ze stejného materiálu a přibližně stejné tloušťky.

---

[22] Pro referenční měření můžeme používat planparalelní komoru pouze tehdy, byla-li kalibrována ve svazku stejné kvality jako je měřený uživatelský svazek. Nedostatek údajů o stěnách planparalelních komor činí výpočet oprav na stěnu takové komory velmi nespolehlivým. [21].

[23] Plastické fantomy by se v referenční dozimetrii používat neměly. Mohou se používat pro rutinní ověřování kvality (QC) za předpokladu, že byly stanoveny jejich převodní faktory na vodu.

6.3. STANOVENÍ KVALITY SVAZKU

6.3.1. Výběr ukazatele kvality

Ve svazcích fotonů vysokých energií generovaných léčebnými urychlovači se kvalita vyjadřuje hodnotou izocentrické hloubkové dávky $TPR_{20,10}$. Je to tedy poměr dávek v hloubkách 10 a 20 cm ve vodním fantomu měřených při konstantní vzdálenosti SCD od zdroje 100 cm, přičemž velikost svazku v rovině měření je 10cm x 10cm [24].

Nejdůležitější vlastností ukazatele kvality svazku $TPR_{20,10}$ je jeho nezávislost na elektronové kontaminaci dopadajícího svazku. Je též mírou efektivního součinitele zeslabení svazku, který popisuje jeho přibližně exponenciální úbytek relativní dávky s hloubkou za bodem maxima [82 až 84]. Jelikož je $TPR_{20,10}$ poměrem dvou dávek, není potřeba žádné opravy na posunutí bodu měření cylindrickou komorou. Navíc $TPR_{20,10}$ většinou nebude ovlivněna malými systematickými chybami nastavení, které budou patrně v obou polohách velmi podobné.

V literatuře nalezneme i jiné návrhy na ukazatele kvality svazku, jako je relativní hloubková dávka v hloubce 10 cm, nebo hloubka 80%-tní izodozy. Příloha III poskytuje přehled všech ukazatelů kvality svazku [85], který je převzat ze zprávy ICRU [85]. Zde musí být zdůrazněno, že neexistuje takový ukazatel kvality svazku, který by splňoval všechny možné požadavky všech klinických pracovišť a standardizačních laboratoří v celé oblasti energií, kterou se toto Doporučení zabývá a přitom byl současně ukazatelem jediným. Je nutné si uvědomit, že svazky generované urychlovači v některých standardizačních laboratořích se budou dosti lišit od těch, které jsou generovány léčebnými urychlovači.

6.3.2. Měření kvality svazku

Experimentální uspořádání pro měření veličiny $TPR_{20,10}$ je na Obrázku 6. Referenční podmínky tohoto měření jsou uvedeny v Tabulce12.

Ačkoliv definice $TPR_{20,10}$ mluví o poměru absorbovaných dávek, můžeme s přijatelným přiblížením použít poměru ionizací, protože změna poměru brzdných schopností vody a vzduchu v bodech měření je velmi malá. Rovněž poruchový faktor můžeme alespoň v hloubkách za maximem ionizace považovat za neměnný. Vliv rekombinace iontů v obou hloubkách by měl být vyhodnocen a vzat v úvahu, pokud je nalezen rozdíl.

---

[24] Poměr $TPR_{20,10}$ může být vypočten z měření relativní hloubkové dávky podle vztahu [79]:

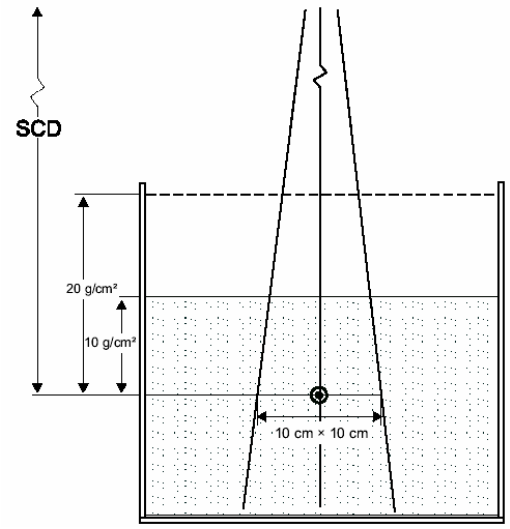
$$TPR_{20,10} = 1.2661\ PDD_{20,10} - 0.0595$$

kde $PDD_{20,10}$ je poměr hloubkových dávek v hloubkách 20 a 10 cm ve vodním fantomu ve svazku o velikosti 10 x 10 cm v rovině povrchu fantomu, přičemž SSD je 100 cm. Tento empirický vztah byl odvozen z měření na 700 urychlovačích a potvrzuje dřívější odhad z [80], který byl dále použit v [17].

Pro výpočet $TPR_{20,10}$ můžeme též použít přibližného vztahu

$$TPR_{20,10} = -0.7898 + 0.0329\ PDD(10) - 0.000166\ PDD(10)^2$$

Který pracuje pouze s jednou hodnotou hloubkové dávky v hloubce 10 cm měřené za podmínek stejných jako v předešlém případě [81]. S výjimkou nejvyšší energie 50MV je největší odchylka tohoto odhadu asi 0,6% a vyskytuje se při hodnotě PDD(10) = 75%. Pro energii 50MV je PDD(10) = 91% a tehdy má odchylka hodnotu 1%. Elektronová kontaminace měřeného svazku v hloubce maximální ionizace má značný vliv i na hodnotu hloubkové dávky v hloubce 10 cm a proto lze použít tohoto vztahu pouze jako odhadu nedostatečného při kalibraci svazku. Připomínáme zde, že při odvození odhadu byla použita tak zvaná čistá hloubková dávka bez jakékoliv kontaminace elektrony [51].



Obrázek 6. Experimentální uspořádání pro měření ukazatele kvality svazku Q (TPR20,10). Vzdálenost komory od zdroje je udržována na 100 cm a měří se v hloubce 10 a 20 g/cm^{ě} vody. Velikost svazku v hloubce měření je 10 cm x 10 cm.. Může být použito buď cylindrické, nebo planparalelní komory.

TABULKA 12. REFERENČNÍ PODMÍNKY PRO STANOVENÍ KVALITY FOTONOVÉHO SVAZKU Q($TPR_{20,10}$)

Ovlivňující veličina	Referenční hodnota
Materiál fantomu	voda
Typ komory	cylindrická nebo planparalelní
Hloubka měření	20 a 10 g/cm2
Referenční bod komory	u cylindrických na ose ve středu dutiny, u planparalelních ve středu vnitřního povrchu vstupního okénka
Umístění referenčního bodu	u obou typů komor v hloubce měření
SCD	100 cm
Velikost svazku v SCD	10cm x 10cm [a]

a. Velikost svazku se vztahuje k rovině referenčního bodu detektoru, který je umístěn v doporučené hloubce ve vodním fantomu.

6.4. STANOVENÍ ABSORBOVANÉ DÁVKY VE VODĚ

6.4.1. Referenční podmínky

Referenční podmínky pro stanovení absorbované dávky ve vodě jsou uvedeny v Tabulce 13.

TABULKA 13. REFERENČNÍ PODMÍNKY PRO STANOVENÍ ABSORBOVANÉ DÁVKY VE VODĚ OD FOTONOVÝCH SVAZKŮ VYSOKÝCH ENERGIÍ

Ovlivňující veličina	Referenční hodnota
Materiál fantomu	voda
Typ komory	cylindrická
Hloubka měření *z*ref	TPR20,10 < 0.7, 10 (nebo 5) g/cm^2 [a] TPR20,10 > 0.7, 10 g/cm^2
Referenční bod komory	střed dutiny na ose komory
Poloha referenčního bodu	hloubka měření *z*ref
SSD/SCD	100 cm [b]
Velikost svazku	10cm x 10cm [c]

a. ESTRO – IAEA protokol o výpočtu monitorových jednotek [77] doporučuje jednotnou referenční hloubku depth z_{ref} = 10 g/cm^2 pro fotonové svazky všech energií. Stálost $N_{D,w}$ s hloubkou publikovaná BIMP v odkazu 30 tuto koncepci podporuje. Přesto mohou někteří uživatelé dávat přednost hloubce z_{ref} = 5 g/cm^2, ve které se kalibrace komor ve svazcích gama ^{60}Co provádí. Proto toto Doporučení dovoluje obě možnosti.

b. Referenční dávka pro izocentrický ozařovač se stanovuje vždy v izocentru i když je SAD rozdílné od 100cm.

c. Velikost svazku je definována pro SSD techniku na povrchu fantomu, pro SAD techniku v hlavní rovině izocentra ozařovače. V tomto bodě je v referenční hloubce umístěn detektor.

6.4.2. Stanovení absorbované dávky za referenčních podmínek

Obecný formalismus je podán v Kapitole 3. Hodnota absorbované dávky ve vodě v referenční hloubce z_{ref} vodního fantomu ozařovaném svazkem fotonů kvality Q za nepřítomnosti detektoru je dána vztahem (20)

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o} \qquad (20)$$

Kde M_Q je odečet dozimetru opravený na ovlivňující veličiny teploty a tlaku, kalibrace elektrometru, polarizačního efektu a účinnosti sběru iontů, jak jest uvedeno v příslušném Formuláři (viz část 4.4.3.). Referenční bod tohoto dozimetru je umístěn do referenční hloubky z_{ref} v souladu s referenčními podmínkami, jak jsou definovány v části 6.4.1. N_{D,w,Q_o} je kalibrační faktor absorbované dávky ve vodě pro dozimetr ve svazku referenční kvality Q_o, and k_{Q,Q_o} je oprava na rozdíl mezi kvalitou referenčního svazku Q_o a kvalitou svazku měřeného Q pro tento daný detektor.

6.4.3. Absorbovaná dávka v hloubce maxima z_{max}

Část 6.4.2. popisuje metodu stanovení absorbované dávky v referenční hloubce z_{ref}. V klinické dozimetrii se však řada výpočtů váže na hloubku maximální dávky z_{max} , nebo na jinou hloubku. K určení dávky v tomto bodě má uživatel použít hodnot relativní hloubkové dávky (PDD) na ose daného svazku pro techniku SSD a hodnot (TMR) pro techniku SAD. Část 6.7.1. uvádí, jak získávat hodnoty relativní hloubkové dávky na ose svazku.

6.5. OPRAVY NA KVALITU ZÁŘENÍ k_{Q,Q_o}

6.5.1. Komory kalibrované ve svazku gama ^{60}Co

Je-li referenční kvalitou Q_o gama ^{60}Co, pak k_{Q,Q_o} je označováno jako k_Q and N_{D,w,Q_o} jako $N_{D,w}$. Tabulka 14 uvádí hodnoty opravy k_Q na kvalitu svazku pro běžně používané typy ionizačních komor a pro řadu kvalit Q uživatelských svazků vyjádřených indexem $TPR_{20,10}$. Tyto hodnoty jsou převzaty z výpočtů provedených Andreoem [20] a upraveny tak, aby mohly být používány v referenčních hloubkách definovaných v Tabulce 13. Ve všech výpočtech bylo uvažováno, že netěsné komory mají PMMA návlek o tloušťce 0,5 mm. Tloušťka návleku až do dvojnásobku této hodnoty by neměla ovlivnit faktor kvality k_Q o více, než 0,1%. Hodnoty k_Q pro kvality v tabulce neuvedené mohou být získány interpolací. Obrázek 7 ilustruje tuto interpolaci pro běžné typy komor.

Poruchové faktory a poměry brzdných schopností, které byly použity pro výpočet oprav na kvalitu jsou uvedeny v Příloze II. Je třeba zdůraznit, že vypočtené hodnoty oprav na kvalitu nezahrnují individuální odlišnosti jednotlivých komor stejného typu, což nutně zvětšuje jejich nejistotu ve srovnání s hodnotami přímo měřenými (viz část 6.8.).

Poznamenejme, že neexistuje taková kvalita Q odpovídající kvalitě svazku gama ^{60}Co, která by zaručovala, že hodnoty k_Q budou identicky rovné 1.000. Ačkoliv můžeme nalézt hodnotu indexu $TPR_{20,10}$, který odpovídá čistému svazku gama ^{60}Co, bude odezva komory měřící ve svazku urychlovače o stejném indexu kvality závislá na celém energetickém spektru svazku a tudíž nebude nutně stejná jako v čistém svazku ^{60}Co. Navíc je v literatuře pozoruhodný nesouhlas v hodnotách indexu kvality svazků ^{60}Co v mezích 0.568 až 0.579 [86, 81, 87, 88, 89, 90], takže zde nemáme k použití žádnou jednotnou referenční hodnotu.

TABULKA 14. VYPOČTENÉ HODNOTY OPRAVY NA KVALITU *kQ* VE FOTONOVÝCH SVAZCÍCH VYSOKÝCH ENERGIÍ JAKO FUNKCE KVALITY TPR20,10 PRO RŮZNÉ CYLINDRICKÉ KOMORY (*převzato z práce Andreoa, [20], a upraveno)*

Ionization chamber type[a]	Beam quality $TPR_{20,10}$														
	0.50	0.53	0.56	0.59	0.62	0.65	0.68	0.70	0.72	0.74	0.76	0.78	0.80	0.82	0.84
Capintec PR-05P mini	1.004	1.003	1.002	1.001	1.000	0.998	0.996	0.994	0.991	0.987	0.983	0.975	0.968	0.960	0.949
Capintec PR-05 mini	1.004	1.003	1.002	1.001	1.000	0.998	0.996	0.994	0.991	0.987	0.983	0.975	0.968	0.960	0.949
Capintec PR-06C/G Farmer	1.001	1.001	1.000	0.998	0.998	0.995	0.992	0.990	0.988	0.984	0.980	0.972	0.965	0.956	0.944
Exradin A2 Spokas	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.996	0.994	0.992	0.989	0.986	0.979	0.971	0.962	0.949
Exradin T2 Spokas	1.002	1.001	0.999	0.996	0.993	0.988	0.984	0.980	0.977	0.973	0.969	0.962	0.954	0.946	0.934
Exradin A1 mini Shonka	1.002	1.002	1.001	1.000	1.000	0.998	0.996	0.994	0.991	0.986	0.982	0.974	0.966	0.957	0.945
Exradin T1 mini Shonka	1.003	1.001	0.999	0.996	0.993	0.988	0.984	0.980	0.975	0.970	0.965	0.957	0.949	0.942	0.930
Exradin A12 Farmer	1.001	1.001	1.000	1.000	0.999	0.997	0.994	0.992	0.990	0.986	0.981	0.974	0.966	0.957	0.944
Far West Tech. IC-18	1.005	1.003	1.000	0.997	0.993	0.988	0.983	0.979	0.976	0.971	0.966	0.959	0.953	0.945	0.934
FZH TK 01	1.002	1.001	1.000	0.998	0.996	0.993	0.990	0.987	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.939
Nuclear Assoc. 30-750	1.001	1.001	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.991	0.988	0.984	0.979	0.971	0.963	0.954	0.941
Nuclear Assoc. 30-749	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Nuclear Assoc. 30-744	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Nuclear Assoc. 30-716	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Nuclear Assoc. 30-753 Farmer shortened	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.985	0.980	0.973	0.965	0.956	0.943
Nuclear Assoc. 30-751 Farmer	1.002	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.991	0.989	0.985	0.981	0.977	0.969	0.961	0.953	0.940
Nuclear Assoc. 30-752 Farmer	1.004	1.003	1.001	1.000	0.998	0.996	0.993	0.991	0.989	0.985	0.981	0.974	0.967	0.959	0.947

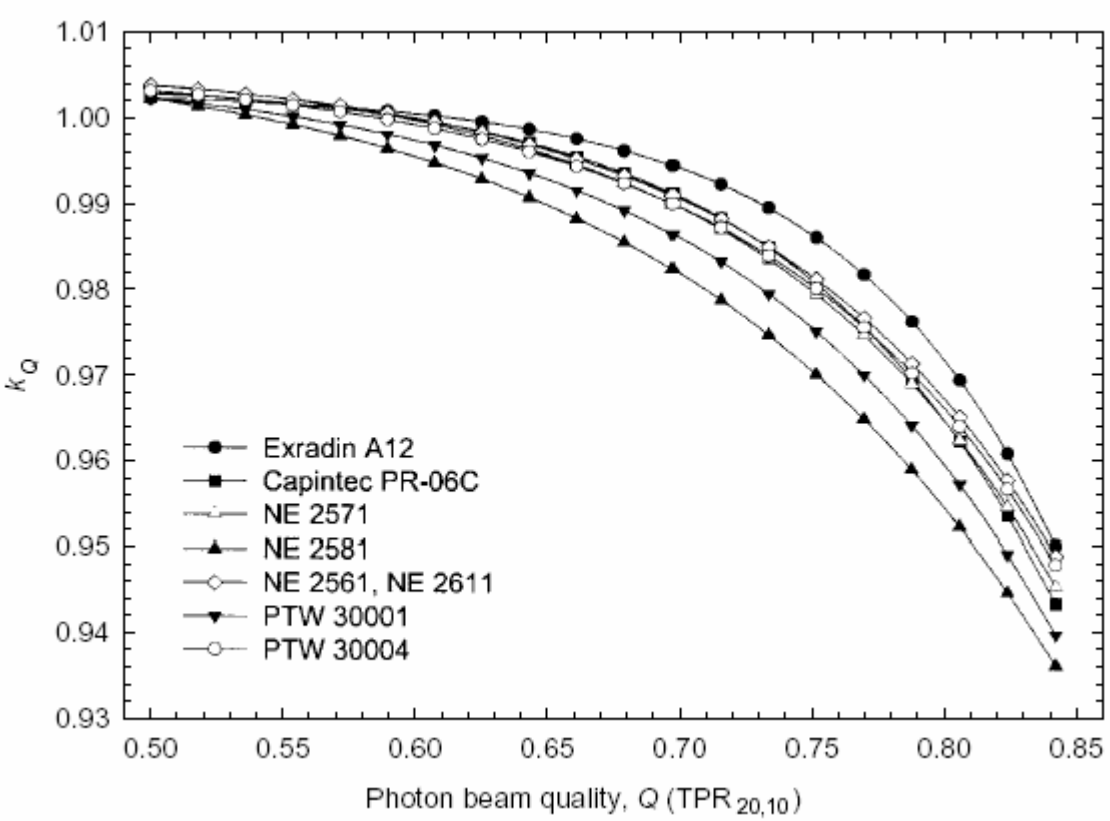
TABULKA 14. (pokračování)

NE 2515	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.994	0.991	0.988	0.984	0.980	0.975	0.967	0.959	0.950	0.937
NE 2515/3	1.005	1.004	1.002	1.000	0.998	0.995	0.993	0.991	0.989	0.986	0.982	0.975	0.969	0.961	0.949
NE 2577	1.005	1.004	1.002	1.000	0.998	0.995	0.993	0.991	0.989	0.986	0.982	0.975	0.969	0.961	0.949
NE 2505 Farmer	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.994	0.991	0.988	0.984	0.980	0.975	0.967	0.959	0.950	0.937
NE 2505/A Farmer	1.005	1.003	1.001	0.997	0.995	0.990	0.985	0.982	0.978	0.974	0.969	0.962	0.955	0.947	0.936
NE 2505/3, 3A Farmer	1.005	1.004	1.002	1.000	0.998	0.995	0.993	0.991	0.989	0.986	0.982	0.975	0.969	0.961	0.949
NE 2505/3, 3B Farmer	1.006	1.004	1.001	0.999	0.996	0.991	0.987	0.984	0.980	0.976	0.971	0.964	0.957	0.950	0.938
NE 2571 Farmer	1.005	1.004	1.002	1.000	0.998	0.995	0.993	0.991	0.989	0.986	0.982	0.975	0.969	0.961	0.949
NE 2581 Farmer	1.005	1.003	1.001	0.998	0.995	0.991	0.986	0.983	0.980	0.975	0.970	0.963	0.956	0.949	0.937
NE 2561/2611 Sec. Std	1.006	1.004	1.001	0.999	0.998	0.994	0.992	0.990	0.988	0.985	0.982	0.975	0.969	0.961	0.949
PTW 23323 micro	1.003	1.003	1.000	0.999	0.997	0.993	0.990	0.987	0.984	0.980	0.975	0.967	0.960	0.953	0.941
PTW 23331 rigid	1.004	1.003	1.000	0.999	0.997	0.993	0.990	0.988	0.985	0.982	0.978	0.971	0.964	0.956	0.945
PTW 23332 rigid	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.976	0.968	0.961	0.954	0.943
PTW 23333	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.985	0.981	0.976	0.969	0.963	0.955	0.943
PTW 30001/30010 Farmer	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.985	0.981	0.976	0.969	0.962	0.955	0.943
PTW 30002/30011 Farmer	1.006	1.004	1.001	0.999	0.997	0.994	0.992	0.990	0.987	0.984	0.980	0.973	0.967	0.959	0.948
PTW 30004/30012 Farmer	1.006	1.005	1.002	1.000	0.999	0.996	0.994	0.992	0.989	0.986	0.982	0.976	0.969	0.962	0.950
PTW 30006/30013 Farmer	1.002	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
PTW 31002 flexible	1.003	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
PTW 31003 flexible	1.003	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
SNC 100730 Farmer	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.993	0.990	0.988	0.985	0.981	0.977	0.970	0.963	0.956	0.944
SNC 100740 Farmer	1.006	1.005	1.002	1.000	0.999	0.996	0.994	0.992	0.990	0.987	0.983	0.977	0.971	0.963	0.951
Victoreen Radocon III 550	1.005	1.004	1.001	0.998	0.996	0.993	0.989	0.986	0.983	0.979	0.975	0.968	0.961	0.954	0.943

TABULKA 14. (pokračování)

Victoreen Radocon II 555	1.005	1.003	1.000	0.997	0.995	0.990	0.986	0.983	0.979	0.975	0.970	0.963	0.956	0.949	0.938
Victoreen 30-348	1.004	1.003	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.982	0.978	0.973	0.966	0.959	0.951	0.940
Victoreen 30-351	1.004	1.002	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.979	0.974	0.967	0.960	0.952	0.941
Victoreen 30-349	1.003	1.002	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.980	0.976	0.969	0.962	0.954	0.942
Victoreen 30-361	1.004	1.003	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.979	0.974	0.967	0.960	0.953	0.942
Scdx-Wellhöfer IC 05	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Scdx-Wellhöfer IC 06	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Scdx-Wellhöfer IC 10	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Scdx-Wellhöfer IC 15	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Scdx-Wellhöfer IC 25	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Scdx-Wellhöfer IC 28 Farmer shortened	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.985	0.980	0.973	0.965	0.956	0.943
Scdx-Wellhöfer IC 69 Farmer	1.002	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.991	0.989	0.985	0.981	0.977	0.969	0.961	0.953	0.940
Scdx-Wellhöfer IC 70 Farmer	1.004	1.003	1.001	1.000	0.998	0.996	0.993	0.991	0.988	0.985	0.981	0.974	0.967	0.959	0.946

[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.



Obrázek 7. Normální integrální proložení vypočtenými hodnotami kQ jako funkce indexu kvality , Q (TPR20,10) pro různé typy komor běžně používané v referenční dozimetrii. Plné body patří komorám s plastikovou stěnou, prázdné body patří komorám s grafitovou stěnou.Hodnoty jsou z Tabulky 14.

6.5.2. Komory kalibrované ve fotonových svazcích různých kvalit

Výsledek kalibrace ionizační komory v sérii fotonových svazků různých kvalit (energií) je nejvhodnější uvádět pomocí jediného kalibračního faktoru N_{D,w,Q_o} a série měřených hodnot oprav k_{Q,Q_o} . Opravu pro uživatelův svazek kvality Q lze pak z této série stanovit interpolací. Hodnoty N_{D,w,Q_o} a výsledná hodnota opravy k_{Q,Q_o} jsou pak přímo dosazeny do vztahu (20).

Pokud standardizační laboratoř poskytuje výsledky kalibrace formou série kalibračních faktorů $N_{D,w,Q}$, musí být tato série dat převedena na výše uvedenou formu normalizací k jedné vybrané kalibrační kvalitě Q_o, která bude nadále sloužit jako referenční. Hodnoty oprav na kvalitu k_{Q,Q_o} obdržíme ze vztahu (21)

$$k_{Q,Q_o} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_o}} \qquad (21)$$

Interpolací mezi těmito hodnotami stanovíme opravu na uživatelskou kvalitu Q, jak uvedeno výše. Připomeňme, že pokud je referenční kvalitou Q_o záření gama ^{60}Co, pak k_{Q,Q_o} označujeme jako k_Q a N_{D,w,Q_o} jako $N_{D,w}$.

Jsou-li jednou takto pro danou komoru určeny faktory N_{D,w,Q_o} a k_{Q,Q_o}, není nutné tuto komoru rekalibrovat pokaždé pro celý interval kvalit (energií) Q, ale stačí provést rekalibraci pouze pro kvalitu referenční Q_o. Pak je možno používat nový kalibrační faktor pro referenční záření spolu s dřívějšími experimentálně stanove-nými opravami na kvalitu. Energetická závislost komory by měla být ověřována při každém třetím kalibračním cyklu, nebo pokaždé, když uživatel má podezření, že komora byla poškozena. Kalibrace ve svazku referenční kvality nemusí být nezbytně provedena v téže standardizační laboratoři, ve které byly experimentálně stanoveny opravy na kvalitu k_{Q,Q_o}. Tato zjednodušená kalibrace by však neměla být opakována více než dvakrát po sobě. Komora by měla být rekalibrována pro všechny potřebné kvality alespoň jednou za šest let.

6.5.3. Komory kalibrované ve svazku kvality Q_o s typovými experimentálně stanovenými hodnotami k_{Q,Q_o}

Některé standardizační laboratoře poskytují kalibrační faktor N_{D,w,Q_o} spolu se sérií typových oprav k_{Q,Q_o} stanovených experimentálně pro komory daného typu. V tomto dokumentu doporučujeme pouze ty typové hodnoty oprav na kvalitu svazku, které byly získány ve standardizačních laboratořích z dostatečně velkého vzorku komor stejného typu pokud je standardní odchylka v tomto vzorku dostatečně malá (viz část 4.1.). Nedoporučujeme používat typových hodnot, které nebyly stanoveny ve standardizačních laboratořích. Budiž zdůrazněno, že toto Doporučení dává nejvyšší prioritu přímo měřeným hodnotám oprav k_{Q,Q_o} pro danou komoru. Pak následuje výpočet těchto hodnot pro daný typ komory a kvalitu záření podle Tabulky 14. Poznamenejme, že pokud typové hodnoty oprav k_{Q,Q_o} (měřené pro daný typ komory) existují, měly by být používány pouze tehdy, pokud splňují kriteria uvedená v části 4.1.

6.6. KŘÍŽOVÁ KALIBRACE PROVOZNÍCH IONIZAČNÍCH KOMOR

Jak již bylo uvedeno v části 6.2.1. můžeme okalibrovat provozní komoru proti referenční jejich porovnáním ve svazku referenční kvality Q_o. Komory mohou být porovnány tak, že se střídavě ozařují ve vodním fantomu. Referenční bod obou komor musí ležet v hloubce z_{ref}. Další možností je současné ozařování obou komor umístěných vedle sebe. Kalibrační faktor absorbované dávky ve vodě pro provozní komoru je pak dán vztahem (22),

$$N_{D,w,Q_o}^{\text{field}} = \frac{M_{\text{ref}}}{M_{\text{field}}} N_{D,w,Q_o}^{\text{ref}} \qquad (22)$$

kde M_{ref} a M_{field} jsou odečty referenční a provozní komory pro daný počet monitorových jednotek (MU) opravené na ovlivňující veličiny teploty, tlaku, citlivosti elektrometru, polarizačního efektu a rekombinace iontů, jak je popsáno ve Formuláři (viz též část 4.4.3.), $N^{ref}_{D,w}$ je kalibrační faktor absorbované dávky ve vodě pro referenční komoru. Odečty M_{ref} and M_{field} by měly být vlastně středními hodnotami výrazů $(M_{ref}/M_{em})_I$ a $(M_{field}/M_{em})_i$, což jsou poměry vlastních odečtů referenční a kalibrované komory k odezvě externího monitoru.

Externí monitor by měl být nejraději přímo ve fantomu, přibližně v hloubce z_{ref}, ale asi 3 až 4 cm stranou od středu komory ve směru hlavní osy transversální roviny svazku. V případě uspořádaní komor vedle sebe není externí monitor zapotřebí, pakliže je profil svazku náležitě plochý.

Takto křížově okalibrovaná ionizační komora může být se svým kalibračním faktorem $N_{field\ D,w,Q_o}$ následně použita pro stanovení absorbované dávky ve vodě od uživatelského svazku s použitím postupu popsaného v části 6.4.2., když faktor N_{D,w,Q_o} nahradíme faktorem $N_{field\ D,w,Q_o}$.

6.7. MĚŘENÍ ZA PODMÍNEK JINÝCH NEŽ REFERENČNÍCH

V klinické dozimetrii potřebujeme měřit hodnoty relativní hloubkové dávky ať už prosté, či izocentrické, příčné profily svazků a relativní dávkové příkony v závislosti na velikosti a tvaru svazku jak za podmínek referenčních, tak za podmínek jiných. Taková měření by měla být provedena pro všechny místně používané kombinace energií, velikostí svazků a vzdáleností od zdroje.

6.7.1. Relativní hloubková dávka na ose svazku

Při všech takových měřeních mají být respektovány zásady uvedené v části 4.2., co se týká výběru fantomů a dozimetrů i když je možno použít i jiné typy detektorů. Pro měření hloubkových ionizačních křivek je nejvhodnější použít planparalelní komory. Pokud použijeme komoru cylindrickou, musíme vzít v úvahu polohu efektivního bodu komory. To znamená, že celá křivka hloubkové ionizace musí být posunuta směrem k povrchu o vzdálenost to 0.6 r_{cyl}, kde r_{cyl} je poloměr dutiny dané cylindrické ionizační komory [17 a 21]. Pro přesná měření v oblasti nárůstu je potřeba extrapolační komory, nebo pevné planparalelní komory s dostatečnou šířkou ochranné elektrody. Opatrnosti je třeba při měření dávkové distribuce pevnými detektory jako jsou diody, nebo diamantové detektory [21]. Pro taková měření mohou být použity pouze ty detektory, které jsou srovnávány a pravidelně ověřovány proti referenční ionizační komoře.

Protože můžeme s dostatečnou přesností předpokládat, že poměry brzdných schopností a poruchové vlivy se nemění s hloubkou a s velikostí svazku [78], mohou být relativní ionizační křivky ztotožněny s relativní dávkovou distribucí alespoň v oblasti za hloubkou maximální ionizace.

6.7.2. Relativní dávkové příkony

Relativní dávkový příkon může být stanoven jako podíl opraveného odečtu dozimetru měřícího za nestandardních podmínek k opravenému odečtu za standardních referenčních podmínek. Tato měření jsou obyčejně prováděna v hloubce maximální dávky, nebo v referenční hloubce [77] a jsou svázána s dávkou v maximu relativní hloubkovou dávkou, nebo veličinou TMR. Při měření relativních dávkových příkonů jak v prostých, tak zejména v klínových svazcích musí být zvláštní pozornost věnována homogennosti fluence přes objem komory. To je obzvláště důležité pro svazky menší, než 5 cm x 5 cm. Některé urychlovače generují svazky s velmi konkávními profily, jejichž tvar se mění s hloubkou a velikostí svazku. Odezvy velkých detektorů budou pak zatíženy značnou chybou, kterou je obtížné opravit. Proto bychom neměli používat dlouhé dutinové komory, nebo planparalelní komory s velkou sběrnou elektrodou (viz část 4.2.1.) pro měření ve významně konkávních svazcích.

Intenzita svazků modifikovaných klínovým filtrem se prudce mění ve směru klínu. Pro měření relativního příkonu v takových svazcích je nutné pracovat s detektorem, jehož rozměr ve směru klínu je co možno nejmenší. Malé komůrky, jejichž osa je kolmá na směr klínu jsou pro to nejvhodnější. Před měřením je nutno zajistit totožnost os svazku, kolimátoru a klínu.

6.8. ODHAD NEJISTOT PRO STANOVENÍ ABSORBOVANÉ DÁVKY VE VODĚ ZA REFERENČNÍCH PODMÍNEK

Nejistoty různých fyzikálních veličin a postupů, které ovlivňují stanovení absorbované dávky ve vodě referenčním dozimetrem v uživatelském svazku mohou být rozděleny do dvou skupin. V první skupině jsou nejistoty kalibračního faktoru $N_{D,w}$ uživatelova referenčního dozimetru stanoveného standardizační laboratoří. Druhou skupinu tvoří nejistoty spojené s kalibrací uživatelova svazku měřením v referenčním bodě vodního fantomu. Sem patří i nejistota stanovení opravy na kvalitu záření k_Q . Nejistoty faktorů, které přispívají do nejistot vypočtených oprav k_Q naleznete v Příloze II. Kvadratickou kombinací obou skupin těchto nejistot získáme celkovou nejistotu stanovení absorbované dávky v referenčním bodě vodního fantomu.

Odhad nejistoty kalibrace svazku fotonů vysokých energií je uvedena v Tabulce 15. Pokud je kalibrace referenčního dozimetru provedena ve svazku záření gama ^{60}Co ve Standardizační laboratoři, pak odhad kombinované nejistoty D_w bývá obvykle kolem 1.5% pro vypočtené hodnoty oprav na kvalitu záření k_Q. Tento odhad se může měnit v závislosti na hodnotě nejistot deklarované standardizační laboratoří pro kalibraci dozimetru.

I když je referenční dozimetr kalibrován v primární laboratoři PSDL nebude celková nejistota menší, pokud budou používány vypočtené hodnoty oprav na kvalitu, protože právě jejich příspěvky k nejistotě jsou dominantní. Jen jsou-li tyto opravy stanoveny standardizační laboratoří měřením, může celková nejistota klesnout na asi 1.2%. Byl-li pro kalibraci svazku použit provozní dozimetr, pak celková nejistota stanovení dávky ve svazku vzroste o hodnotu charakterizující křížovou kalibraci provozního dozimetru referenčním měřidlem (obvykle kolem 0.2%).

TABULKA 15. ODHAD RELATIVNÍ STANDARDNÍ NEJISTOTY [a] VE STANOVENI ABSORBOVANÉ DÁVKY VE VODĚ OD SVAZKU FOTONŮ VYSOKÝCH ENERGIÍ V REFERENČNÍ HLOUBCE FANTOMU PŘI POUŽITÍ KOMORY KALIBROVANÉ VE SVAZKU ^{60}Co

Fyzikální veličina nebo postup	Relativní standardní nejistota (%)
Skupina 1. Kalibrace ve standardizační laboratoři[b]	
Kalibrace sekundárního standardu laboratoře	0,5
Dlouhodobá stabilita sekundárního standardu	0,1
Kalibrace uživatelova referenčního dozimetru v SSDL	0,4
Kombinovaná nejistota první skupiny	*0,6*
Skupina 2. Kalibrace uživatelova svazku	
Dlouhodobá stabilita uživatelova referenčního dozimetru	0,3
Realizace referenčních podmínek	0,4
Nejistota monitoru svazku	0,6
Oprava na ovlivňující veličiny	0,4
Oprava na kvalitu záření *kQ* (vypočtená)	1.0 [c]
Kombinovaná nejistota druhé skupiny	*1.4*
Kombinovaná nejistota stanovení dávky	**1.5**

a. K odhadům nejistot viz Přílohu IV, nebo publikaci ISO [32]. Zde uvedené hodnoty je možno považovat za typické příklady. Skutečné odhady se mohou lišit podle nejistot uvedených kalibrační laboratoří pro kalibraci dozimetru a podle experimentálních nejistot při práci v uživatelském svazku.

b. Je-li uživatelův dozimetr kalibrován v primární laboratoři, pak kombinovaná nejistota první skupiny bude o něco menší . To se promítne i do celkové nejistoty stanovení dávky.

c. Nejistota opravy na kvalitu k_Q stanovená ve standardizační laboratoři měřením může být asi 0.7%

7. DOPORUČENÍ PRO SVAZKY ELEKTRONŮ VYSOKÝCH ENERGIÍ

7.1. VŠEOBECNĚ

Tato kapitola podává Doporučení pro referenční dozimetrii, to jest kalibraci terapeutických svazků elektronů v intervalu energií od 3 do 50 MeV a další pokyny pro relativní dozimetrii těchto svazků. Doporučení je založeno na kalibračním faktoru absorbované dávky ve vodě N_{D,w,Q_o} pro dozimetr okalibrovaný ve svazku referenční kvality Q_o. Touto referenční kvalitou může být bud záření gama ^{60}Co, nebo referenční svazek elektronů. V druhém případě pak může být dozimetr kalibrován takto buď přímo ve standardizační laboratoři, nebo křížově v uživatelském svazku.

Kromě toho, že toto Doporučení je založeno na standardu absorbované dávky ve vodě, je další významnou změnou, kterou přináší do současné praxe, použití nové referenční hloubky. Bylo ukázáno [21 a 91], že tato hloubka významně snižuje vliv rozdílů v energetickém spektru svazků generovaných různými typy urychlovačů, jakož i vliv elektronové a fotonové kontaminace léčebných svazků. Pro jednoduchost je kvalita svazku vyjadřována v polovičním dosahu R_{50}, nikoliv v jednotkách energie. Též všechny faktory závislé na kvalitě svazku jsou vyjadřovány jako funkce polovičního dosahu. Tím se dosáhlo sjednocení s dozimetrií fotonových svazků, kde se kvalita svazků vyjadřuje rovněž pomocí dosahových parametrů.

7.2. PŘÍSTROJOVÉ VYBAVENÍ

7.2.1. Ionizační komory

Platí zde doporučení uvedená v části 4.2.1. Planparalelní komory jsou vhodné pro svazky libovolné kvality a zůstávají jedinou volbou pro svazky o kvalitách $R_{50} < 4$ g/cm^2 ($E_o < 10$ MeV) [25].

Komora by měla být v ideálním případě oklibrována v elektronovém svazku standardizační laboratoře, nebo alespoň křížově v elektronovém svazku uživatele. Referenční bod planparalelní komory je ve středu vnitřní strany jejího vstupního okénka. Tento bod by měl být umístěn v bodě zájmu ve vodním fantomu. Tabulka 4 uvádí tloušťky okének různých komor v mm a v mg/cm2.

Ve svazcích kvality $R_{50} \geq 4$ g/cm^2 ($E_o > 10$ MeV) mohou být používány i cylindrické komory. Referenčním bodem těchto komor je střed dutiny na ose komory. Pro měření v elektronových svazcích má být tento bod umístěn o 0.5 r_{cyl} hlouběji, než je bod zájmu ve vodním fantomu., kde je poloměr vzduchové dutiny [26]. Hodnoty poloměrů r_{cyl} pro řadu typů komor jsou uvedeny v Tabulce 3.

7.2.2. Fantomy a ochranné návleky

Doporučení ohledně fantomů a ochranných návleků, jak jsou dána v částech 4.2.3. a 4.2.4., zde platí jak pro stanovení absorbované dávky, tak pro určení kvality svazku. Jako referenční látka pro dozimetrii elektronových svazků se doporučuje voda. Vodní fantom by měl přesahovat alespoň o 5 cm všechny čtyři strany největšího měřeného svazku v rovině hloubky měření.

Za maximální hloubkou měření by pak měla být vrstva vody tlustá alespoň 5 g/cm^2. Pro měření v horizontálním svazku musí být fantom vybaven oknem z plastiku o tloušťce t_{win} 0.2 až 0.5 cm [27]. Při umisťování komory do požadované hloubky měření musí být vzata v úvahu vodě ekvivalentní tloušťka okna (v g/cm^2). Tuto tloušťku

---

[25] Předpokládá se že R_{50} vyjádřená v jednotkách g/cm^2 je vůči střední energií elektronů E_o na povrchu fantomu v MeV v přibližném vztahu $E_o = 2.33\ R_{50}$. Uvedená hodnota pro R_{50} má však přednost před hodnotou uvedenou pro E_o.

[26] Takové umístění komory nevyžaduje korekci na změnu fluence, jak by tomu bylo v případě uplatnění konceptu ¨efektivního bodu měření ¨.(viz část 1.6.). To je zde obzvláště důležité, protože v tomto Doporučení [17 a 21] není vždy referenční hloubka totožná s hloubkou maxima.

[27] Okno tloušťky pouze několik mm může být vybouleno vně tlakem vody na její vnitřní povrch. Taková deformace musí být vzata do úvahy při umisťování komory do hloubky měření zejména ve svazcích elektronů nižších energií.

vypočteme jako součin tloušťky stěny t_{win} a její měrné hmotnosti ρ_{pl}. Běžně používaný PMMA má měrnou hmotnost ρ 1.19 g/cm^3 a čistý polystyren má měrnou hmotnost ρ 1.06 g/cm^3 [64].

Za určitých podmínek a pro svazky o kvalitě R_{50} < 4 g/cm^2 (E_o <10 MeV), mohou být použity též pevné plastické fantomy. Pak ovšem musí být všechny hloubky patřičně posunuty (viz části 4.2.3. a 7.8) [28].

Není-li planparalelní komora z výroby vodotěsná, nebo je bez výrobcem dodaného návleku, musí být uzavřena do vodotěsného pouzdra, pokud možno z PMMA, nebo z materiálu stejného, jako jsou stěny komory. V ideálním případě by neměla tloušťka pouzdra přesahovat 1 mm a to na obou stranách, před a za dutinou komory. Cylindrické komory mají mít PMMA návlek o tloušťce maximálně 1 mm. Mezera mezi stěnou komory a návlekem musí být dostatečně veliká (0.1 až 0.3 mm) , aby dovolila rychlé vyrovnávání tlaku vzduchu v dutině komory s atmosférickým tlakem v okolí. Pro oba typy komor platí, že při stanovení dávky v uživatelově svazku by měl být používán stejný návlek, jako při kalibraci komory ve standardizační laboratoři. Přísně vzato, při umisťování komory do bodu zájmu by měla být vždy uvažována vodě ekvivalentní tloušťka stěny komory a jejího návleku (v g/cm^2) a to zejména při použití vypočtených oprav na kvalitu svazku k_{Q,Q_o} uvedených níže. Tento efekt je však velmi malý a je možno ho zanedbat. Viz část 4.2.5. pro všeobecné poznámky k umisťování komor.

7.3. STANOVENÍ KVALITY SVAZKU

7.3.1. Výběr ukazatele kvality

Ukazatelem kvality elektronových svazků je poloviční dosah ve vodě R_{50}. Je to taková hloubka ve vodním fantomu vyjádřená v g/cm^2), ve které absorbovaná dávka poklesne na polovinu své maximální hodnoty měřené při neměnném SSD = 100 cm. Přitom velikost svazku musí být alespoň 10 x 10 cm pro R_{50} ≤7 g/cm^2 (E_o ≤ 16 MeV) a nejméně 20 x 20 cm pro kvality R_{50} > 7 g/cm^2 (E_o > 16 MeV). Podle [21] produkují některé typy urychlovačů svazky značně nehomogenní v důsledku rozptylu elektronů kolimátorem a tato kontaminace roste se šířkou svazku. V takovém případě lze pro stanovení kvality použít i užší svazek než 20 x 20 a to za předpokladu, že se R_{50} nemění pro širší svazky o více, než 0.1 g/cm^2.

Výběr polovičního dosahu R_{50} jako ukazatele kvality svazku je změnou v dosavadní praxi, která pro vyjádření kvality svazku používá hodnotu střední energie elektronů na povrchu fantomu E_o. Protože však E_o je stejně vypočítávána z R_{50} je tato změna pouhým zjednodušením, které obchází převod na jednotky energie.

7.3.2. Měření kvality svazku

Referenční podmínky pro stanovení polovičního dosahu R_{50} jsou uvedeny v Tabulce 16. Nejvhodnějším typem detektoru je planparalelní komora a to pro všechny kvality svazku. Pro kvality R_{50} > 4 g/cm^2 (E_o >10 MeV) mohou být použity i komory cylindrické. Jejich referenční bod však musí být posunut hlouběji z bodu zájmu o 0.5 r_{cyl} .

Nejvhodnější látkou fantomu je voda. Při měření podél svislé osy svazku by se měla hloubka měnit směrem k povrchu, aby se zabránilo vlivům povrchového napětí hladiny. Ve svazcích o kvalitách R_{50} < 4 g/cm^2 (E_o < 10 MeV) je dovoleno použití pevných fantomů, avšak všechny hloubky musí být upraveny podle části 7.

Opravy na rekombinaci iontů a polarizační efekt musí být prováděny ve všech hloubkách (viz část 4.4.3.). Tyto opravy mohou být odvozeny z několika representativních měření, například blízko povrchu, v hloubce maxima ionizace a pak v hloubkách 90% a 50% ionizace. Opravy na teplotu a tlak vzduchu nemusí být prováděny, pokud je celé měření provedeno v dostatečně krátkém čase.

[28] Pevné plastické fantomy mohou být s úspěchem používány pro rutinní měření při ověřování kvality za předpokladu, že převodový faktor mezi vodou a pevným fantomem byl stanoven při kalibraci svazku.

TABULKA 16. REFERENČNÍ PODMÍNKY PRO STANOVENÍ KVALITY ELEKTRONOVÉHO SVAZKU ($R50$)

Ovlivňující veličina	Referenční hodnota, charakteristika
Látka fantomu	$R50 > 4$ g/cm^2, voda $R50 < 4$ g/cm^2, voda nebo plastik
Typ komory	$R50 > 4$ g/cm^2, planparalelní nebo cylindrická $R50 < 4$ g/cm^2, pouze planparalelní
Referenční bod komory	pro planparalelní komory střed vnitřního povrchu okénka, pro cylindrické komory střed dutiny na ose komory
Umístění referenčního bodu komory	pro planparalelní komory v bodě zájmu, pro cylindrické komory o 0.5 $r$cyl hlouběji, než je bod zájmu
SSD	100 cm
FS na povrchu	$R50 < 7$ g/cm^2, alespoň 10 × 10 cm $R50 > 7$ g/cm^2, alespoň 20 × 20 cm [a]

a. Můžeme použít i menší pole, než 20x20 pokud se R_{50} takového pole neliší o více, než 0.1 g/cm^2 od hodnoty naměřené pro 20 cm x 20 cm .

Měříme-li ionizační komorou, dostaneme poloviční dosah ionizace ve vodě $R_{50,ion}$. To je hloubka ve vodě vyjádřená v g/cm^2, ve které ionizační proud dosahuje 50% svého maxima. Poloviční dosah dávky R_{50} obdržíme z hodnoty polovičního dosahu ionizace $R_{50,ion}$ pomocí vztahu (23) podle [92].

$$R_{50} = 1.029\ R_{50,ion} - 0.06 \text{ g/cm}^2\ (R_{50,ion} = 10 \text{ g/cm}^2)$$

$$R_{50} = 1.059\ R_{50,ion} - 0.37 \text{ g/cm}^2\ (R_{50,ion} > 10 \text{ g/cm}^2) \qquad (23)$$

Místo ionizační komory můžeme pro měření polovičního dosahu R_{50} použít i detektory jiného typu, například diody, diamanty a podobně. V takovém případě však musíme prokázat, že detektor je vhodný k měření hloubkové dávky a to jeho srovnáním s ionizační komorou v několika svazcích různé reprezentativní kvality.

7.4. STANOVENÍ ABSORBOVANÉ DÁVKY VE VODĚ

7.4.1. Referenční podmínky

Referenční podmínky pro stanovení absorbované dávky ve vodě od elektronových svazků jsou uvedeny v Tabulce 17. Protože výběr velikosti pole nehraje velkou roli (viz odkaz 21), je jako referenční svazek obvykle vybrán ten, který se používá pro normalizaci relativních dávkových příkonů. Velikost jeho vstupního pole na povrchu fantomu by však neměla být menší než 10x10cm. Referenční hloubka je podle [91] dána vztahem (24)

$$z_{ref} = 0.6\ R_{50} - 0.1 \text{ g/cm}^2\ (R_{50} \text{ in g/cm}^2) \qquad (24)$$

Tato hloubka je velmi blízko hloubce maxima dávky z_{max} ve svazcích kvality $R_{50} < 4$ g/cm^2 ($E_o < 10$ MeV), ve svazcích vyšších energií je pak poněkud hlouběji. Ve srovnání se starším doporučením [17] to znamená poněkud méně pohodlné uspořádání, protože na žádném urychlovači nebudeme mít dva referenční svazky se stejnou referenční hloubkou. Nicméně bylo ukázáno [91], že nově doporučená referenční hloubka podstatně snižuje rozdíly v kalibračních faktorech komor mezi jednotlivými urychlovači. Toto zpřesnění metody dostatečně zdůvodňuje zavedenou změnu, obzvláště pro planparalelní komory.

Na druhé straně nutno přiznat, že posunem referenční hloubky za hodnotu z_{max} ve svazcích vyšší kvality se nám může zvětšit nejistota oprav na poruchové efekty cylindrických komor. V nejhorším případě, kdy kvalita je $R_{50} =$ 5 g/cm^2 (E_o asi 12 MeV) může tato nejistota dosáhnout až 0.3%

7.4.2. Stanovení absorbované dávky za referenčních podmínek

Všeobecná pravidla jsou uvedena v části 3. Hodnota absorbované dávky ve vodě od elektronového svazku kvality Q v referenční hloubce z_{ref} vodního fantomu za nepřítomnosti měřící komory je dána vztahem

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o} \tag{25}$$

kde M_Q je odečet dozimetru opravený na ovlivňující veličiny teploty a tlaku, citlivost elektrometru, polarizační jev a vliv rekombinace, jak je vysvětleno ve Formuláři a též v části 4.4.3. Komora má být umístěna v souladu s referenčními podmínkami uvedenými v Tabulce 17. N_{D,w,Q_o} je kalibrační faktor komory pro absorbovanou dáv-ku ve vodě od svazku referenční kvality Q_o a k_{Q,Q_o} je oprava na rozdíl v referenční kvalitě kalibračního svazku Q_o a měřeného svazku Q stanovená pro danou komoru.

TABULKA 17. REFERENČNÍ PODMÍNKY PRO STANOVENÍ DÁVKY V ELEKTRONOVÝCH SVAZCÍCH

Ovlivňující veličina	Referenční hodnota
Látka fantomu	$R50 \geq 4$ g/cm^2, voda
	$R50 < 4$ g/cm^2, voda, nebo plastik
Typ komory	$R50 > 4$ g/cm^2, planparalelní nebo cylindrická
	$R50 < 4$ g/cm^2, planparalelní
Hloubka měření	$z_{ref} = 0.6\ R50 - 0.1$ g/cm^2
Referenční bod komory	pro planparalelní komory střed vnitřní strany okénka
	pro cylindrické komory střed dutiny na ose
Umístění referenčního bodu komory	pro planparalelní komory referenční hloubka z_{ref}
	pro cylindrické komory $0.5 r_{cyl}$ hlouběji než z_{ref}
SSD	100cm
FS na povrchu fantomu	větší z 10x10, nebo referenční svazek pro relativní dávkový příkon

7.4.3. Absorbovaná dávka v z_{max}

V klinické praxi se obyčejně hloubková dávka normalizuje ke svému maximu v hloubce z_{max}, která nemusí být totožná s referenční hloubkou z_{ref}, jak ji zavádí toto Doporučení. Absorbovanou dávku v hloubce maxima hloubkové dávky stanoví uživatel převodem hloubkové dávky měřeného svazku z hodnoty pro hloubku referenční na hodnotu pro hloubku z_{max}. Metoda měření hloubkové dávky je diskutována v části 7.7.1.

7.5. OPRAVY NA KVALITU SVAZKU k_{Q,Q_o}

Obecný formalismus je podán v kapitole 3. V části 7.6. bude vysvětleno, jak používat komor, které byly kalibrovány ve standardizační laboratoři pro jednu kvalitu elektronového svazku. Tamtéž naleznete návod jak používat opravy na kvalitu k_{Q,Q_o} pro provozní komory křížově okalibrované v uživatelském svazku. Hodnoty poměrů brzdných schopností a poruchových faktorů používaných pro vypočtené hodnoty k_{Q,Q_o} jsou uvedeny v Příloze II.

7.5.1. Komory kalibrované ve svazku gama ^{60}Co

Je-li referenční kvalitou Q_o záření gama ^{60}Co označujeme opravu na kvalitu k_{Q,Q_o} symbolem k_Q. V Tabulce 18 jsou uvedeny hodnoty vypočtených oprav na kvalitu pro běžné typy ionizačních komor a široký interval kvality Q uživatelského svazku. Hodnoty oprav pro kvality neuvedené v tabulce je možno získat interpolací. Je možno též použít obrázků 8 pro planparalelní komory a 9 pro komory cylindrické. Mějme na paměti, že typové hodnoty oprav k_{Q,Q_o} (tj opravy naměřené pro komory daného typu) mohou být použity pouze tehdy, splňují-li požadavky uvedené v části 4.1.

7.5.2. Komory kalibrované pro řadu kvalit elektronových svazků

V nejlepším případě je kalibrace komory ve standardizační laboratoři popsána jednou hodnotou kalibračního faktoru N_{D,w,Q_o} dávky ve vodě pro elektronový svazek referenční kvality Q_o a pak řadou oprav k_{Q,Q_o} na ostatní kvality Q kalibračních svazků.

I pokud je kalibrace charakterizována řadou kalibračních faktorů $N_{D,w,Q}$, měla by být jedna z kvalit vybrána jako referenční kvalita Q_o [29] . Odpovídající vybraný kalibrační faktor je označován jako N_{D,w,Q_o} a ostatní kalibrační faktory $N_{D,w,Q}$ jsou vyjadřovány hodnotami oprav na kvalitu k_{Q,Q_o} vypočtenými podle vztahu (26).

$$k_{Q,Q_o} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_o}} \qquad (26)$$

Neodpovídá-li kvalita uživatelského svazku ani jedné kalibrační kvalitě, může být hodnota opravy k_{Q,Q_o} ve výrazu (25) stanovena interpolací.

Komora, která byla okalibrována pro celou sérii kvalit může být pak následně rekalibrována pouze pro referenční kvalitu Q_o. V takovém případě pak může být nový kalibrační faktor N_{D,w,Q_o} používán spolu s hodnotami oprav k_{Q,Q_o} stanovenými předešlou kalibrací. Tato zjednodušená kalibrace by však neměla být opakována více, než dvakrát po sobě. Komora by měla být kalibrována pro všechny kvality jednou za šest let [30], případně pojme-li uživatel podezření, že byla komora poškozena.

---

[29] Výběr této referenční kvality není příliš významný. Obyčejně to bývá kvalita, pro kterou je kalibrační faktor $N_{D,w,Q}$ stanoven s nejmenší nejistotou, nebo je to kvalita ze středu intervalu.

[30] Jak již bylo uvedeno v části 4.3. může být tento postup uplatněn pouze na ty komory, jejichž stabilita byla prokázána po dobu alespoň pěti let.

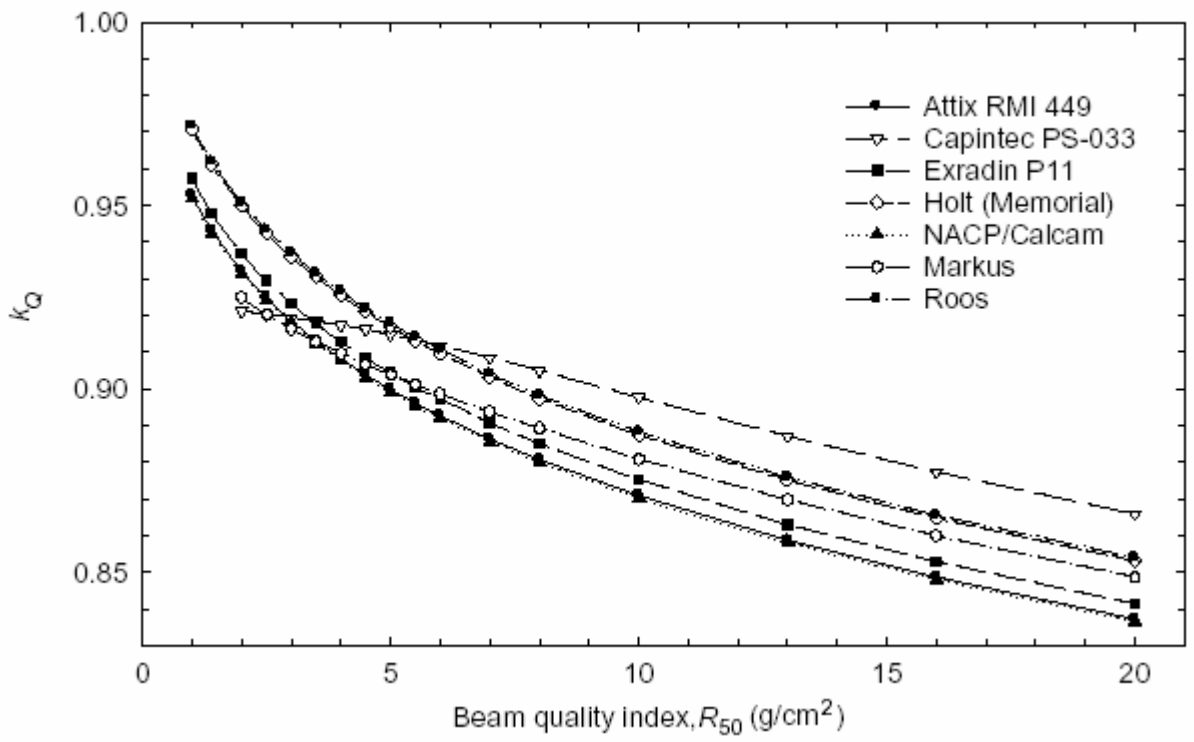
TABULKA 18. VYPOČTENÉ HODNOTY OPRAV *kQ* NA KVALITU ELEKTRONOVÝCH SVAZKŮ PRO RŮZNÉ TYPY KOMOR KALIBROVANÝCH VE SVAZKU GAMA ^{60}Co JAKO FUNKCE KVALITY *R*50 *(tyto údaje jsou odvozeny z hodnot poměrů brzdných schopností a poruchových faktorů uvedených v Příloze II).*

Ionization chamber type[a]	Beam quality R_{50} (g/cm^2)																
	1.0	1.4	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	7.0	8.0	10.0	13.0	16.0	20.0
Plane-parallel chambers																	
Attix RMI 449	0.953	0.943	0.932	0.925	0.919	0.913	0.908	0.904	0.900	0.896	0.893	0.886	0.881	0.871	0.859	0.849	0.837
Capintec PS-033	-	-	0.921	0.920	0.919	0.918	0.917	0.916	0.915	0.913	0.912	0.908	0.905	0.898	0.887	0.877	0.866
Exradin P11	0.958	0.948	0.937	0.930	0.923	0.918	0.913	0.908	0.904	0.901	0.897	0.891	0.885	0.875	0.863	0.853	0.841
Holt (Memorial)	0.971	0.961	0.950	0.942	0.936	0.931	0.926	0.921	0.917	0.913	0.910	0.903	0.897	0.887	0.875	0.865	0.853
NACP / Calcam	0.952	0.942	0.931	0.924	0.918	0.912	0.908	0.903	0.899	0.895	0.892	0.886	0.880	0.870	0.858	0.848	0.836
Markus	-	-	0.925	0.920	0.916	0.913	0.910	0.907	0.904	0.901	0.899	0.894	0.889	0.881	0.870	0.860	0.849
Roos	0.972	0.962	0.951	0.943	0.937	0.932	0.927	0.922	0.918	0.914	0.911	0.904	0.898	0.888	0.876	0.866	0.854
Cylindrical chambers																	
Capintec PR06C (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0.916	0.914	0.912	0.911	0.909	0.906	0.904	0.899	0.891	0.884	0.874
Exradin A2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	0.914	0.913	0.913	0.913	0.912	0.911	0.910	0.908	0.903	0.897	0.888
Exradin T2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	0.882	0.881	0.881	0.881	0.880	0.879	0.878	0.876	0.871	0.865	0.857
Exradin A12 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0.921	0.919	0.918	0.916	0.914	0.911	0.909	0.903	0.896	0.888	0.878
NE 2571 (Guarded Farmer)	—	—	—	—	—	—	0.918	0.916	0.915	0.913	0.911	0.909	0.906	0.901	0.893	0.886	0.876
NE 2581 (Robust Farmer)	—	—	—	—	—	—	0.904	0.902	0.900	0.899	0.897	0.895	0.892	0.887	0.879	0.872	0.863

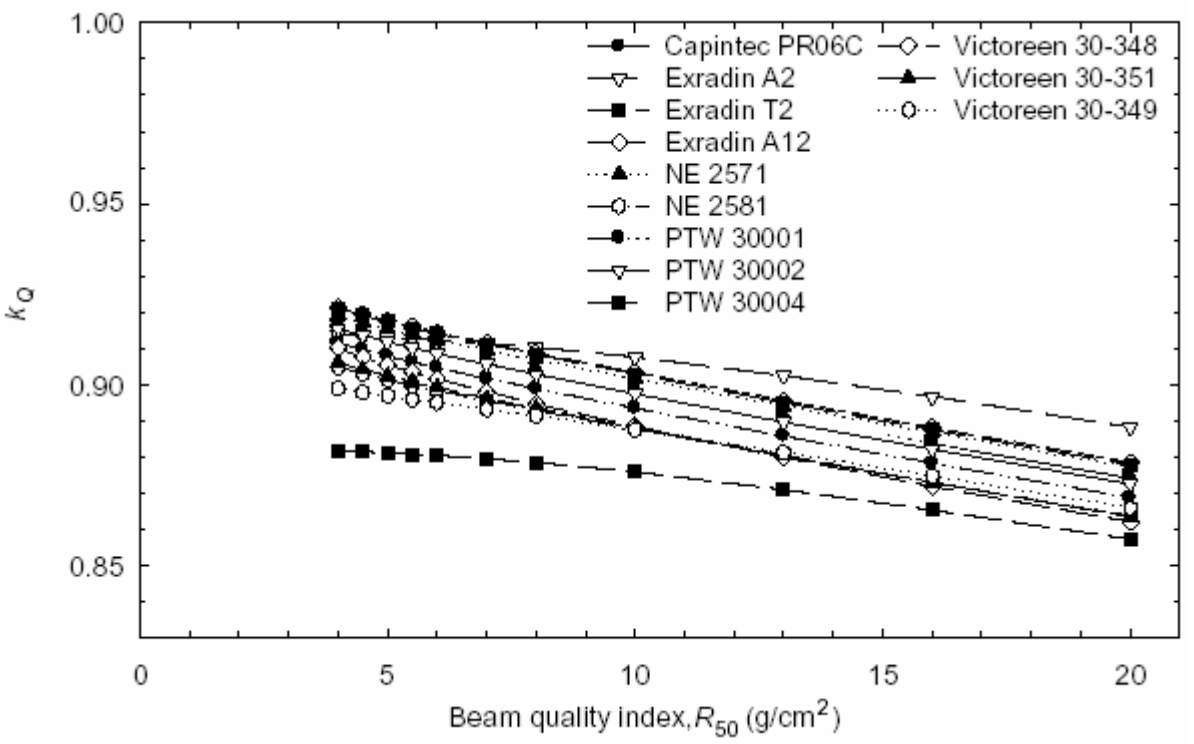
TABULKA 18. (pokračování)

PTW 30001/30010 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0.911	0.909	0.907	0.905	0.904	0.901	0.898	0.893	0.885	0.877	0.868
PTW 30002/30011 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0.916	0.914	0.912	0.910	0.909	0.906	0.903	0.897	0.890	0.882	0.873
PTW 30004/30012 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0.920	0.918	0.916	0.915	0.913	0.910	0.907	0.902	0.894	0.887	0.877
PTW 31002/31003 (flexible)	—	—	—	—	—	—	0.912	0.910	0.908	0.906	0.905	0.901	0.898	0.893	0.885	0.877	0.867
Victoreen 30-348	—	—	—	—	—	—	0.910	0.908	0.906	0.903	0.902	0.898	0.895	0.888	0.880	0.872	0.862
Victoreen 30-351	—	—	—	—	—	—	0.906	0.904	0.902	0.901	0.899	0.896	0.893	0.888	0.880	0.873	0.864
Victoreen 30-349	—	—	—	—	—	—	0.899	0.898	0.897	0.896	0.895	0.893	0.891	0.888	0.881	0.875	0.866

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



Obr. 8. Vypočtené hodnoty oprav kQ na kvalitu pro různé planparalelní komory okalibrované ve svazku záření gama ^{60}Co



Obr. 9. Vypočtené hodnoty oprav kQ na kvalitu pro různé cylindrické komory okalibrované ve svazku gama záření ^{60}Co

7.6. KŘÍŽOVÉ KALIBRACE IONIZAČNÍCH KOMOR

Křížovou kalibrací rozumíme přímé srovnání uživatelské komory s komorou referenční a tedy již kalibrovanou, a to ve vhodném uživatelském svazku. Zvláštním případem takové křížové kalibrace je srovnání planparalelní komory určené pro dozimetrii elektronových svazků s cylindrickou komorou kalibrovanou ve svazku gama ^{60}Co. Tento delší postup se ukázal být spolehlivějším, než měření planparalelní komorou přímo kalibrovanou ve svazku záření gama ^{60}Co, protože se tak obchází problémy spojené s vlivem stěny p_{wall} planparalelních komor, které vstupují do oprav na kvalitu svazku k_{Q,Q_o} . V části 3.2.1. je uvedeno jak se mají upravit korekce na kvalitu k_{Q,Q_o} pro komory křížově kalibrované.

7.6.1. Postup při křížové kalibraci

Srovnání má být provedeno v elektronovém svazku nejvyšší dostupné energie R_{50} > 7 g/cm^2 (E_o >16 MeV). Referenční komora a komora, kterou kalibrujeme jsou střídavě umisťovány do referenční hloubky z_{ref} vodního fantomu za referenčních podmínek specifikovaných v Tabulce 17. Kalibrační faktor křížově kalibrované komory je pro veličinu absorbované dávky ve vodě od svazku kvality Q_{cross}, při křížové kalibraci použitém, dán vztahem

$$N^{x}_{D,w,Q_{\mathrm{cross}}} = \frac{M^{\mathrm{ref}}_{Q_{\mathrm{cross}}}}{M^{x}_{Q_{\mathrm{cross}}}} N^{\mathrm{ref}}_{D,w,Q_o} k^{\mathrm{ref}}_{Q_{\mathrm{cross}},Q_o} \qquad (27)$$

kde $M_{ref\ Q_{cross}}$ and $M_{xQ\ cross}$ jsou odečty referenční komory a komory takto kalibrované, jež jsou opravené na ovlivňující veličiny teplota a tlak, citlivost elektrometru, polarizační jev a rekombinace iontů, jak je uvedeno v části 4.4.3. $N_{ref\ D,w,Q_o}$ je kalibrační faktor referenční komory pro absorbovanou dávku ve vodě od záření kvality Q_o a $k_{ref\ Q_{cross},Q_o}$ je oprava na kvalitu záření pro referenční komoru.

Aby se omezil vliv nestability výkonu urychlovače, mají být odečty $M_{ref\ Q_{cross}}$ and $M_{ref\ Q_{cross}}$ středované a normované na odečet externího monitoru. Externí monitor by měl v ideálním případě být umístěn ve vodním fantomu ve stejné referenční hloubce z_{ref}, avšak posunut stranou asi 3 až 4 cm od středu komory.

Nejčastěji je kalibrační kvalitou Q_o pro referenční komoru záření gama ^{60}Co a hodnota $k_{ref\ Q_{cross},Q_o}$ je odvozena přímo z Tabulky 18. V případě, že referenční kvalitou Q_o je svazek elektronů vysoké energie, musí být hodnota $k_{ref\ Q_{cross},Q_o}$ odvozena postupem uvedeným v části 3.2.1.:

$$k^{\mathrm{ref}}_{Q_{\mathrm{cross}},Q_o} = \frac{k^{\mathrm{ref}}_{Q_{\mathrm{cross}},Q_{\mathrm{int}}}}{k^{\mathrm{ref}}_{Q_o,Q_{\mathrm{int}}}} \qquad (28)$$

kde hodnoty $k_{ref\ Q_{cross}\ Q_{int}}$ a $k_{ref\ Q_o,Q_{int}}$ jsou vybrány podle Tabulky 19.

7.6.2. Měření s křížově kalibrovanou komorou

Křížově kalibrovaná komora pak může být používána se svým kalibračním faktorem $N_{xD,w,Q_{cross}}$ pro stanovení absorbované dávky od uživatelského svazku kvality Q s použitím základního vztahu (25):

$$\mathrm{D}_{w,Q} = M^{x}_{Q} N^{x}_{D,w,Q_{\mathrm{cross}}} k^{x}_{Q,Q_{\mathrm{cross}}} \qquad (29)$$

Hodnoty $k_{x\ Q,\ Q_{cross}}$ jsou odvozeny podle postupu uvedeného v části 3.2.1.:

$$k^{x}_{Q,Q_{\mathrm{cross}}} = \frac{k^{x}_{Q,Q_{\mathrm{int}}}}{k^{x}_{Q_{\mathrm{cross}},Q_{\mathrm{int}}}} \qquad (30)$$

kde hodnoty $k_{x\ Q,\ Q_{int}}$ a $k_{x\ Q_{cross},Q_{int}}$ jsou vybrány z Tabulky 19. Stejného postupu můžeme použít i v případě, kdy referenční komora byla kalibrována v elektronovém svazku určité kvality Q_{cross} ve standardizační laboratoři.

TABULKA 19. VYPOČTENÉ HODNOTY OPRAV *kQ,Q*int NA KVALITU PRO RŮZNÉ TYPY KOMOR KALIBROVANÉ V ELEKTRONOVÝCH SVAZCÍCH V ZÁVISLOSTI NA UKAZATELI KVALITY *R*50

*(Tyto hodnoty jsou odvozeny z hodnot poměrů brzdných schopností a poruchových faktorů uvedených v Příloze II, přičemž Q*int *= 7.5 g/cm2)*

Ionization chamber type[a]	Beam quality R_{50} (g/cm^2)																
	1.0	1.4	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	7.0	8.0	10.0	13.0	16.0	20.0
Plane-parallel chambers																	
Attix RMI 449	1.078	1.068	1.055	1.047	1.040	1.034	1.028	1.023	1.019	1.014	1.010	1.003	0.997	0.986	0.972	0.961	0.948
Capintec PS-033	—	—	1.016	1.015	1.014	1.013	1.012	1.010	1.009	1.007	1.006	1.002	0.998	0.990	0.978	0.968	0.955
Exradin P11	1.078	1.068	1.055	1.047	1.040	1.034	1.028	1.023	1.019	1.014	1.010	1.003	0.997	0.986	0.972	0.961	0.948
Holt (Memorial)	1.078	1.068	1.055	1.047	1.040	1.034	1.028	1.023	1.019	1.014	1.010	1.003	0.997	0.986	0.972	0.961	0.948
NACP/Calcam	1.078	1.068	1.055	1.047	1.040	1.034	1.028	1.023	1.019	1.014	1.010	1.003	0.997	0.986	0.972	0.961	0.948
Markus	—	—	1.038	1.032	1.028	1.024	1.020	1.017	1.014	1.011	1.008	1.003	0.997	0.988	0.976	0.965	0.952
Roos	1.078	1.068	1.055	1.047	1.040	1.034	1.028	1.023	1.019	1.014	1.010	1.003	0.997	0.986	0.972	0.961	0.948
Cylindrical chambers																	
Capintec PR06C (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1.012	1.010	1.008	1.006	1.005	1.001	0.999	0.993	0.984	0.976	0.966
Exradin A2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	1.003	1.003	1.002	1.002	1.002	1.001	0.999	0.996	0.991	0.984	0.975
Exradin T2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	1.003	1.003	1.002	1.002	1.002	1.001	0.999	0.996	0.991	0.984	0.975
Exradin A12 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1.012	1.010	1.008	1.006	1.005	1.002	0.998	0.993	0.984	0.976	0.965
NE 2571 (Guarded Farmer)	—	—	—	—	—	—	1.012	1.010	1.008	1.006	1.005	1.001	0.999	0.993	0.984	0.976	0.966

TABULKA 19. (pokračování)

NE 2581 (Robust Farmer)	—	—	—	—	—	—	1.012	1.010	1.008	1.006	1.005	1.001	0.999	0.993	0.984	0.976	0.966
PTW 30001/30010 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1.013	1.010	1.008	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.984	0.976	0.965
PTW 30002/30011 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1.013	1.010	1.008	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.984	0.976	0.965
PTW 30004/30012 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	1.013	1.010	1.008	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.984	0.976	0.965
PTW 31002/31003 (flexible)	—	—	—	—	—	—	1.014	1.011	1.009	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.983	0.974	0.964
Victoreen 30-348	—	—	—	—	—	—	1.015	1.013	1.010	1.008	1.006	1.002	0.998	0.991	0.982	0.973	0.962
Victoreen 30-351	—	—	—	—	—	—	1.013	1.010	1.008	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.984	0.976	0.965
Victoreen 30-349	—	—	—	—	—	—	1.008	1.006	1.005	1.004	1.003	1.001	0.999	0.995	0.988	0.980	0.971

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

TABULKA 20. POMĚRY OMEZENÝCH (Δ= 10 keV) HMOTNOSTNÍCH BRZDNÝCH SCHOPNOSTÍ VODY A VZDUCHU (*sw*,air) V ELEKTRONOVÝCH SVAZCÍCH V ZÁVISLOSTI NA KVALITĚ SVAZKU *R*50 A RELATIVNÍ HLOUBCE *z*/*R*50 VE VODĚ.
(hodnoty vypočtené podle vztahu (66) v Příloze II [91])

	Beam quality R_{50} (g/cm^2)																
	1.0	1.4	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	7.0	8.0	10.0	13.0	16.0	20.0
z_{ref} (g/cm^2):	0.5	0.7	1.1	1.4	1.7	2.0	2.3	2.6	2.9	3.2	3.5	4.1	4.7	5.9	7.7	9.5	11.9
$s_{w,air}(z_{ref})$:	1.102	1.090	1.078	1.070	1.064	1.058	1.053	1.048	1.044	1.040	1.036	1.029	1.022	1.010	0.995	0.983	0.970
Relative depth in water z/R_{50}																	
0.02	1.076	1.060	1.042	1.030	1.020	1.012	1.004	0.997	0.991	0.986	0.980	0.971	0.963	0.950	0.935	0.924	0.914
0.05	1.078	1.061	1.044	1.032	1.022	1.014	1.006	1.000	0.994	0.988	0.983	0.974	0.965	0.952	0.937	0.926	0.916
0.10	1.080	1.064	1.047	1.036	1.026	1.018	1.010	1.004	0.998	0.992	0.987	0.978	0.970	0.957	0.942	0.931	0.920
0.15	1.083	1.067	1.050	1.039	1.030	1.022	1.014	1.008	1.002	0.997	0.992	0.983	0.975	0.961	0.946	0.935	0.924
0.20	1.085	1.070	1.053	1.043	1.034	1.026	1.019	1.012	1.006	1.001	0.996	0.987	0.979	0.966	0.951	0.940	0.929
0.25	1.088	1.073	1.057	1.046	1.037	1.030	1.023	1.017	1.011	1.006	1.001	0.992	0.984	0.971	0.956	0.945	0.933
0.30	1.091	1.076	1.060	1.050	1.041	1.034	1.027	1.021	1.016	1.010	1.006	0.997	0.989	0.976	0.961	0.950	0.938
0.35	1.093	1.079	1.064	1.054	1.045	1.038	1.032	1.026	1.020	1.015	1.011	1.002	0.995	0.982	0.966	0.955	0.943
0.40	1.096	1.082	1.067	1.058	1.049	1.042	1.036	1.030	1.025	1.020	1.016	1.007	1.000	0.987	0.972	0.960	0.948
0.45	1.099	1.085	1.071	1.062	1.054	1.047	1.041	1.035	1.030	1.025	1.021	1.013	1.006	0.993	0.978	0.966	0.953
0.50	1.102	1.089	1.075	1.066	1.058	1.051	1.046	1.040	1.035	1.031	1.027	1.019	1.012	0.999	0.984	0.971	0.959
0.55	1.105	1.092	1.078	1.070	1.062	1.056	1.051	1.045	1.041	1.036	1.032	1.025	1.018	1.005	0.990	0.977	0.964
0.60	1.108	1.095	1.082	1.074	1.067	1.061	1.056	1.051	1.046	1.042	1.038	1.031	1.024	1.012	0.996	0.984	0.970
0.65	1.111	1.099	1.086	1.078	1.072	1.066	1.061	1.056	1.052	1.048	1.044	1.037	1.030	1.018	1.003	0.990	0.976
0.70	1.114	1.102	1.090	1.082	1.076	1.071	1.066	1.062	1.058	1.054	1.050	1.043	1.037	1.025	1.010	0.997	0.983
0.75	1.117	1.105	1.094	1.087	1.081	1.076	1.072	1.067	1.064	1.060	1.057	1.050	1.044	1.033	1.017	1.004	0.989

TABULKA 20. (pokračování)

0.80	1.120	1.109	1.098	1.091	1.086	1.081	1.077	1.073	1.070	1.066	1.063	1.057	1.051	1.040	1.025	1.012	0.996
0.85	1.123	1.112	1.102	1.096	1.091	1.087	1.083	1.080	1.076	1.073	1.070	1.064	1.059	1.048	1.033	1.019	1.004
0.90	1.126	1.116	1.107	1.101	1.096	1.092	1.089	1.086	1.083	1.080	1.077	1.072	1.067	1.056	1.041	1.028	1.011
0.95	1.129	1.120	1.111	1.106	1.102	1.098	1.095	1.092	1.090	1.087	1.085	1.080	1.075	1.065	1.050	1.036	1.019
1.00	1.132	1.124	1.115	1.111	1.107	1.104	1.101	1.099	1.097	1.095	1.092	1.088	1.083	1.074	1.059	1.045	1.028
1.05	1.136	1.127	1.120	1.116	1.113	1.110	1.108	1.106	1.104	1.102	1.100	1.096	1.092	1.083	1.069	1.055	1.037
1.10	1.139	1.131	1.125	1.121	1.118	1.116	1.115	1.113	1.112	1.110	1.109	1.105	1.102	1.093	1.079	1.065	1.046
1.15	1.142	1.135	1.129	1.126	1.124	1.123	1.122	1.120	1.119	1.118	1.117	1.114	1.111	1.104	1.090	1.075	1.056
1.20	1.146	1.139	1.134	1.132	1.130	1.129	1.129	1.128	1.128	1.127	1.126	1.124	1.121	1.115	1.101	1.086	1.066

7.7. MĚŘENÍ ZA PODMÍNEK JINÝCH NEŽ REFERENČNÍCH

7.7.1. Hloubková dávka na ose svazku

Doporučené podmínky pro měření relativní hloubkové dávky na ose svazku jsou stejné, jako ty uvedené v části 7.3.2. pro měření polovičního dosahu R_{50}. Je-li měřícím detektorem ionizační komora, musí být hloubková ionizace převedena na hloubkovou dávku [31]. Tento převod se děje vynásobením ionizačního proudu, nebo náboje v každé měřené hloubce z poměrem brzdných schopností $s_{w,air}$ v této hloubce z. Hodnoty $s_{w,air}$ jsou uvedeny v Tabulce 20 jako funkce ukazatele kvality svazku R_{50} a relativní hloubky z /R_{50}. Lineární interpolace mezi tabelovanými hodnotami je dostatečným přiblížením. Hodnoty $s_{w,air}$ byly vypočteny podle vztahu (66) v Příloze II [91] [32].

Tento postup neuvažuje žádnou změnu poruchového faktoru komory s hloubkou. To je přijatelné pro typy planparalelních komor s velmi dobrou ochrannou elektrodou. Všechny cylindrické komory a ty planparalelní komory, které dostatečně funkční ochrannou elektrodu nemají, vykazují významnou změnu poruchového faktoru na hloubce a tedy musíme s tímto vlivem počítat. Bohužel poruchové faktory těchto komor byly dosud ověřeny jen v hloubkách blízkých hloubkám referenčním. Proto tyto komory není možno považovat za vhodný nástroj k měření v hloubkách jiných, ačkoliv se tak všeobecně činí. Pro měření hloubkové dávky jsou tedy takové komory nevhodné.

7.7.2. Relativní dávkové příkony

Relativní dávkový příkon měříme pro daný elektronový svazek v hloubce z_{max} pro nestandardní velikosti vstupního pole a vzdálenosti SSD tak, jak jsou používány v klinické praxi. Jeho hodnotami jsou pak poměry dávkového příkonu (dávky pro jednotku monitoru) pro nereferenční podmínky k dávkovému příkonu pro referenční podmínky v hloubce z_{ref} (nebo z_{max}). Uživatel si musí být vědom toho, že hloubka maximální dávky se mění, zvláště pro malá pole svazků vysokých energií.
Pro detektory pevné fáze bude postačující ke stanovení relativního příkonu normování odečtu za klinických podmínek k odečtu za podmínek referenčních. Je-li detektorem ionizační komora, musí být poměr ionizačních proudů nebo nábojů opraven na změnu $s_{w,air}$ s hloubkou podle Tabulky 20. Platí zde stejné úvahy ohledně poruchového faktoru, jako v části 7.7.1.

7.8. PEVNÉ PLASTICKÉ FANTOMY

Pevné plastické fantomy smí být používány pouze pro svazky o kvalitě $R_{50} < 4$ g/cm^2 ($E_o < 10$ MeV). Ani tak je nelze plně doporučit, protože většinou jsou tyto fantomy, odpovědné za největší nesrovnalosti v určování dávky od elektronových svazků. Nicméně, není-li přesné umístění komory ve vodě možné, nebo komoru nelze učinit vodotěsnou, je použití pevného fantomu přípustné. Podmínky výběru pevného fantomu jsou diskutovány v části 4.2.3.

7.8.1. Převádění hloubek

Hloubku v pevném fantomu z_{pl}, vyjádřenou v g/cm^2, dostaneme vynásobením hloubky v cm měrnou hmotností látky ρ_{pl} v g/cm^3. Měrnou hmotnost látky je lépe pro danou sérii desek změřit, než ji jen odhadnout typovou hodnotou. Měření provedená v pevném fantomu v hloubce z_{pl} odpovídají měřením ve vodě v hloubce z_w vypočtené vztahem

$$z_w = z_{pl}\, c_{pl} \text{ g/cm2 } (z_{pl} \text{ in g/cm}^2) \qquad (31)$$

[31] Převod z ionizace na dávku je při měření hloubkové dávky nutný z toho důvodu, že poměr brzdných schopností $s_{w,air}$ se mění s hloubkou velmi rychle.

[32] Hodnoty $s_{w,air}$ vypočtené uživatelem přímo ze vztahu (66) musí být ověřeny porovnáním s hodnotami uvedenými v Tabulce 20.

kde c_{pl} je převáděcí faktor hloubky. Jeho hodnoty pro různé materiály fantomu naleznete v Tabulce 21 [93 až 95] [33]. Tabulka také uvádí typové hodnoty měrné hmotnosti různých fantomových materiálů. Ty však užívejte pouze jako vodítka pro vlastní měření.

[33] V tomto Doporučení vyjadřujeme hloubky z_w a z_{pl}, v jednotkách g/cm^2, na rozdíl od dřívějšího vyjadřování v cm (21). Převáděcí faktor hloubky c_{pl} je poměrem středovaných dosahů elektronů ve vodě a v plastiku, přičemž oba dosahy jsou vyjádřeny rovněž v g/cm^2. V důsledku změny jednotek a v menší míře i v důsledku zavedení nových údajů, se hodnoty c_{pl} v Tabulce 21 liší od hodnot C_{pl} z Tabulky VIII v odkazu 21. Zde označujeme převodní faktor c_{pl} hloubky malými písmeny na znamení, že je vyjadřován v jednotkách g/cm^2.

TABULKA 21. HODNOTY FAKTORŮ PRO PŘEVOD HLOUBEK c_{pl},, FLUENCE h_{pl} A MĚRNÉ HMOTNOSTI ρ_{pl} NĚKTERÝCH PEVNÝCH FANTOMOVÝCH LÁTEK

Pevný fantom	c_{pl}	h_{pl}	ρ_{pl} (g/cm^2)
Pevná voda (WT1)	0.949	1.011	1.020
Pevná voda (RMI-457)	0.949	1.008[a]	1.030
Plastická voda	0.982	0.998[b]	1.013
Virtuální voda	0.946	—[c]	1.030
PMMA	0.941	1.009	1.190
Čirý polystyrén	0.922	1.026	1.060
Bílý polystyrén [d]	0.922	1.019	1.060
A-150	0.948	—[c]	1.127

a průměr hodnot z odkazu [95] pro kvality pod 10 MeV
b průměr hodnot z odkazu [65] pro kvality pod 10 MeV
c Údaje nejsou dostupné.
d Znám též pod jménem high impact polystyrene.

7.8.2. Měření kvality svazku v pevném fantomu

Používáme-li pevný fantom pro měření ukazatele kvality svazku je měřenou veličinou $R_{50,ion,pl}$ poloviční dosah ionizace v plastiku. Z ní dostaneme poloviční dosah ionizace ve vodě použitím vztahu (31) tak, že

$$R_{50,ion} = R_{50,ion,pl}\, c_{pl} \text{ g/cm}^2 \quad (R_{50,ion,pl} \text{ in g/cm}^2) \qquad (32)$$

Přísně vzato platí převáděcí c_{pl} faktor na hloubkovou dávku a jeho použití pro hloubkovou ionizaci je pouze přiblížením.

7.8.3. Pevné fantomy pro stanovení dávky v referenční hloubce z_{ref}

Pro stanovení absorbované dávky ve vodě v referenční hloubce z_{ref} při použití pevného fantomu musíme komoru umístit do převedené referenční hloubky pro daný fantomový materiál $z_{ref,pl}$. Tu dostaneme z referenční hloubky ve vodě z_{ref} pomocí převráceného vztahu (31), to jest

$$z_{ref,pl} = z_{ref}/c_{pl} \text{ g/cm2} \quad (z_{ref} \text{ in g/cm}^2) \qquad (33)$$

Všechny ostatní referenční podmínky zůstávají tak, jak jsou uvedeny v Tabulce 17. Odečet dozimetru $M_{Q,pl}$ v plastiku však musí být převeden na odpovídající odečet M_Q v hloubce z_{ref} ve vodě vztahem

$$M_Q = M_{Q,pl}\, h_{pl} \qquad (34)$$

Hodnoty převodního faktoru fluence pro některé pevné fantomové látky jsou uvedeny v Tabulce 21 [34]. Nejistota těchto převodních faktorů jsou hlavním důvodem, proč bychom se měli pevným fantomům raději vyhnout. Hodnoty absorbované dávky ve vodě v referenční hloubce pak vypočteme dosazením hodnoty M_Q ze vztahu (34) do rovnice (25).

7.8.4. Pevné fantomy a měření rozložení dávky

Používáme-li pevný fantom pro měření hloubkové dávky, musí být každá hodnota hloubky v plastiku převedena na odpovídající hloubku ve vodě vztahem (31). Taktéž odečet dozimetru musí být v každé hloubce měření převeden podle vztahu (34). V hloubkách za $z_{ref,pl}$ určenou podle vztahu (33) můžeme pro převody h_{pl} a $z_{ref,pl}$ použít hodnot z Tabulky 21. V mělčích hloubkách klesá hodnota převodu h_{pl} lineárně směrem k povrchu k jedné, přitom však zanedbáváme vliv zpětného rozptylu na povrchu.

[34] V [21] je převod h_{pl} funkcí energie. Toto Doporučení dovoluje použití pevných fantomů jen pro kvality $R_{50} < 4$ g/cm^2 (E_o < 10 MeV) . V tomto rozsahu kvalit může být hodnota převodu h_{pl} vzata s dobrým přiblížením jako konstanta.

Z měření ionizační komorou dostáváme samozřejmě hloubkovou ionizaci. Ta se musí převést na hloubkovou dávku vynásobením poměrem brzdných schopností $s_{w,\mathrm{air}}$, jak je vyloženo v části 7.7.1.

7.9. ODHAD NEJISTOTY STANOVENÍ ABSORBOVANÉ DÁVKY VE VODĚ ZA REFERENČNÍCH PODMÍNEK

Odhady nejistot jsou uvedeny ve dvou Tabulkách. Tabulka 22 obsahuje nejistoty stanovení dávky založené na kalibraci ve svazku gama ^{60}Co. Tabulka 23 ukazuje totéž pro kalibraci ve svazku elektronů vysoké energie s polovičním dosahem R_{50}~10 g/cm^2 (E_o~23 MeV). Každá z tabulek obsahuje odhady jak pro planparalelní, tak i pro cylindrické komory (Mějte na paměti, že R_{50} nesmí být menší než 4 g/cm^2, aby bylo možno použít cylindrickou komoru).

Odhady nejistot jsou zde uvedeny pouze pro referenční hloubku z_{ref}. V ostatních hloubkách mohou být tyto nejistoty podstatně větší, zejména měříme-li v pevných fantomech.

Nejistota oprav na kvalitu k_{Q,Q_o} je diskutována v Příloze II. Její velikost může být podstatně snížena používáme-li měřených hodnot k_{Q,Q_o} , nikoliv hodnot vypočtených. Například, je-li nejistota měření opravy k_Q (to jest takové, která se vztahuje na svazek gama ^{60}Co) pro danou planparalelní komoru asi 0.8%, znamená to snížení nejistoty ve stanovení dávky od elektronového svazku v hloubce z_{ref} z 2.1% na 1.5%

Zvláštní pozornost si zasluhuje odhad nejistot stanovení dávky planparalelní komorou, která byla křížově kalibrována ve svazku elektronů vysoké energie srovnáním s komorou cylindrickou kalibrovanou ve svazku gama ^{60}Co, protože se při tomto postupu některé členy vykrátí. Kombinací vztahů (29) (použití křížově kalibrované komory), (27) (faktor křížové kalibrace) a (4) (základní vztah pro opravu na kvalitu k_Q), dostaneme konečný výraz pro absorbovanou dávku ve vodě ve tvaru

$$D_{w,Q} = M_Q^{pp} \frac{M_{Q_{\text{cross}}}^{\text{cyl}}}{M_{Q_{\text{cross}}}^{pp}} N_{D,w,\,\text{Co-60}}^{\text{cyl}} \frac{\left(s_{w,\text{air}}\right)_Q}{\left(s_{w,\text{air}}\right)_{\text{Co-60}}} \frac{\left(W_{\text{air}}\right)_Q}{\left(W_{\text{air}}\right)_{\text{Co-60}}} \frac{p_Q^{pp}}{p_{Q_{\text{cross}}}^{pp}} \frac{p_{Q_{\text{cross}}}^{\text{cyl}}}{p_{\text{Co-60}}^{\text{cyl}}} \tag{35}$$

Kde kvůli lepšímu přehledu označujeme referenční kvalitu symbolem "^{60}Co" namísto indexu Q_o. Výrazy $s_{w,\text{air}}$ a W_{air} in Q_{cross} se zde již nevyskytují, protože se navzájem vykrátily. Tři (středované) odečty komory nebudou plně navzájem nezávislé a proto se odhad kombinované nejistoty všech třech odečtů hodnotou 0.8% jeví jako velmi rozumný. Nejistota $N_{D,w,\text{Co-60}}$ je 0.6%. Poměry $s_{w,\text{air}}$ a W_{air} mají každý 0.5% (viz Tabulku 40 v Příloze II). Poměr poruchových faktorů planparalelní komory ve dvou kvalitách elektronů bude mít 0.4% (viz čtyři díly Tabulky 41 v Příloze II). Poměr těchto faktorů pro cylindrickou komoru dá 1.0% (viz čtyři díly Tabulky 40 v Příloze II). Dostáváme takto hodnotu 1.6% jako velmi konzistentní odhad kombinované nejistoty pro absorbovanou dávku $D_{w,Q}$.

TABULKA 22. ODHAD RELATIVNÍ STANDARDNÍ NEJISTOTY[a] STANOVENÍ DÁVKY VE VODĚ OD ELEKTRONOVÝCH SVAZKŮ ZALOŽENÝ NA KALIBRACI KOMORY VE SVAZKU GAMA Co60.

Veličina nebo postup	Relativní standardní nejistota (%)	
Typ komory Rozsah kvalit svazku	Cylindrická $R50 \geq 4$ g/cm^2	Planparalelní $R50 \geq 1$ g/cm^2
Skupina 1: Standardizační laboratoř		
ND,w kalibrace sekundárního standardu v PSDL	0.5	0.5
Dlouhodobá stabilita sekundárního standardu	0.1	0.1
ND,w kalibrace referenčního dozimetru v SSDL	0.4	0.4
Kombinovaná nejistota skupiny 1[b]	*0.6*	*0.6*
Skupina 2:Elektronový svazek uživatele		
Dlouhodobá stabilita referenčního dozimetru	0.4	0.6
Normalizace odečtu dozimetru monitorem	0.6	0.6
Opravy na ovlivňující veličiny	0.4	0.5
Opravy na kvalitu (vypočtené hodnoty)	1.2	1.7
Kombinovaná nejistota skupiny 2	*1.5*	*2.0*
Kombinovaná nejistota skupiny 1 a 2	**1.6**	**2.1**

a. K odhadům nejistot viz Přílohu IV, nebo publikaci ISO [32]. Zde uvedené hodnoty je možno považovat za typické příklady. Skutečné odhady se mohou lišit podle nejistot uvedených kalibrační laboratoří pro kalibraci dozimetru a podle experimentálních nejistoty při práci v uživatelském svazku.

b. Uživatelská referenční komora kalibrovaná přímo v PSDL bude mít o něco menší nejistotu ve skupině 1. To však nebude mít žádný významný vliv na konečnou kombinovanou nejistotu stanovení dávky v uživatelském elektronovém svazku.

TABULKA 23. ODHAD RELATIVNÍ STANDARDNÍ NEJISTOTY[a] STANOVENÍ DÁVKY VE VODĚ OD ELEKTRONOVÝCH SVAZKŮ ZALOŽENÝ NA KALIBRACI KOMORY VE SVAZKU ELEKTRONŮ VYSOKÉ ENERGIE

Veličina nebo postup	Relativní standardní nejistota (%)	
Typ komory Rozsah kvalit svazku	Cylindrická $R50 \geq 4$ g/cm^2	Planparalelní $R50 \geq 1$ g/cm^2
Skupina 1: Standardizační laboratoř		
ND,w kalibrace sekundárního standardu v PSDL	0.7	0.7
Kombinovaná nejistota skupiny 1	*0.7*	*0.7*
Skupina 2:Elektronový svazek uživatele		
Dlouhodobá stabilita referenčního dozimetru	0.3	0.4
Realizace referenčních podmínek	0.4	0.6
Normalizace odečtu dozimetru monitorem	0.6	0.6
Opravy na ovlivňující veličiny	0.4	0.5
Opravy na kvalitu (vypočtené hodnoty)	0.9	0.6
Kombinovaná nejistota skupiny 2	*1.3*	*1.2*
Kombinovaná nejistota skupiny 1 a 2	**1.4**	**1.4**

a. K odhadům nejistot viz Přílohu IV, nebo publikaci ISO [32]. Zde uvedené hodnoty je možno považovat za typické příklady. Skutečné odhady se mohou lišit podle nejistot uvedených kalibrační laboratoří pro kalibraci dozimetru a podle experimentálních nejistot při práci v uživatelském svazku.

8. DOPORUČENÍ PRO SVAZKY RENTGENOVÉHO ZÁŘENÍ NÍZKÝCH ENERGIÍ

8.1. VŠEOBECNĚ

Tato kapitola je Doporučením pro referenční dozimetrii (kalibraci) svazků rentgenového (dále jen RTG) záření o kvalitách do polotloušťky 3 mm Al generovaného napájecím napětím do 100 kV. Obsahuje též pokyny pro relativní dozimetrii těchto svazků. Je založena na kalibračním faktoru absorbované dávky ve vodě N_{D,w,Q_o} pro dozimetr kalibrovaný v referenčním svazku kvality Q_o.

Tento interval kvality zde bude dále nazýván intervalem nízkých energií. Toto dělení na interval nízkých energií a interval středních energií, který bude dále definován v Kapitole 9, odráží dva odlišné způsoby léčby zářením, pro které jsou RTG svazky používány, to jest léčba ¨povrchová¨ a ¨hloubková¨, neboli ortovoltážní. Hranice mezi těmito dvěma intervaly, jak je definována v této a příští Kapitole, není ostrá. Má vzájemný překryv mezi 80 kV, 2 mm Al a 100 kV, 3 mm Al. V oblasti překryvu jsou metody měření doporučené v obou kapitolách stejně vhodné a můžeme použít tu, která se jeví v daném případě snadnější.

V oblasti kilovoltážního RTG záření existuje jen několik standardů absorbované dávky. Nicméně je možné odvodit kalibrační faktory pro absorbovanou dávku ve vodě z těch kalibračních faktorů pro kermu ve vzduchu, které byly získány podle některého z uznávaných protokolů (Příloha 1). Takto může kterákoliv standardizační laboratoř pracující se standardem kermy ve vzduchu poskytovat odvozené kalibrace pro dávku ve vodě. Ačkoliv je tento postup formálně shodný s tím, kdy si uživatel sám odvodí kalibrační faktory dávky z faktorů pro kermu ve vzduchu přidržujíc se stejných protokolů, standardizační laboratoř lépe zajistí široké sjednocení postupů tak, jak jsou zde doporučeny, což je výhodou zejména v této oblasti, kde jednotnost není samozřejmá. Dozimetrie svazků RTG záření nízkých energií byla tradičně založena na měření ve vzduchu s cílem stanovit expozici, nebo vzduchovou kermu. Absorbovaná dávka ve vodě na povrchu vodního fantomu je vypočítávána převodem expozice, nebo vzduchové kermy na absorbovanou dávku ve vodě s opravou na vliv zpětného rozptylu. Toto je stále základem dozimetrických protokolů pro RTG záření nízkých energií [17, 96 a 97].

Doporučení IAEA [17] připustila možnost měření ve fantomu dostatečné velikosti s použitím ionizační komory okalibrované přímo v jednotkách absorbované dávky ve vodě. Toto Doporučení vybralo a podporuje tento přístup, formulovaný výrazy a vztahy zavedenými v Kapitole 3.

TABULKA 24. TLOUŠTKY MATERIÁLŮ POŽADOVANÝCH PRO DOSAŽENÍ ROVNOVÁHY ELEKTRONŮ

a Zde uvedené tloušťky se rovnají csda dosahům sekundárních elektronů s nejvyšší energií podle odkazu 66.

b Polymethyl methacrylate, též znám jako acrylic. Obchodní názvy jsou Lucite, Plexiglas or Perspex.

kV	Polyethylene		PMMA[b]		Mylar	
	mg/cm^2	mm	mg/cm^2	mm	mg/cm^2	mm
50	4.0	45	4.4	40	4.6	35
60	5.5	60	6.1	50	6.4	45
70	7.2	80	8.0	65	8.3	60
80	9.1	100	10.0	85	10.5	75
90	11.1	120	12.2	105	12.9	90
100	13.4	140	14.7	125	15.4	110

[a] The thickness specified is taken to be equal to the csda range of the maximum energy secondary electrons, as given in Ref. [66].

[b] Polymethyl methacrylate, also known as acrylic. Trade names are Lucite, Plexiglas or Perspex.

8.2. PŘÍSTROJOVÉ VYBAVENÍ

8.2.1. Ionizační komory

Pro ionizační komory zde platí, co již bylo řečeno v části 4.2.1. V Tabulce 5 najdete typy komor navržené a vyrobené pro měření v RTG svazcích nízkých energií. Okénko komory musí být dostatečně tlusté, aby zajistilo dosažení rovnováhy nabitých částic. Tato tloušťka zároveň zabrání vstupu všem elektronům generovaným nad povrchem komory do objemu její dutiny. Ve svazcích generovaných napětím nad 50 kV bude nutno okénko komory zesílit přídavnými foliemi tak, aby rovnováha nabitých částic byla zachována. Tabulka 24 udává hodnoty celkové tloušťky (okénka i folií) některých materiálů nutná pro různá budicí napětí. Není-li možno dodržet přesně požadovanou tloušťku, volíme vždy tloušťku o něco větší. Rovnováhy částic tím bude dosaženo a přidané zeslabení fotonů bude zanedbatelné.

Referenčním bodem komory bude střed zevního povrchu okénka komory, případně povrchu přídavné folie a to jak při kalibraci ve standardizační laboratoři, tak při měřeních v uživatelském svazku za referenčních podmínek. Referenční bod je umístěn tak, že lícuje s povrchem fantomu. Komora musí být kalibrována ve standardizační laboratoři i se svými vzrůstovými (buildup) foliemi a fantomem ve svazku stejné geometrie (FS a SSD) jako je referenční svazek uživatelův. Nedoporučuje se používat typových hodnot oprav na kvalitu svazku k_{Q,Q_0} protože individuální rozdíly v energetické závislosti komor jednoho typu jsou značné.

8.2.2. Fantomy

Platí zde to, co bylo o fantomech řečeno v částech 4.2.3. a 4.2.4. Fantom musí umožnit vložení a upevnění komory tak, aby její zevní strana okénka lícovala s povrchem fantomu. To je většinou nemožné zajistit s vodním fantomem a proto je zde doporučen fantom pevný. Ideální by bylo mít fantom ze speciální látky, která je ekvivalentní vodě v daném oboru energií. PMMA (Perspex, Lucite, atd) je však přijatelný[35], protože komora s fantomem jako celek jsou kalibrovány pro absorbovanou dávku ve vodě na povrchu a nejsou tu žádné převody hloubek závislé na parametrech použitého plastiku. Fantom musí být takové velikosti, aby celý měřený svazek procházel čelní stěnou fantomu a ve směru svazku musí mít tlouštku alespoň 5 g/cm^2.

8.3. STANOVENÍ KVALITY SVAZKU

8.3.1. Výběr ukazatele kvality

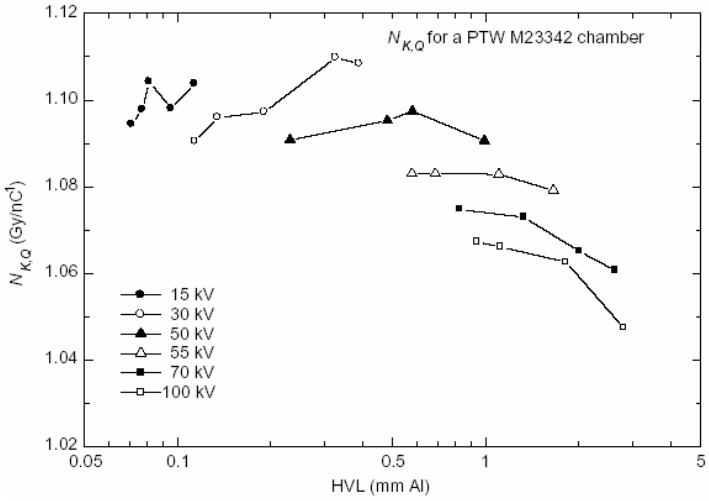
Již dlouho je známo, že v dozimetrii rtg svazků nízkých energií je nutné charakterisovat energetické spektrum alespoň dvěma parametry [98 a 99]. Těmito dvěma parametry jsou obvykle napětí rtg lampy a první polotloušťka (HVL). Většinou není možné zajistit, aby oba parametry všech klinických svazků byly reprodukovány ve svazcích standardizační laboratoře. Proto základním ukazatelem kvality svazků většinou zůstává polotloušťka (HVL). Tento parametr je vybraným ukazatelem kvality svazků i v tomto Doporučení.

Ačkoliv i v předcházejících protokolech byla kvalita rtg svazků charakterizována pouze polotloušťkou HVL, nikde v nich nebyla diskutována nejistota tímto parametrem vnesená. Přitom se jedná o rozhodně nezanedbatelný příspěvek k celkové nejistotě stanovení dávky. Bohužel je zde citelný nedostatek publikovaných údajů o tom, jak se kalibrační faktory absorbované dávky ve vodě mění v závislosti výhradně na HVL, či na napětí rtg trubice. Náznaky takových závislostí mohou být odhadnuty z kalibračních faktorů vzduchové kermy $N_{K,Q}$ pro komoru PTW M23342 v řadě svazků typických pro nízkovoltážní RTG terapii (obr. 10). Zde pro danou polotloušťku HVL se kalibrační faktor kermy mění v závislosti na napětí jen o něco málo více, než 2%. To však nemusí být pravda pro změnu $N_{D,w}$, kde navíc přistupují vlivy rozptýleného záření z fantomu a převodních

[35] PMMA je přijatelnou látkou fantomu pouze pro měření na povrchu, kdy zajištuje pouze zpětný rozptyl. Zeslabení a rozptyl v hloubce je tu irelevantní. Komora ve fantomu je kalibrována pro referenční podmínky velikosti svazku (vstupního pole) a SSD a pokud jsou tyto podmínky podobné těm, které charakterizují referenční svazek uživatele, zůstává rozdíl mezi vodním a pevným fantomem velmi malý. Při měření relativních příkonů pro jiné velikosti polí a jiné vzdálenosti záleží pouze na tom, jak se mění poměr zpětných rozptylů ve vodě a v plastiku v závislosti na geometriii svazku. Ačkoliv PMMA zde není ekvivalentní vodě, nebude jeho odlišnost způsobovat odchylku větší, než 1%, protože velikost zpětného rozptylu je asi o řád menší, než měřená veličina dávky a rozdíl tohoto zpětného rozptylu mezi vodou a PMMA je o další řád nižší.

faktorů kermy na dávku. Je možno pouze odhadovat, že změny $N_{D,w,Q}$ budou asi podobné změnám $N_{K,Q}$. Standardní nejistota typu B (viz Přílohu IV.3) o velikosti asi 1,5% by snad mohla být přiměřená pro typy komor v tomto dokumentu doporučené.

Připomeňme si, že celá koncepce polotlouštky je založena na měření kermy ve vzduchu. Lze očekávat, že nový ukazatel kvality nízkoenergetických RTG svazků bude založen na veličině absorbované dávky ve vodě – snad poměr dávek ve dvou hloubkách – a doufejme, že tento nový přístup bude předmětem některé z budoucích verzí tohoto Doporučení. Zatím je samozřejmě nejlepší mít referenční komoru okalibrovanou pro takové kombinace napětí a polotlouštky, jaké charakterizují uživatelské svazky. Pokud to není možné, musíme obdržet kalibrační faktory v dostatečném intervalu hodnot HVL a stanovit faktor pro HVL uživatelského svazku interpolací.



Obr. 10. Kalibrační faktory kermy ve vzduchu pro komoru PTW 23342 jako funkce polotlouštky HVL a napětí na RTG trubici v mezích 15 až 150 kV. Měřeno v NRL.

8.3.2. Měření kvality svazku

Konvenčním materiálem, ve kterém se stanovuje a vyjadřuje polotlouštka HVL nízkoenergetického RTG záření je hliník. Polotlouštka HVL je pak definována jako taková tlouštka materiálu, která zeslabí vzduchovou kermu od úzkého svazku RTG záření v referenčním bodě dostatečně vzdáleném od absorbujícího materiálu na polovinu hodnoty naměřené pro nezeslabený svazek. Polotlouštka HVL závisí na vzdálenosti od zdroje a to kvůli absorpci nízkoenergetických fotonů ve vzduchu. Proto je třeba měřit kvalitu a dávku při stejné vzdálenosti SCD komory od zdroje. Pokud je tato vzdálenost menší, než 50 cm bude odečet komory ovlivněn rozptylem ze zeslabovacích folií. Vliv této kontaminace může být odhalen měřeními se svazky s různou velikostí pole a případně můžeme tento vliv zcela eliminovat extrapolací na nulovou velikost svazku.

Při ideálním uspořádání máme asi uprostřed mezi zdojem a komorou kolimační clonu, která zmenší svazek tak, aby velikostí svého pole právě obsáhl celou komoru. Za komorou alespoň do vzdálenosti 1 m by neměl být žádný další rozptylující materiál. Filtry různé tlouštky umístujeme blízko clony tak, abychom v jejich kombinacích obsáhli interval, ve kterém se polotlouštka HVL nachází. Tu pak nalezneme interpolací.

Přísně vzato, neměříme kermovou rychlost ve vzduchu nýbrž ionizační proud, nebo náboj za učitý čas. Tento rozdíl nabývá na významu hlavně u lehce filtrovaných svazků. Měli bychom proto používat komoru s tenkou stěnou, jejíž energetická závislost nepřesahuje 2% v celém rozsahu měřených kvalit svazků [36]. Je-li to nutné, musí být okénko komory zesíleno vzrůstovými foliemi na rovnovážnou tlouštku, jak je uvedeno v části 8.2.1.

[36] Ve slabě filtrovaném svazku generovaném napětím 100 kV může komůrka Farmerova typu vnést při měření polotlouštky HVL chybu až 10%. Pokud se energetická závislost komory mění o více než 2% v celém rozsahu měřených kvalit, nezbývá, než převádět každou měřenou ionizaci na kermu ve vzduchu podle příslušného kalibračního faktoru pro daný zeslabený, nebo nezeslabený svazek. Tento postup je iterační, protože hodnota kalibračního faktoru je přiřazována podle polotlouštky HVL.

Vliv nestability výkonu RTG zdroje musí být odstraněn monitorovací komorou. Zde je třeba dbát na to, aby odezva monitorovací komory nebyla ovlivňována změnou rozptylu z měnící se tlouštky absorbujících folií. Není-li monitorovací komora k dispozici, musíme vliv změny výkonu zmenšovat náhodným výběrem tlouštky zeslabovacích folií a opakovaným měřením kermového příkonu nezeslabeného svazku na začatku a na konci měření.

Čistota hliníku musí být alespoň 99.9%. Další informace o stanovení polotlouštky HVL nalezne čtenář v [33, 71, 98 a 100]

8.4. STANOVENÍ ABSORBOVANÉ DÁVKY VE VODĚ

8.4.1. Referenční podmínky

Referenční podmínky pro stanovení absorbované dávky ve vodě jsou uvedeny v Tabulce 25.

TABULKA 25. REFERENČNÍ PODMÍNKY PRO STANOVENÍ ABSORBOVANÉ DÁVKY OD SVAZKŮ RTG ZÁŘENÍ NÍZKÝCH ENERGIÍ.

Ovlivňující veličina	Referenční hodnota, charakteristika
Látka fantomu	Vodě ekvivalentní plastik, PMMA
Typ komory	Planparalelni pro měkké rtg
Hloubka měření *z*ref	Povrch fantomu
Referenční bod komory	Střed zevního povrchu okénka, či přídatné folie[a]
SSD	Obvyklá vzdálenost od zdroje dána standardním applikátorem
FS	3 x 3 cm, nebo průměr 3 cm, nebo pole referenčního aplikátoru[b]

a. Referenční bod komory je na jejím vnějším povrchu protože kalibrační faktor $N_{D,w,Q}$ se vztahuje k absorbované dávce na povrchu vodního fantomu.

b. Referenční aplikátor by měl být takový, aby jeho pole bylo rovno, nebo bylo jen o málo větší, než je pole referenční.

8.4.2. Stanovení absorbované dávky za referenčních podmínek

Obecný formalismus je podán v části 3. Hodnota absorbované dávky ve vodě na povrchu fantomu ozařovaném nízkoenergetickým svazkem RTG záření o kvalitě svazku Q a za nepřítomnosti měřící komory je dána vztahem

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o} \qquad (36)$$

kde M_Q je odečet dozimetru, jehož komora je svým referenčním bodem umístěna do referenční hloubky z_{ref} podle Tabulky 25. Tento odečet je opraven na ovlivňující veličiny tlak a teplota a citlivost elektrometru, jak je uvedeno ve výpočtovém formuláři (viz též část 4.4.3.). Připomínáme, že je velmi obtížné měřit polarizační efekt a účinnost sběru iontů v komorách, které se pro měření měkkého RTG záření používají, protože změny napětí ovlivňují polohu a tvar jejich okénka. Tyto vlivy budou přijatelně malé, bude-li polarita při kalibraci stejná, jako při měření uživatelského svazku a dávková rychlost nepřesáhne jen několik málo Gy za sekundu [101]. N_{D,w,Q_o} je kalibrační faktor absorbované dávky ve vodě pro daný dozimetr a referenční kvalitu záření Q_o, k_{Q,Q_o} je specifická oprava odečtu komory na rozdíl mezi referenční kvalitou záření při kalibraci Q_o a kvalitou záření měřeného uživatelského svazku Q. Mějme na paměti, že oprava na časovač může být značně veliká. Nemá ale multiplikační charaketer a proto je aplikována separátně ve výpočtovém formuláři.

8.5. OPRAVY NA KVALITU SVAZKU k_{Q,Q_o}

Komůrka s tenkou stěnou umístěná na povrchu fantomu není Braggovou Grayovou dutinou a proto není možné podle této teorie spočítat opravy na kvalitu k_{Q,Q_o}. Tyto hodnoty je možné získat pouze přímo měřením. Typové hodnoty by se zde neměly používat vůbec, protože individuální rozdíly v energetické závislosti těchto komor jsou veliké. Je nejlépe, když je dozimetr charakterizován jedním kalibračním faktorem N_{D,w,Q_o} stanoveným pro refe-renční kvalitu Q_o a serií oprav na ostatní kvality svazků Q. Pokud je kalibrace udána jako série kalibračních fak-torů $N_{D,w,Q}$ pro různé kvality, pak jedna z nich by měla být vybrána jako referenční kvalita Q_o [37]. Vybraný kali-brační faktor označíme jako N_{D,w,Q_o} a ostatní kalibrační faktory $N_{D,w,Q}$ s ním budou ve vztahu

$$k_{Q,Q_o} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_o}} \qquad (37)$$

Neodpovídá-li kvalita uživatelova svazku ani jedné kalibrační kvalitě, může být hodnota opravy k_{Q,Q_o} pro dosazení do vztahu (36) odhadnuta interpolací (viz výpočetní formulář). Komora kalibrovaná pro celou sérii kvalit záření může být následně rekalibrována pouze pro referenční kvalitu Q_o. Pak mohou být původní opravy na kvalitu k_{Q,Q_o} používány s novým kalibračním faktorem N_{D,w,Q_o} pro referenční kvalitu. Nicméně by tyto komory, které jsou velmi náchylné ke změnám své energetické závislosti, měly být rekalibrovány vždy pro všechny používané kvality záření. Zvláště je-li změna v hodnotě kalibračního faktoru pro referenční kvalitu větší, než je stanovená nejistota měření, nebo byla-li komora opravována.

8.6. MĚŘENÍ ZA PODMÍNEK JINÝCH, NEŽ REFERENČNÍCH

8.6.1. Hloubková dávka na ose svazku

Odhady hloubkové dávky nalezneme v literatuře [81]. Hloubkovou dávku můžeme též měřit a to pomocí stejné ionizační komory, jakou používáme pro referenční dozimetrii, a pevného, vodě ekvivalentního fantomu.

Tenké folie fantomu, který je speciálně vyroben jako vodě ekvivalentní v oboru energií měkkého RTG záření, pokládá-me na komoru upevněnou ve svém vlastním fantomu. Přitom posunujeme fantom dále od zdroje tak, aby jeho vzdálenost k povrchu SSD byla konstantní. Výrobce fantomu by měl zaručit, že je z látky vodě ekvivalentní s přesností na několik procent v celém rozsahu měřených energií. To by mělo být ověřeno publikovanými údaji. PMMA není vhodnou látkou pro tento účel, i když se PMMA používá jako fantom v referenčním měření. Přísně vzato touto metodou neměříme hloubkovou dávku, ale hloubkovou ionizaci. Je-li energetická závislost dané komory v mezích < 5%, je chyba způsobená prostou záměnou relativní ionizace a relativní dávky pouze několik procent v jakékoliv klinicky relevantní hloubce.

8.6.2. Relativní dávkové příkony

Pro radioterapii musíme stanovit relativní dávkové příkony pro všechny používané kombinace velikosti polí a vzdáleností od zdroje SSD. Relativním dávkovým příkonem rozumíme poměr opraveného odečtu dozimetru na povrchu fantomu ozařovaném za nereferenčních podmínek k opravenému odečtu téhož dozimetru ozařovaném za podmínek referenčních, jak jsou stanoveny v Tabulce 25. Relativní dávkové příkony nemůžeme dosti přesně odhadnout výpočtem podle zpětného rozptylu odpovídajícího velikosti pole, protože množství rozptýleného záření je významně ovliňováno rozptylem ze stěn aplikátorů. Relativní dávkový příkon musíme proto změřit pro každou kvalitu a každý aplikátor.

Odezva komory ve fantomu z PMMA nebude přesně taková, jako ve vodním fantomu a to kvůli rozdílnému zpětnému rozptylu (viz poznámku v části 8.2.2.) Relativní dávkový příkon je však poměrná veličina a proto tento rozdíl nevnese chybu větší, než 1%, zvláště pokud bude referenční velikost pole vybrána uprostřed inter-valu klinicky používaných polí.

---

[37] Výběr referenční kvality záření není významný, měla by to být kvalita, pro kterou je nejistota stanovení kalibračního faktoru $N_{D,w,Q}$ nejmenší. Může to být i střední kvalita v užívaném rozsahu.

8.7. ODHAD NEJISTOT PŘI STANOVENÍ ABSORBOVANÉ DÁVKY VE VODĚ ZA REFERENČNÍCH PODMÍNEK

Dosud máme jen velmi málo zkušeností s primárními standardy absorbované dávky od záření RTG nízkých energií. V tomto Doporučení přepokládáme, že nejistota kalibračního faktoru $N_{D,w,Q}$ stanoveného přímo z primárního standardu by měla být 1%. Je-li však tento faktor odvozen ze standardu kermy ve vzduchu, bude odhad nejistoty jeho stanovení až 3%. V takovém případě bude pak nejistota ve faktoru $N_{D,w,Q}$ dominantním příspěvkem k celkové nejistotě stanovení dávky.

Dobrý dozimetr má stabilitu po celou sérii měření obvykle lepší než 0.1%, avšak teplota komory může mít nejistotu i více než ±1°C díky zahřívání rentgenky. Zářivý výkon některých RTG zařízení závisí na síťovém napětí, teplotě rtg trubice a na pozornosti obsluhy při kontrole napětí a proudu rtg trubice. Tyto změny mohou být minimalizovány kontrolní monitorující komorou, která řídí délku ozáření. Takovou možnost máme u běžných RTG zařízení jen velmi zřídka. Proto se v serii stejně dlouhých ozáření běžně setkáváme se změnami až 5%. Tato nejistota by měly být studována uživatelem ze serie alespoň pěti ozáření o délce používané v léčbě. Není zahrnuta v této analýze.

Nejistota v realizaci referenčních podmínek je zde odhadnuta poměrně vysoko na 1%, protože vzdálenost od zdroje SSD u generátorů měkkého RTG záření bývá obvykle krátká a je tam obtížné dosáhnout lepší reprodukovatelnosti v geometrii.

V dozimetriii měkkého RTG záření jsou hodnoty oprav na kvalitu k_{Q,Q_o} odvozeny přímo z hodnot kalibračních faktorů $N_{D,w,Q}$. Pokud je hodnota kalibračního faktoru pro referenční kvalitu N_{D,w,Q_o} ve vztahu (36) stejná, jako ve vztahu (37), pak nejistota součinu k_{Q,Q_o} N_{D,w,Q_o} je právě nejistota $N_{D,w,Q}$ zvětšená o nejistotu stejnosti kvality kalibračních a uživatelských svazků charakterizovaných polotlouštkou HVL. Je-li však kalibrační faktor N_{D,w,Q_o} dosazený do vztahu (36) až z následné kalibrace a nikoliv z té, ve které byly odvozeny hodnoty oprav na kvalitu k_{Q,Q_o}, pak nejistoty těchto oprav budou přispívat a to v důsledku chybějícího vztahu mezi nimi a kalibračním faktorem. Tento příspěvek zvýší celkovou nejistotu absorbované dávky $D_{w,Q}$ asi o 0.2%. Přehled všech nejistot je uveden v Tabulce 26.

TABULKA 26. ODHADY RELATIVNÍCH STANDARDNÍCH NEJISTOT ABSORBOVANÉ DÁVKY $D_{w,Q}$ OD ZÁŘENÍ RTG NÍZKÝCH ENERGIÍ V REFERENČNÍ HLOUBCE VODNÍHO FANTOMU

Veličina nebo postup	Relativní standardní nejistota (%)			
Krok 1: Standardizační laboratoř	*SSDL*	*SSDL*	*PSDL*	*PSDL*
N_{D,w,Q_o} nebo N_K kalibrace sekundárního standardu v PSDL	1.0	0.5		
Dlouhodobá stabilita sekundárního standardu	0.1	0.1		
N_{D,w,Q_o} kalibrace uživatelova dozimetru ve Standardizační laboratoři				
podle standardu dávky	0.5		1.0	
odvozením ze standardu kermy		3.0		3.0
Celková nejistota kroku 1:	*1.2*	*3.0*	*1.0*	*3.0*
Krok 2: Uživatelův RTG svazek				
Dlouhodobá stabilita dozimetru uživatele		0.3		
Realizace referenčních podmínek		1.0		
Normování odečtů M_Q časovačem, nebo monitorem		0.1		
Oprava na ovlivňující veličiny k_i		0.8		
Oprava na kvalitu, k_{Q,Q_o}		1.5		
Celková nejistota kroku 2		*2.0*		
Celková standardní nejistota dávky $D_{w,Q}$ (kroky 1 + 2)	**2.3**	**3.6**	**2.2**	**3.6**

Viz odkaz [32] (ISO Guide for the expression of uncertainty), nebo Přílohu IV. V tabulce uvedené odhady je možno považovat za typické hodnoty. Ty se mohou ve skutečnosti měnit podle nejistoty kalibrace deklarované standardizační laboratoří a podle experimentálních nejistot měření v uživatelově svazku.

9. DOPORUČENÍ PRO SVAZKY RENTGENOVÉHO ZÁŘENÍ STŘEDNÍCH ENERGIÍ

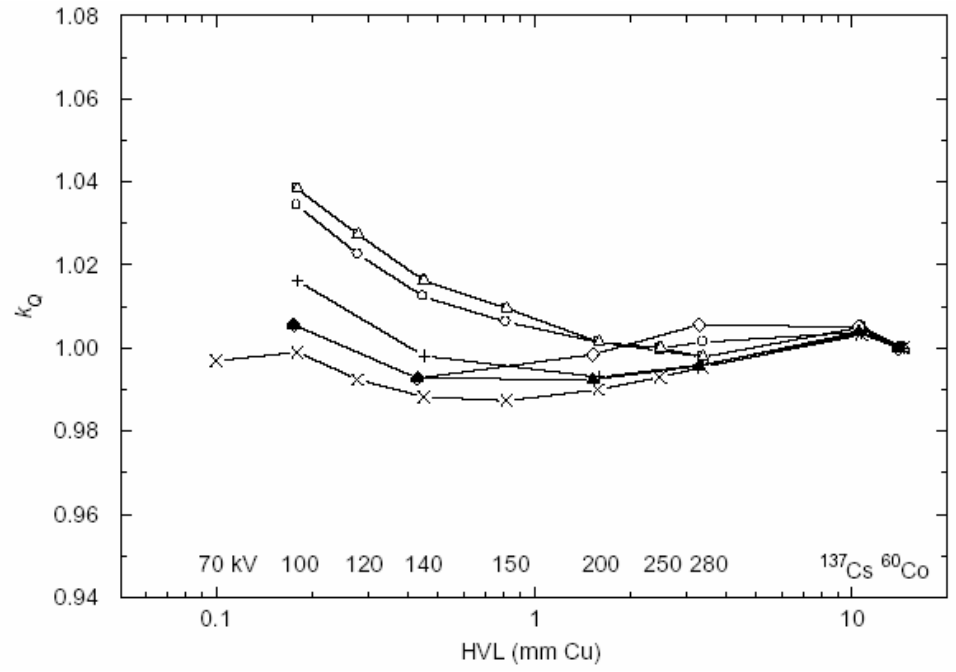
9.1. VŠEOBECNĚ

Tato kapitola je Doporučením pro referenční dozimetrii (kalibraci) svazků rentgenového (dále jen RTG) záření o kvalitách (HVL) vyšších, než 2 mm Al a generovaného napětím vyšším, než 80kV. Obsahuje též pokyny pro relativní dozimetrii těchto svazků. Je založena na kalibračním faktoru absorbované dávky ve vodě N_{D,w,Q_o} pro dozimetr kalibrovaný v referenčním svazku kvality Q_o.

Tento interval kvality zde bude dále nazýván intervalem středních energií. Toto dělení na interval nízkých energií a interval středních energií, (interval nízkých energií je definován v předešlé kapitole 8), odráží dva odlišné způsoby léčby zářením, pro které jsou RTG svazky používány, to jest léčba ¨povrchová¨ a ¨hloubková¨, neboli ortovoltážní. Hranice mezi těmito dvěma intervaly, jak je definována v této a předešlé kapitole, není ostrá. Má vzájemný překryv mezi 80 kV, 2 mm Al a 100 kV, 3 mm Al. V oblasti překryvu jsou metody měření doporučené v obou kapitolách stejně vhodné a můžeme použít tu, která se jeví v daném případě snadnější.
V oblasti kilovoltážního RTG záření existuje jen několik standardů absorbované dávky. Nicméně je možné odvodit kalibrační faktory pro absorbovanou dávku ve vodě z těch kalibračních faktorů pro kermu ve vzduchu, které byly získány podle některého z uznávaných protokolů (viz Příloha II). Takto může kterákoliv standardizační laboratoř pracující se standardem kermy ve vzduchu poskytovat odvozené kalibrace pro dávku ve vodě. Ačkoliv je tento postup formálně shodný s tím, kdy si uživatel sám odvodí kalibrační faktory dávky z faktorů pro kermu ve vzduchu přidržujíc se stejných protokolů, standardizační laboratoř lépe zajistí široké sjednocení postupů tak, jak jsou zde doporučeny, což je výhodou zejména v této oblasti, kde jednotnost není samozřejmá.

Většina dosavadních Doporučení pro dosimetrii RTG svazků středních energií je založena na měření kermy ve vzduchu za podmínek volného prostoru a to alespoň pro část tohoto intervalu energií. Absorbovaná dávka na povrchu vodního fantomu je pak vypočtena převodem kermy ve vzduchu na dávku ve vodě s opravou na zpětný rozptyl vypočtený metodou Monte Carlo (viz [17, 96 a 97]). Podle tohoto Doporučení jsou všechna měření prováděna ve vodním fantomu přímým měřením absorbované dávky.

Nyní je RTG záření středních energií používáno pro ozařování tkání v hloubce od několika mm do několika málo cm na rozdíl od dřívějších dob, kdy byly ozařovány cíle mnohem hlouběji položené. Podle toho se v tomto Doporučení změnila i referenční hloubka z dřívějších 5 g/cm^2 na současné 2 g/cm^2.



Obr. 11. Individuální rozdíly v opravě na kvalitu pro sedm ionizačních komor typu M23331. Normalizováno ke Co60. Měřeno v PTB.

9.2. PŘÍSTROJOVÉ VYBAVENÍ

9.2.1. Ionizační komory

Zde platí, co bylo o ionizačních komorách doporučováno v části 4.2.1. Pro referenční dozimetrii RTG svazků středních energií se doporučuje používat pouze cylindrických ionizačních komor o objemu dutiny mezi 0.1 a 1.0 cm^3.

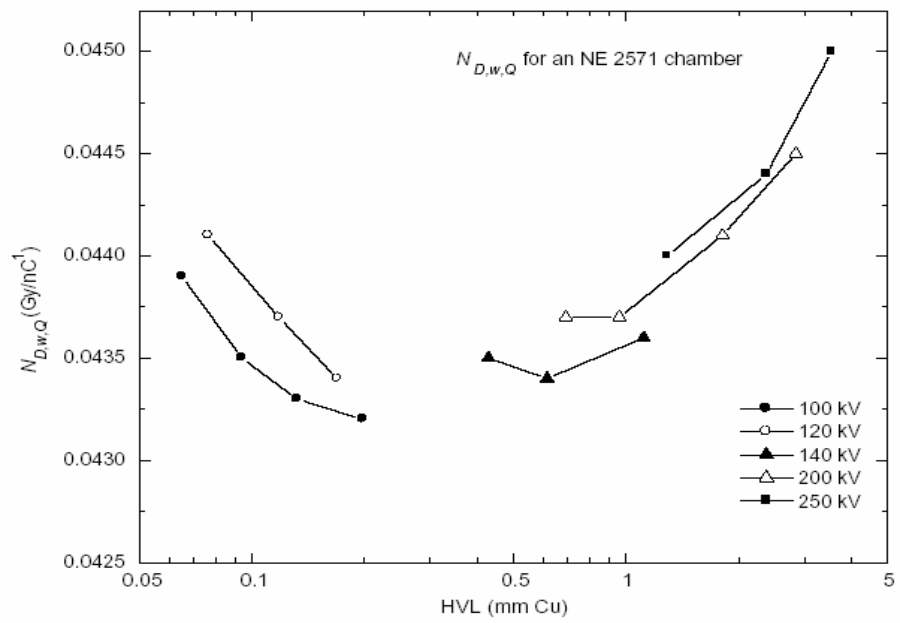
Referenční bod ionizační komory bude na ose komory v centru její dutiny a to jak při kalibraci ve standardizační laboratoři tak i při měření v uživatelském svazku za referenčních podmínek. Referenční bod je pak umístěn do hloubky 2 g/cm^2 ve vodním fantomu.

Protože individuální rozdíly v energetické závislosti komor stejného typu mohou být značné, je nutné, aby každý dozimetr byl kalibrován v takovém rozsahu kvalit svazků, který umožní nalézt faktor příslušný kvalitě uživatelova svazku interpolací (viz Obr 11). Používání typových oprav k_{Q,Q_o} na kvalitu svazku se nedoporučuje. Komora by měla být kalibrována za stejných geometrických podmínek SSD a velikosti svazku, jako jsou podmínky referenčního uživatelova svazku.

9.2.2. Fantomy a ochranné návleky

Zde platí, co bylo doporučeno ohledně fantomů a ochranných návleků v částech 4.2.3. a 4.2.4. Voda je doporučena jako látka fantomu pro refereční měření absorbované dávky od svazku záření RTG středních energií. Fantom musí přesahovat alespoň o 5 cm největší měřený svazek v rovině hloubky měření na všech čtyřech strranách. Za největší hloubkou měření musí zůstat tlouštka fantomu aledspoň 10 g/cm^2. Je-li měření prováděno ve vodorovném svazku musí být fantom vybaven vstupním oknem z plastiku o tlouštce t_{win} mezi 0,2 a 0,5 cm. Při stanovení hloubky měření musí být uvažována tlouštka okna ve své vodě ekvivalentní hodnotě. Tato tlouštka se vypočte jako součin $t_{win} * \rho_{pl}$, tlouštky a měrné hustoty plastiku ρ_{pl} v g/cm^3. Nejčastěji používa-ným plastikem je PMMA s měrnou hustotou $\rho = 1{,}19$ g/cm^3 a čistý polystyren s hustotou $\rho = 1.06$ g/cm^3 [64].

Komůrka, která není vodotěsná, musí být chráněna návlekem z PMMA, jehož tlouštka nemá přesahovat 1 mm. Vzduchová mezera mezi stěnou komory a návlekem musí být dostatečně veliká (0.1 až 0.3 mm), aby dovolila rychlé vyrovnávání tlaku v komoře s tlakem atmosférickým. Pro referenční měření v uživatelském svazku máme mít návlek totožný s tím, který byl použit při kalibraci. Není-li to možné, měl by to být návlek ze stejného materiálu a přibližně stejné tlouštky.



Obr. 11. Kalibrační faktor absorbované dávky ve vodě pro komoru typu NE 2571v závislosti na polotlouštce HVL a napětí na rtg trubici v kV. Tyto údaje byly získány v NRL pro veličinu kermy ve vzduchu a převedeny na dávku ve vodě podle faktorů uvedených v odkazu 99.

9.3. STANOVENÍ KVALITY SVAZKU

9.3.1. Výběr ukazatele kvality

Již dlouho je známo, že kvalita svazku záření RTG středních energií by měla být charakterizována více, než jedním parametrem [98 a 99]. Obvykle to jsou polotlouštka HVL a velikost generujícího napětí v kV. Svazky ve standardizačních laboratořích však nemívají oba tyto parametry totožné se svazky uživatelskými. Proto základním ukazatelem kvality svazku zůstává tradičně polotlouštka HVL a tento ukazatel je používán i v tomto Doporučení [38].

V současné době je jen velmi málo experimentálních údajů o tom, jak se kalibrační faktor dávky ve vodě N_{D,w,Q_0} pro záření RTG středních energií mění v závislostech na polotloušťce a na napětí. Určité náznaky můžeme obdržet z dat na Obr. 11, kde jsou závislosti na HVL a na napětí vyneseny pro $N_{D,w,Q}$ komory typu NE 2571 v rozsazích často používaných v terapii. Tato data byla získána přepočtem kalibračních faktorů kermy ve vzduchu s použitím převodu na dávku podle Seuntjense [99]. Tato data naznačují, že variace faktoru $N_{D,w,Q}$ vzniklé používáním polotlouštky HVL jako jediného ukazatele kvality, mohou být kolem 1%. Tomu by měla odpovídat standardní nejistota typu B o velikosti 1.0% (viz Přílohu IV.3)

Pokud tak lze, měli bychom mít dozimetr okalibrován pro stejnou kombinaci polotlouštky a napětí, jakou používáme ve svém uživatelském svazku. V opačném případě musí být kalibrace provedena pro dvě kvality o něco nižší a vyšší tak, aby pro žádanou kvalitu bylo možné získat hodnotu kalibračního faktoru interpolací (viz Formulář).

9.3.2. Měření kvality svazku

Pro RTG záření středních energií vyjadřujeme kvalitu svazku v polotloušťce hliníku, nebo mědi. Polotlouštka je definována jako tlouštka filtru, která zeslabí kermu ve vzduchu od úzkého RTG svazku v referenčním bodě vzdáleném od filtru na 50% její nezeslabené hodnoty. Nejlepšího uspořádání dosáhneme tak, že zhruba uprostřed mezi komoru a zdroj záření umístíme clonu. Velikost clony volíme tak, aby svazek právě pokryl celou komoru. Za komorou nesmí být žádný další rozptylující materiál do vzdálenosti alespoň jednoho metru. Zeslabující filtry umístujeme blízko clony a to v takových kombinacích tlouštěk, abychom pokryli okolí hledané polotlouštky. Tu pak nalezneme interpolací na poloviční zeslabení.

Přísně vzato neměříme takto zeslabení kermy, ale zeslabení ionizačního proudu, nebo náboje. To je třeba si uvědomit hlavně při měření slabě filtrovaných svazků. Proto by neměla použitá komora vykazovat v daném oboru energií větší energetickou závislost, než 2% [39].

Vliv nestability výkonu RTG zdroje musí být odstraněn monitorovací komorou. Zde je třeba dbát na to, aby odezva monitorovací komory nebyla ovlivňována změnou rozptylu z měnící se tlouštky absorbujících folií. Není-li monitorovací komora k dispozici, musíme vliv změny výkonu zmenšovat náhodným výběrem tlouštky zeslabovacích folií a opakovaným měřením kermového příkonu nezeslabeného svazku na začátku a na konci

---

[38] ICRU navrhlo jiné ukazatele kvality svazků (viz [98 a 99]) včetně takzvaného ¨spádového poměru¨ (fall off ratio). Poslední návrh podle kterého by byl ukazatelem kvality svazku poměr absorbovaných dávek v hloubkách 2 a 5 cm ve vodě [102] je velmi slibný, ale potřebuje ještě další výzkum. Tento poměr je pravděpodobně vázán na střední energii fotonů ve fantomu v místě měření a je proto potencionálně lepším ukazatelem kvality svazku, než polotlouštka HVL měřená ve vzdu-chu. Jak již zmíněno v Kapitole 8, polotlouštka HVL je založena na měření kermy ve vzduchu a vyžaduje znalost odezvy dozimetrru na tuto veličinu. Toto Doporučení by tedy velmi potřebovalo nový ukazatel kvality RTG svazků středních ener-gií, který by byl založen na měření dávky ve vodě.

[39] Ve slabě filtrovaném svazku generovaném napětím 100 kV může komůrka Farmerova typu vnést při měření polotlouštky HVL chybu až 10%. Pokud se energetická závislost komory mění o více než 2% v celém rozsahu měřených kvalit, nezbývá, než převádět každou měřenou ionizaci na kermu ve vzduchu podle příslušného klalibračního faktoru pro daný zeslabený, nebo nezeslabený svazek. Tento postup je iterační, protože hodnota kalibračního faktoru je přiřazována podle polotlouštky HVL.

měření. Čistota hliníku nebo mědi musí být alespoň 99.9%. Další informace o stanovení polotlouštky HVL nalezne čtenář v odkazech 33, 71, 98 a 100.

9.4. STANOVENÍ ABSORBOVANÉ DÁVKY VE VODĚ

9.4.1. Referenční podmínky

Referenční podmínky pro stanovení absorbvované dávky vo vodě jsou uvedeny v Tabulce 27.

TABULKA 27. REFERENČNÍ PODMÍNKY PRO STANOVENÍ DÁVKY OD SVAZKŮ ZÁŘENÍ RTG STŘEDNÍCH ENERGIÍ

Ovlivňující veličina	Referenční hodnota, chrakeristika
Látka fantomu	voda
Typ komory	cylindrická
Hloubka měření *z*ref [a]	2 g/cm^2
Referenční bod komory	Střed objemu dutiny na ose komory
Umístění referenčního bodu komory	V hloubce měření *z*ref
SSD	Obvyklá ozařovací vzdálenost [b]
Velikost svazku (pole)	10 cm ×10 cm, nebo dle velikosti referenčního aplikátoru [c]

a. *z*ref je referenční hloubka ve vodním fantomu, do které je umístěn referenční bod komory (viz část 9.2.1).
b. Má-li měřený terapeutický rentgen aplikátory pro různé vzdálenosti SSD, vybereme takový, který je určen pro největší vzdálenost.

c. Je-li rentgen vybaven nastavitelným kolimátorem, bude mít referenční svazek velikost pole 10 x 10. Jsou-li svazky kolimovány serií pevných aplikátorů, vybereme takový, který je této velikosti pole nejbližší.

9.4.2. Stanovení absorbované dávky ve vodě za referenčních podmínek

Obecný formalismus je popsán v Kapitole 3. Hodnota absorbované dávky ve vodě od svazku záření RTG středních energií kvality Q v referenční hloubce z_{ref} vodního fantomu a za nepřítomnosti měřicí komory je dána vztahem

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o} \qquad (38)$$

kde M_Q je odečet dozimetru, jehož referenční bod je umístěn do hloubky podle referenčních podmínek uvedených v Tabulce 27, opravený na vliv ovlivňujících podmínek teploty a tlaku vzduchu, polarity a ciltlivosti elektrometru, jak jest popsáno ve výpočetním Formuláři (vis též část 4.4.3.). Oprava na polaritu bude pravděpodobně zanedbatelná. Přesto by měla být alespoň jednou kontrolována a přiložený Formulář na to pamatuje. Opravu na polaritu můžeme eliminovat používáme-li při měření stejné polarity, jaká byla při kalibraci. Rekombinaci iontů lze zanedbat udržujeme-li dávkový příkon nižší, než několik málo Gy za minutu [101]. N_{D,w,Q_o} je kalibrační faktor absorbované dávky ve vodě pro daný dozimetr a svazek referenční kvality Q_o, k_{Q,Q_o} je oprava dané komory na rozdíl v kvalitě mezi svazkem refererční kvality Q_o a svazkem měřeným o kvalitě Q. Významný může být i vliv časovače. Ten však není multiplikativního charakteru a proto je pojednán odděleně ve výpočetním Formuláři.

9.5. OPRAVY NA KVALITU k_{Q,Q_o}

Podmínky Braggovy Grayovy teorie neplatí pro ionizační komory ve svazcích RTG záření středních energií a proto nezbývá, než stanovit hodnoty oprav na kvalitu svazku přímým měřením. Typové hodnoty získané měřením pro určitý typ komory by neměly být používány pro jiné komory téhož typu, protože individuální změny v odezvě komor na záření různé kvality HVL mohou být značné (viz Obr. 11).

Je nejlépe, když je dosimetr charakterizován jedním kalibračním faktorem N_{D,w,Q_o} stanoveným pro referenční kvalitu Q_o a sérií oprav na ostatní kvality svazků Q. Pokud je kalibrace udána jako série kalibračních faktorů $N_{D,w,Q}$ pro různé kvality, pak jedna z nich by měla být vybrána jako referenční Q_o [40]. Pokud je dozimetr kalibro-

[40] Výběr referenční kvality není významný, měla by to být kvalita, pro kterou je nejistota stanovení kalibračního faktoru $N_{D,w,Q}$ nejmenší. Může to být i střední kvalita v užívaném rozsahu.

ván též pro záření gama ^{60}Co, vybereme tuto kvalitu jako referenční. V opačném případě, když kalibrace je omezena pouze na obor středních energií, vybereme jednu z nich jako kvalitu referenční. Kalibrační faktor pro vybranou referenční kvalitu označíme jako N_{D,w,Q_o} a ostatní faktory budeme vyjadřovat pomocí oprav na kvalitu vztahem

$$k_{Q,Q_o} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_o}} \qquad (39)$$

Neodpovídá-li kvalita uživatelova svazku ani jedné kalibrační kvalitě, může být hodnota opravy k_{Q,Q_o} pro dosazení do vztahu (36) odhadnuta interpolací (viz výpočetní formulář).

Komora kalibrovaná pro celou serii kvalit svazků může být následně rekalibrována pouze pro referenční kvalitu Q_o. Pak mohou být původní opravy na kvalitu k_{Q,Q_o} používány s novým kalibračním faktorem N_{D,w,Q_o} pro referenční kvalitu svazku. Nicméně by tyto komory, které jsou v tomto intervalu energií velmi náchylné ke změnám své energetické závislosti, měly být rekalibrovány vždy pro všechny používané kvality záření. Zvláště je-li změna v hodnotě kalibračního faktoru pro referenční kvalitu svazku větší, než je stanovená nejistota měření, nebo byla-li komora opravována.

9.6. MĚŘENÍ ZA PODMÍNEK JINÝCH NEŽ REFERENČNÍCH

9.6.1. Měření hloubkové dávky na ose svazku

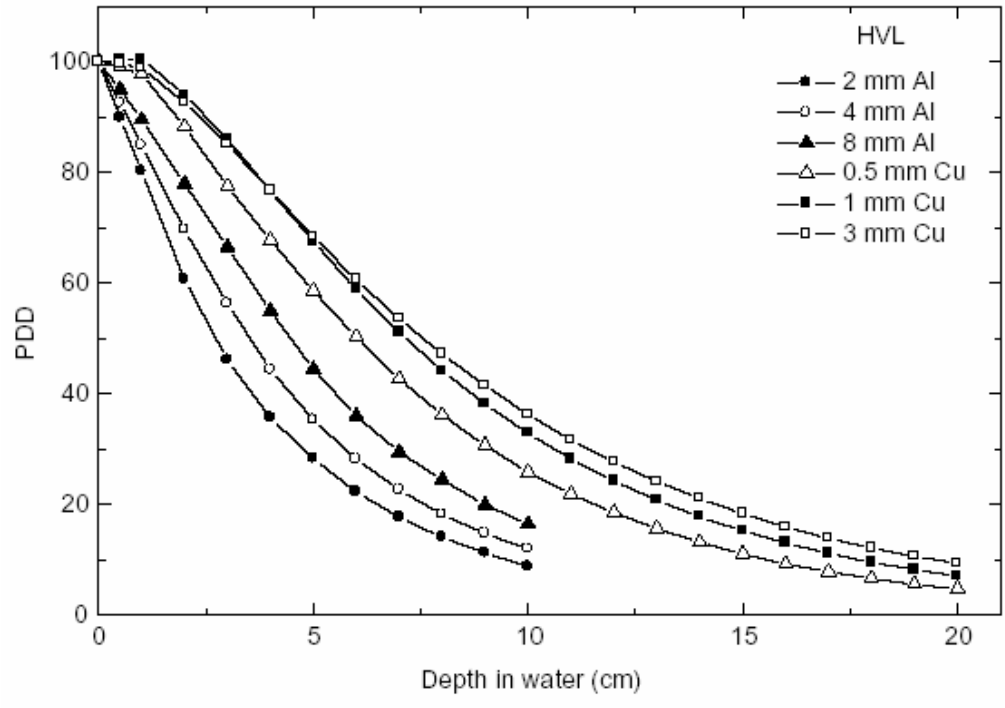
Měřením za referenčních podmínek uvedených v Tabulce 27 obdržíme hodnotu absorbované dávky ve vodě v hloubce 2 g/cm^2 ve vodním fantomu. Pro stanovení dávky v jiných hloubkách potřebujeme znát hloubkové rozdělení dávky na ose svazku. Odhad tohoto rozdělení můžeme nalézt v literatuře, ale není jisté, bude-li kvalita svazku některého z těchto svazků určená napětím a polotlouštkou HVL totožná s kvalitou svazku uživatele. Proto by měla být hloubková dávka na ose každého léčebného svazku stanovena měřením.

Ačkoliv se RTG svazky používají v léčbě zářením už desítky let, nebyly dosud metody relativní dozimetrie těchto svazků dosta-tečně široce pojednány. Podle Seuntjerse a Vergheagana [104], měla by mít cylindrická komůrka Farmerova typu, která se používá pro referenční dosimetrii RTG svazků středních energií, též přijatelně stálou odezvu v různých hloubkách fantomu ozařovaném různě velkými svazky. Komora tohoto typu však nemůže být spoleh-livě použita pro měření v hloubkách menších než 0.5 cm. Právě v mělkých hloubkách několika milimetrů mohou být významné změny v hloubkové dávce v závislosti na kvalitě svazku a velikosti pole (viz Obr. 13).

Hloubkovou dávku proto můžeme měřit malými komůrkami v dálkově ovládaném vodním fantomu stejně jako v případě svazků fotonů a elektronů vysokých energií, nebo můžeme použít planparalelní komoru stejného typu jako v dozimetrii vysokoenergetických elektronů [105]. Ta se dá použít i v hloubkách menších než 0,5 cm. Takové komory nejsou ovšem stavěny pro měření ve svazcích RTG a proto vztah mezi hloubkovou ionizací a hloubkovou dávkou musí být stanoven srovnáním s cylindrickou komorou Farmerova typu alespoň v hloubkách větších, než 0,5 cm. (Hloubka měření cylindrické komory je dána polohou její podélné osy). Ve většině případů by neměly rozdíly mezi komorami těchto typů přesáhnout několil procent [100 a 106]. Další kontrolou přesnosti pro daný typ komory může být srovnání s publikovanými údaji [81], pokud jsou pro daný svazek k dispozici.

Protože hranice mezi RTG zářením nízkých a středních energií se překrývají, můžeme pro měření hloubkové dávky použít i pevné fantomy podle návodu v části 8.6.1. a to ve svazcích pod 100kV a HVL pod 3 mm Al. Při měření ve svazcích o vyšší kvalitě je možno použít pevného fantomu pouze tehdy, když bylo srovnávacím měřením prokázáno, že nezpůsobuje odchylky větší, než několik procent. Při měření v plýtkých hloubkách musíme vždy dbát na dodržení dostatečné tloušťky materiálu zajištujícího dosažení elektronové rovnováhy. Minimální tlouštku odhadneme z csda dosahu nejenergetičtějších elektronů v daném materiálu (viz Tabulku 24, nebo odkaz [64]).

Některé detektory určené pro mapování vysokoenergetických svazků nejsou vhodné pro měření ve svazcích RTG protože jejich odezva se významně mění s kvalitou RTG záření. Z tohoto důvodu filmy a polovodičové diody nejsou vhodnými nástroji měření. Některé TLD materiály mohou být vhodné, ale jejich energetická závislost musí být v daném intervalu vždy ověřována proti odezvě ionizační komory.



Obrázek 13. Hloubkové dávky pro RTG záření středních energií.Převzato z odkazu 81. Popis svauků:2, 4 a 8 mm Al, 10 cm průměr, 20 cm SSD. 0,5, 1 a 3 mm Cu, 10 x 10 cm, SSD 50 cm.

9.6.2. Relativní dávkové příkony

V léčbě zářením potřebujeme znát relativní dávké příkony pro všechny klinicky používané kombinace vzdáleností SSD a velikosti svazku (pole) FS. Relativní dávkový příkon pro záření RTG středních energií je poměrem absorbované dávky na povrchu vodního fantomu pro danou zdálenost SSD a velikost svazku (pole) k dávce měřené za referenčních podmínek definovaných v Tabulce 27. Obvykle není možné provádět spolehlivá měření dávky na povrchu, protože musíme dodržet hloubku zajištující rovnováhu elektronů. Tento Dokument doporučuje proto měřit absorbovanou dávku pro každou používanou kombinaci vzdálenosti SSD a velikosti svazku (pole) v hloubce 2 g/cm^2 relativně vůči dávce měřené za referenčních podmínek a pak vypočítat hodnoty relativních dávkových příkonů extrapolací hloubkových dávek měřených podle části 9.6.1. na povrchovou hodnotu.

9.7. ODHAD NEJISTOT PŘI STANOVENÍ ABSORBOVANÉ DÁVKY VE VODĚ ZA REFERENČNÍCH PODMÍNEK

Dosud máme velmi málo praktických zkušeností ve standardizaci absorbované dávky od RTG svazků středních energií. Předpokádejme, že nejistota kalibračního faktoru N_{D,w,Q_o} určeného přímo z primárního standardu dávky je 1%. Pokud je absorbovaná dávka odvozena ze standardu kermy ve vzduchu můžeme nejistotu ve stanovení N_{D,w,Q_o} odhadnout na 3%. V takovém případě je nejistota kalibračního faktoru N_{D,w,Q_o} dominantním příspěvkem k celkové nejistotě stanovení dávky.

Dávkový příkon od RTG zdrojů závisí na velikosti přiváděného napětí, teplotě RTG trubice a na pečlivosti obsluhy při udržování konstantního napětí a proudu roentgenky. Nejistoty vnášené těmito vlivy musí být odhadnuty uživatelem ze směrodatných odchylek alespoň pěti opakovaných expozic s typickým ozařovacím časem. Tento odhad není zahrnut do níže uvedené analýzy. Nejistota realizace referenčních podmínek je zde odhadnuta na 1%, což při gradientu dávky s hloubkou, který v dolní části energetického intervalu může dosáhnourt až 1% na mm, odpovídá obvykle dosahované přesnosti v umisťování detektoru.

V dozimetrii RTG záření středních energií jsou hodnoty oprav na kvalitu k_{Q,Q_o} odvozeny přímo z hodnot kalibračních faktorů $N_{D,w,Q}$. Pokud je hodnota kalibračního faktoru pro referenční kvalitu N_{D,w,Q_o} ve vztahu (38) stejná, jako ve vztahu (39), pak neurčirost součinu $k_{Q,Q_o} N_{D,w,Q_o}$ je právě nejistota $N_{D,w,Q}$ zvětšená o nejistotu 1% stejnosti kvality kalibračních a uživatelských svazků charakterizovaných polotlouštkou HVL. Je-li však kalibrační faktor N_{D,w,Q_o} dosazený do vztahu (38) až z následné kalibrace a nikoliv z té, ve které byly odvozeny hodnoty oprav na kvalitu k_{Q,Q_o}, pak nejistota těchto oprav bude přispívat a to v důsledku chybějící kolerace mezi nimi a kalibračním faktorem. Tento příspěvek zvýší celkovou nejistotu absorbované dávky $D_{w,Q}$ asi o 0.5%. Přehled všech nejistot je uveden v Tabulce 28.

TABULKA 28. ODHADY RELATIVNÍCH STANDARDNÍCH NEJISTOT[a] ABSORBOVANÉ DÁVKY $D_{w,Q}$ OD ZÁŘENÍ RTG STŘEDNÍCH ENERGIÍ V REFERENČNÍ HLOUBCE VODNÍHO FANTOMU

Veličina nebo postup	Relativní standardní nejistota (%)			
Krok 1: Standardizační laboratoř	*SSDL*	*SSDL*	*PSDL*	*PSDL*
N_{D,w,Q_o} nebo N_K kalibrace sekundárního standardu v PSDL	1.0	0.5		
Dlouhodobá stabilita sekundárního standardu	0.1	0.1		
N_{D,w,Q_o} kalibrace uživatelova dozimetru ve Standardizační laboratoři				
podle standardu dávky	0.5		1.0	
odvozením ze standardu kermy		3.0		3.0
Celková nejistota kroku 1:	*1.2*	*3.0*	*1.0*	*3.0*
Krok 2: Uživatelův RTG svazek				
Dlouhodobá stabilita dozimetru uživatele		0.3		
Realizace referenčních podmínek		1.0		
Normování odečtů M_Q časovačem, nebo monitorem		0.1		
Oprava na ovlivňující veličiny k_i		0.8		
Oprava na kvalitu, k_{Q,Q_o}		1.0		
Celková nejistota kroku 2		*1.6.*		
Celková standardní nejistota $D_{w,Q}$ (kroky 1 + 2)	**2.0**	**3.4**	**1.9**	**3.0**

a Viz odkaz [32] (ISO Guide for the expression of uncertainty), nebo Přílohu IV. V tabulce uvedené odhady je možno považovat za typické hodnoty. Ty se mohou ve skutečnosti měnit podle nejistoty kalibrace deklarované standardizační laboratoří a podle experimentálních nejistot měření v uživatelově svazku.

LITERATURA

[1] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma rays in Radiotherapy Procedures, Rep. 24, ICRU, Bethesda, MD (1976).

[2] BRAHME, A., et al., Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons, Acta Oncol. Suppl. **1** (1988).

[3] MIJNHEER, B.J., BATTERMANN, J.J.,WAMBERSIE, A.,What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy?, Radiother. Oncol. **8** (1987) 237–252.

[4] MIJNHEER, B.J., BATTERMANN, J.J., WAMBERSIE, A., Reply to precision and accuracy in radiotherapy, Radiother. Oncol. **14** (1989) 163–167.

[5] WAMBERSIE, A., VAN DAM, J., HANKS, G., MIJNHEER, B.J., BATTERMANN, J.J., "What accuracy is needed in dosimetry?", Radiation Dose in Radiotherapy from Prescription to Delivery (Proc. Seminar Leuven, 1991), IAEA-TECDOC-734, Vienna (1991) 11–35.

[6] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Quantities and Units — Part 0: General Principles, International Standard 31-0, ISO, Geneva (1992).

[7] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment. Dosimeters with Ionization Chambers as used in Radiotherapy, Standard IEC-60731, IEC, Geneva (1997).

[8] NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS, Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV, Acta Radiol. Oncol. **19** (1980) 55–79.

[9] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Task Group 21: A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams, Med. Phys. **10** (1983) 741–771.

[10] HOSPITAL PHYSICISTS'ASSOCIATION, Revised Code of Practice for the dosimetry of 2 to 25 MV X ray, and of ^{137}Cs and ^{60}Co gamma-ray beams, Phys. Med. Biol. **28** (1983) 1097–1104.

[11] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 and 50 MeV, Rep. 35, ICRU, Bethesda, MD (1984).

[12] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FISICA MEDICA, Procedimientos Recomendados para la Dosimetría de Fotones y Electrones de Energías Comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en Radioterapia de Haces Externos, Rep. 84-1, SEFM, Madrid (1984).

[13] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FISICA MEDICA, Suplemento al Documento 84-1: Procedimientos Recomendados para la Dosimetría de Fotones y Electrones de Energías Comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en Radioterapia de Haces Externos, Rep. 87-1, SEFM, Madrid (1987).

[14] NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE, Code of Practice for the Dosimetry of High-Energy Photons Beams, Rep. NCS-2, NCS, Delft (1986).

[15] NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE, Code of Practice for the Dosimetry of High-Energy Electron Beams, Rep. NCS-5, NCS, Delft (1989). 215

[16] SWISS SOCIETY OF RADIATION BIOLOGY AND RADIATION PHYSICS, Dosimetry of High Energy Photon and Electron Beams: Recommendations, (GARAVAGLIA, G., Ed.), Ospedale San Giovanni, Bellinzona, Switzerland (1986).

[17] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 277 (2nd edn in 1997), IAEA, Vienna (1987).

[18] COMITE FRANCAIS MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS, Recommandations pour la Mesure de la Dose Absorbée en Radiothérapie dans les Faisceaux de Photons et d'Electrons d'Energie Comprise entre 1 MeV et 50 MeV, Rapport No. 2, CFMRI, Chiron (1987).

[19] ASSOCIAZIONE ITALIANA DI FISICA BIOMEDICA, Protocollo per la dosimetria di base nella radioterapia con fasci di fotoni ed elettroni con E_{max} fra 1 e 40 MeV, Fis. Biomedica **VI** 2 (1988).

[20] ANDREO, P., Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams, Phys. Med. Biol. **37** (1992) 2189–2211.

[21] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, The Use of Plane-parallel Ionization Chambers in High-energy Electron and Photon Beams. An International Code of Practice for Dosimetry, Technical Reports Series No. 381, IAEA, Vienna (1997).

[22] ANDREO, P., Uncertainties in dosimetric data and beam calibration, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. **19** (1990) 1233–1247.

[23] THWAITES, D.I., "Uncertainties at the end point of the basic dosimetry chain", Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1993) 239–255.

[24] REICH, H., Choice of the measuring quantity for therapy-level dosemeters, Phys. Med. Biol. **24** (1979) 895–900.

[25] COMITE CONSULTATIF DES LES ETALONS DE MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS (SECTION I), Report to the Comite International des Poids et Mesures, 9th Meeting CCEMRI(I) (HARGRAVE, N.J., Rapporteur), Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1988).

[26] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Clinical Neutron Dosimetry, Part I: Determination of Absorbed Dose in a Patient Treated by External Beams of Fast Neutrons, Report 45, ICRU, Bethesda, MD (1989).

[27] HOHLFELD, K., "The standard DIN 6800: Procedures for absorbed dose determination in radiology by the ionization method", Dosimetry in Radiotherapy (Proc. Symp. Vienna, 1987), Vol. 1, IAEA, Vienna (1988) 13–22.

[28] ROGERS, D.W.O., The advantages of absorbed-dose calibration factors, Med. Phys. **19** (1992) 1227–1239.

[29] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Dosimetry of High-Energy Photon Beams based on Standards of Absorbed Dose to Water, Report 64, ICRU, Bethesda, MD (in press).
[30] BOUTILLON, M., PERROCHE, A.M., Determination of calibration factors in terms of air kerma and absorbed dose to water in the Co-60 gamma rays, IAEA SSDL Newsl. **32** (1993) 3–13. 216
[31] BIELAJEW, A.F., ROGERS, D.W.O., Implications of new correction factors on primary air kerma standards in ^{60}Co beams, Phys. Med. Biol. **37** (1992) 1283–1291.
[32] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement, 2nd edn, Geneva (1995).
[33] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Calibration of Dosimeters used in Radiotherapy, Technical Reports Series No. 374, IAEA, Vienna (1994).
[34] BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MESURES, The International Systém of Units (SI), BIPM, Sèvres (1998).
[35] ORGANISATION INTERNATIONALE DE METROLOGIE LEGALE, Secondary Standard Dosimetry Laboratories for the Calibration of Dosimeters used in Radiotherapy, Document OIML D-21, OIML, Paris (1990).
[36] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, A Charter for the SSDLs, IAEA, Vienna (1999).
[37] BOUTILLON, M., PERROCHE, A.M., Ionometric determination of absorbed dose to water for ^{60}Co gamma rays, Phys. Med. Biol. **38** (1993) 439–454.
[38] DOMEN, S.R., LAMPERTI, P.J., Heat-loss-compensated calorimeter: Theory, design and performance, J. Res. Nat. Bur. Stand. A Phys. Chem. **78A** (1974) 595–610.
[39] PRUITT, J.S., DOMEN, S.R., LOEVINGER, R., The graphite calorimeter as a standard of absorbed dose for ^{60}Co gamma radiation, J. Res. Nat. Bur. Stand (1981) 495–502.
[40] GUERRA, A.S., LAITANO, R.F., PIMPINELLA, M., Characteristics of the absorbed dose to water standard at ENEA, Phys. Med. Biol. **41** (1996) 657–674.
[41] DOMEN, S.R., A sealed water calorimeter for measuring absorbed dose, J. Res. Nat. Inst. Stand. Technol. (US) **99** (1994) 121–141.
[42] KLASSEN, N.V., ROSS, C.K., Water calorimetry: The heat effect, J. Res. Nat. Inst. Stand. Technol. (US) 102 (1997) 63–74.
[43] SHORTT, K.R., KLASSEN, N.V., ROSS, C.K., SMITH, G.D., Ferrous sulphate dosimetry and its role in establishing an absorbed dose to water standard for the National Research Council of Canada, Workshop on Water Calorimetry, Rep. NRC-29637 (ROSS, C.K., KLASSEN, N.V., Eds), National Research Council of Canada, Ottawa, (1988) 121–126.
[44] FEIST, H., Determination of the absorbed dose to water for high-energy photons and electrons by total absorption of electrons in ferrous sulfate-solution, Phy. Med. Biol. **27** (1982) 1435.
[45] BOHM, J., HOHLFELD, K., REICH, H., "A primary standard for determination of absorbed dose in water for X rays generated at potentials of 7.5 to 30 kV", National and International Standardization of Radiation Dosimetry (Proc. Symp. Atlanta, 1977), Vol. 1, IAEA, Vienna (1978) 53–63.
[46] BOUTILLON, M., COURSEY, B.M., HOHLFELD, K., OWEN, B., ROGERS, D.W.O., "Comparison of primary water absorbed dose standards", Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994) 95–111.
[47] BOUTILLON, M., ANDREO, P., Some Thoughts on the Dissemination of $N_{D,w}$ Calibration Factors in ^{60}Co Gamma Radiation, Rep. CCEMRI(I)/97-1, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1997).
[48] ALLISY-ROBERTS, P.J., BURNS, D.T., Comparisons and Calibrations at the BIPM, Rep. CCRI(I)/99-1, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1999). 217
[49] INSTITUTE OF PHYSICAL SCIENCES IN MEDICINE, Code of practice for highenergy photon therapy dosimetry based on the NPL absorbed dose calibration service, Phys. Med. Biol. **35** (1990) 1355–1360.
[50] DEUTSCHES INSTITUT FUR NORMUNG, Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung, Teil 2: Ionisationsdosimetrie, Deutsche Norm DIN 6800-2, DIN, Berlin (1997).
[51] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Task Group 51: Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, Med. Phys. **26** (1999) 1847–1870.
[52] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, International Vocabulary of Basic and General Terms in Metrology, ISO, Geneva (1993).
[53] ANDREO, P., The status of high-energy photon and electron beam dosimetry five years after the publication of the IAEA Code of Practice in the Nordic countries, Acta Oncol. **32** (1993) 483–500.
[54] MEDIN, J., et al., Ionisation chamber dosimetry of proton beams using cylindrical and plane-parallel chambers. N_w versus N_k ion chamber calibrations, Phys. Med. Biol. **40** (1995) 1161-1176.
[55] SVENSSON, H., BRAHME, A., "Recent advances in electron and photon dosimetry", Radiation Dosimetry, Physical and Biological Aspects (ORTON, C.G., Ed.), Plenum Press, New York (1986) 87–170.
[56] ROOS, M., HOHLFELD, K., "Status of the primary standard of water absorbed dose for high energy photon and electron radiation at the PTB", Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994) 25–33.
[57] BURNS, J.E., Absorbed-dose calibrations in high-energy photon beams at the National Physical Laboratory Conversion procedure, Phys. Med. Biol. **39** (1994) 1555–1575.
[58] ROSSER, K.E., et al., "The NPL absorbed dose to water calibration service for high energy service photons", Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994) 73–81.
[59] ROGERS, D.W.O., ROSS, C.K., SHORTT, K.R., KLASSEN, N.V., BIELAJEW, A.F., "Towards a dosimetry system based on absorbed dose standards", ibid., 565–580

[60] SHARPE, P., Progress Report on Radiation Dosimetry at NPL, Rep. CCRI(I)/99-20, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1999).
[61] MIJNHEER, B.J., Variations in response to radiation of a nylon-walled ionization chamber induced by humidity changes, Med. Phys. **12** (1985) 625–626.
[62] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, Rep. 44, ICRU, Bethesda, MD (1989).
[63] AGOSTINELLI, A.G., SMOLEN, S.D., NATH, R., A new water-equivalent plastic for dosimetry calibration, Med. Phys. **19** (1992) 774.
[64] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Stopping Powers for Electrons and Positrons, Rep. 37, ICRU, Bethesda, MD (1984).
[65] TELLO, V.M., TAILOR, R.C., HANSON, W.F., How water equivalent are water-equivalent plastics for output calibration of photon and electron beams?, Med. Phys. **22** (1995) 1177–1189. 218
[66] THWAITES, D.I., Charge storage effect on dose in insulating phantoms irradiated with electrons, Phys. Med. Biol. **29** (1984) 1153.
[67] HANSON, W.F., ARNOLD, D.J., SHALEK, R.J., HUMPHRIES, L.J., Contamination of ionization chambers by talcum powder, Med. Phys. **15** (1988) 776–777.
[68] COMITE CONSULTATIF DES LES ETALONS DE MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS (SECTION I), Correction d'Humidité, CCEMRI(I) R(I)-30, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1977).
[69] NISBET, A., THWAITES, D.I., Polarity and ion recombination correction factors for ionization chambers employed in electron beam dosimetry, Phys. Med. Biol. **43** (1998) 435–443.
[70] BOAG, J.W., Ionization measurements at very high intensities. I. Pulsed radiation beams, Brit. J. Radiol. **23** (1950) 601.
[71] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Manual of Dosimetry in Radiotherapy, Technical Reports Series No. 110, IAEA, Vienna (1970).
[72] BOAG, J.W., CURRANT, J., Current collection and ionic recombination in small cylindrical ionization chambers exposed to pulsed radiation, Brit. J. Radiol. **53** (1980) 471.
[73] WEINHOUS, M.S., MELI, J.A., Determining Pion, the correction factor for recombination losses in an ionization chamber, Med. Phys. **11** (1984) 846–849.
[74] BURNS, D.T., MCEWEN, M.R., Ion recombination corrections for the NACP parallel plate chamber in a pulsed electron beam, Phys. Med. Biol. **43** (1998) 2033–2045.
[75] DERIKUM, K., ROOS, M., Measurement of saturation correction factors of thimbletype ionization chambers in pulsed photon beams, Phys. Med. Biol. **38** (1993) 755–763.
[76] BURNS, J.E., BURNS, D.T., Comments on ion recombination corrections for planeparallel and thimble chambers in electron and photon radiation, Phys. Med. Biol. **38** (1993) 1986–1988.
[77] EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams, ESTRO Booklet No. 3 (Physics for Clinical Radiotherapy), Garant, Leuven (1997).
[78] ANDREO, P., BRAHME, A., Stopping power data for high energy photon beams, Phys. Med. Biol. **31** (1986) 839–858.
[79] FOLLOWILL, D.S., TAILOR, R.C., TELLO, V.M., HANSON,W.F., An empirical relationship for determining photon beam quality in TG-21 from a ratio of percent depth doses, Med. Phys. **25** (1998) 1202–1205.
[80] ANDREO, P., NAHUM, A.E., BRAHME, A., Chamber-dependent wall correction factors in dosimetry, Phys. Med. Biol. **31** (1986) 1189–1199.
[81] Central axis depth dose data for use in radiotherapy, Brit. J. Radiol. Supplement No. 25 (1996).
[82] BRAHME, A., SVENSSON, H., Radiation beam characteristics of a 22 MeV microtron, Acta Radiol. Oncol. **18** (1979) 244–272.
[83] GREENING, J.R., Fundamentals of Radiation Dosimetry, Medical Physics Handbooks, Adam Hilger, Bristol (1981).
[84] BRAHME, A., ANDREO, P., Dosimetry and quality specification of high energy photon beams, Acta Radiol. Oncol. **25** (1986) 213-223. 219
[85] ANDREO, P., On the beam quality specification of high-energy photons for radiotherapy dosimetry, Med. Phys. **27** (2000) 434–440.
[86] BURNS, J.E., DALE, J.W.G., Conversion of Absorbed Dose Calibration from Graphite into Water, Report RSA(EXT) 7, National Physical Laboratory, Teddington, (1990).
[87] "Central axis depth dose data for use in radiotherapy", Brit. J. Radiol. Supplement No. 17 (1983).
[88] BOAS, J.F., et al., A comparison of absorbed dose standards for Co-60 and megavoltage photon radiations, (in preparation).
[89] SHORTT, K.R., et al., A comparison of absorbed dose standards for high-energy X rays, Phys. Med. Biol. **38** (1993) 1937–1955.
[90] JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J.R., The Physics of Radiology, Thomas, Springfield, IL (1983).
[91] BURNS, D.T., DING, G.X., ROGERS, D.W.O., R_{50} as a beam quality specifier for selecting stopping-power ratios and reference depths for electron dosimetry, Med. Phys. **23** (1996) 383–388.
[92] DING, G.X., ROGERS, D.W.O., MACKIE, T.R., Calculation of stopping-power ratios using realistic clinical electron beams, Med. Phys. **22** (1995) 489–501.
[93] FERNANDEZ-VAREA, J.M., ANDREO, P., TABATA, T., Detour factors in water and plastic phantoms and their use for range and depth-dose scaling in electron beam dosimetry, Phys. Med. Biol. **41** (1996) 1119–1139.
[94] TABATA, T., ANDREO, P., Semiempirical formulas for the detour factor of 1 to 50 MeV electrons in condensed materials, Radiat. Phys. Chem. **53** (1998) 353–360.

[95] NISBET, A., THWAITES, D.I., An evaluation of epoxy resin phantom materials for electron dosimetry, Phys. Med. Biol. **43** (1998) 1523–1528.
[96] INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY, The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for X rays below 300 kV generating potential (0.035 mm Al–4 mm Cu; 10–300 kV generating potential), Phys. Med. Biol. **41** (1996) 2605–2625.
[97] NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE, Dosimetry of Low and Medium Energy X rays, a Code of Practice for Use in Radiotherapy and Radiobiology, Rep. NCS-10, NCS Delft (1997).
[98] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Physical Aspects of Irradiation, Rep. 10b, ICRU, Bethesda, MD (1962).
[99] SEUNTJENS, J., THIERENS, H., VAN DER PLAETSEN, A., SEGAERT, O., Conversion factor *f* for X ray beam qualities, specified by peak tube potential and HVL value, Phys. Med. Biol. **32** (1987) 595–603.
[100] KLEVENHAGEN, S.C., THWAITES, D.I., "Kilovoltage X rays", Radiotherapy Physics in Practice (WILLIAMS, J.R., THWAITES, D.I., Eds), Oxford University Press, Oxford (1993) 95–112.
[101] HAVERCROFT, J.M., KLEVENHAGEN, S.C., Ion recombination corrections for plane-parallel and thimble chambers in electron and photon radiation, Phys. Med. Biol. **38** (1993) 25–38.
[102] ROSSER, K.E., An alternative beam quality index for medium-energy X ray dosimetry, Phys. Med. Biol. **43** (1998) 587–598. 220
[103] MA, C.M., NAHUM, A.E., Bragg–Gray theory and ion chamber dosimetry for photon beams, Phys. Med. Biol. **36** (1991) 413–428.
[104] SEUNTJENS, J.P., VERHAEGEN, F., Dependence of overall correction factor of a cylindrical ionization chamber on field size and depth in medium-energy X ray beams, Med. Phys. **23** (1996) 1789–1796.
[105] LI, X.A., MA, C.-M., SALHANI, D., Measurement of percentage depth dose and lateral beam profile for kilovoltage X ray therapy beams, Phys. Med. Biol. **42** (1997) 2561–2568.
[106] MA, C.-M., LI, X.A., SEUNTJENS, J., Consistency study on kilovoltage X ray beam dosimetry for radiotherapy, Med. Phys. **25** (1998) 2376–2384.
[107] PEDRONI, E., et al., The 200 MeV proton therapy project at the Paul Scherrer Institute: Conceptual design and practical realization, Med. Phys. **22** (1995) 37–53.
[108] KOEHLER, A.M., Dosimetry of proton beams using small diodes, Radiat. Res. Suppl. **7** (1967) 53.
[109] KANAI, T., et al., Spot scanning system for proton radiotherapy, Med. Phys. **7** (1980) 365.
[110] JONES, D.T.L., Development of a horizontal proton beam facility, Annual Report NAC/AR/91, National Accelerator Centre, Cape Town (1991).
[111] VERHEY, L., et al., The determination of the absorbed dose in a proton beam for purposes of charged-particle radiation therapy, Radiat. Res. **79** (1979) 34–54.
[112] VYNCKIER, S., MEULDERS, J.P., ROBERT, P., WAMBERSIE, A., The proton therapy program at the cyclotron Cyclone of Louvain-la-Neuve (first dosimetric results), J. Eur. Radiother. **5** (1984) 245–247.
[113] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Task Group 20: Protocol for Heavy Charged-particle Therapy Beam Dosimetry, Rep. 16, AAPM, New York (1986).
[114] VYNCKIER, S., BONNETT, D.E., JONES, D.T.L., Code of practice for clinical proton dosimetry, Radiother. Oncol. **20** (1991) 53–63.
[115] VYNCKIER, S., BONNETT, D.E., JONES, D.T.L., Supplement to the code of practice for clinical proton dosimetry, Radiother. Oncol. **32** (1994) 174–179.
[116] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Clinical proton dosimetry, Part I: Beam Production, Beam Delivery and Measurement of Absorbed Dose, Rep. 59, ICRU, Bethesda, MD (1999).
[117] PALMANS, H., VERHAEGEN, F., Effects of fluence perturbation on cavity dose response in clinical proton beams (Monte Carlo study), Phys. Med. Biol. **43** (1998) 65–89.
[118] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles, Rep. 49, ICRU, Bethesda, MD (1993).
[119] LYMAN, J.T., "Computer modelling of heavy charged particle beams", Pion and Heavy Ion Radiotherapy: Pre-Clinical and Clinical Studies, Elsevier North–Holland, Amsterdam (1983) 139–147.
[120] KANAI, T., et al., Radiation of mixed beam and design of spread-out Bragg peak for heavy-ion radiotherapy, Radiat. Res. **147** (1997) 78–85. 221
[121] KANAI, T., et al., Biophysical characteristics of HIMAC clinical irradiation system for heavy-ion radiation therapy, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. **44** (1999) 201–210.
[122] BROERSE, J.J., LYMAN, L.T., ZOETELIEF, J., "Dosimetry of external beams of nuclear particles", The Dosimetry of Ionizing Radiation (KASE, K.R., BJANGARD, B.E., ATTIX, F.H., Eds), Vol.1, Academic Press, New York (1987) 229–290.
[123] HARTMANN, G.H., JAKEL, O., HEEG, P., KARGER, C.P., KRIESSBACH, A., Determination of water absorbed dose in a carbon ion beam using thimble ionization chambers, Phys. Med. Biol. **44** (1999) 1193–1206.
[124] FUKUMURA, A., et al., Carbon beam dosimetry intercomparison at HIMAC, Phys. Med. Biol. **43** (1998) 3459–3463.
[125] LLACER, J., TOBIAS, C.A., HOLLEY, W.R., KANAI, T., On-line characterization of heavy-ion beams with semiconductor detectors, Med. Phys. **11** (1984) 266–278.
[126] SCHALL, I., et al., Charge-changing nuclear reactions of relativistic light-ion beams (5 < or= Z < or=10) passing through thick absorbers, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. **B117** (1996) 221–234.
[127] MATSUFUJI, N., et al., "Energy distribution of projectile fragment particles in heavy ion therapeutic beam", Nuclear Data (Proc. Symp. Ibaraki, 1997), Rep. JAERI-CONF 98-003 (1998) 101–106.

[128] BOAG, J.W., "Ionization chambers", The Dosimetry of Ionizing Radiation (KASE, K.R., BJARNGARD, B.E.,ATTIX, F.H., Eds),Vol. 2, Academic Press, New York (1987) 169–243.
[129] NIATEL, M.T., PERROCHE-ROUX, A.M., BOUTILLON, M., Two determinations of *W* for electrons in dry air, Phys. Med. Biol. **30** (1985) 67–75.
[130] COMITE CONSULTATIF DES LES ETALONS DE MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS (SECTION I), Effect of a Change of Stopping-power Values on the *W* Values Recommended by ICRU for Electrons in Dry Air, CCEMRI(I)/85-8, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (1985).
[131] BOUTILLON, M., PERROCHE-ROUX, A.M., Re-evaluation of the *W* for electrons in dry air, Phys. Med. Biol. **32** (1987) 213–219.
[132] JOHANSSON, K.A., MATTSSON, L.O., LINDBORG, L., SVENSSON, H., "Absorbeddose determination with ionization chambers in electron and photon beams having energies between 1 and 50 MeV", National and International Standardization of Radiation Dosimetry (Proc. Symp. Atlanta, 1977), Vol. 2, IAEA, Vienna (1978) 243–270.
[133] ALMOND, P.R., SVENSSON, H., Ionization chamber dosimetry for photon and electron beams Theoretical considerations, Acta Radiol. Ther. Phys. Biol. **16** (1977) 177.
[134] GILLIN, M.T., KLINE, R.W., NIROOMAND-RAD, A., GRIMM, D.F., The effect of thickness of the waterproofing sheath on the calibration of photon and electron beams, Med. Phys. **12** (1985) 234–236.
[135] HANSON,W.F., DOMINGUEZ-TINOCO, J.A., Effects of plastic protective caps on the calibration of therapy beams in water, Med. Phys. **12** (1985) 243–248.
[136] LEMPERT, G.D., NATH, R., SCHULZ, R.J., Fraction of ionization from electrons arising in the wall of an ionization chamber, Med. Phys. **10** (1983) 1–3.
[137] NAHUM, A.E., Perturbation Effects in Dosimetry, Rep. ICR-PHYS-1/94, Joint Department of Physics, Institute of Cancer Research and Royal Marsden Hospital, Surrey (1994). 222
[138] KOSUNEN, A., JARVINEN, H., SIPILA, P., "Optimum calibration of NACP type plane parallel ionization chambers for absorbed dose determination in low energy electron beams", Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994) 505–513.
[139] ROGERS, D.W.O., Calibration of parallel-plate chambers: Resolution of several problems by using Monte Carlo calculations, Med. Phys. **19** (1992) 889–899.
[140] MA, C.M., NAHUM, A.E., Effect of the size and composition of the central electrode on the response of cylindrical ionisation chambers in high-energy photon and electron beams, Phys. Med. Biol. **38** (1993) 267–290.
[141] PALM, A., MATTSSON, O., Experimental study on the influence of the central electrode in Farmer-type ionization chambers, Phys. Med. Biol. **44** (1999) 1299–1308.
[142] MATTSSON, L.O., Application of the Water Calorimeter, Fricke Dosimeter and Ionization Chamber in Clinical Dosimetry, Doctoral Thesis, Univ. of Gothenburg (1984).
[143] ANDREO, P., Dosimetry of High-energy Photon Beams. Present Status and Future Prospects for the Data Used in Ionization Chamber Dosimetry, Rep. RI 1991-03, Radiation Physics Department, Univ. of Stockholm (1991).
[144] ANDREO, P., "Improved calculations of stopping-power ratios and their correlation with the quality of therapeutic photon beams", Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994) 335–359.
[145] SEUNTJENS, J.P., ROSS, C.K., SHORTT, K.R., ROGERS, D.W.O., Absorbed-dose beam quality conversion factors for cylindrical chambers in high-energy photon beams, Med. Phys. 27 (2000) 2763–2779.
[146] HARDER, D., "Energiespektren schneller Elektronen in verschiedenen Tiefen", High Energy Electrons (Proc. Symp. Berlin, 1964), Springer-Verlag, Berlin (1965) 26–33.
[147] ROGERS, D.W.O., "Fundamentals of dosimetry based on absorbed-dose standards", Teletherapy Physics, Present and Future (Palta, J.R., Mackie, T.R., Eds), Association of American Physicists in Medicine, Washington, DC (1996) 319–356.
[148] HUQ, M.S., YUE, N., SUNTHARALINGAM, N., Experimental determination of fluence correction factors at depths beyond d_{max} for a Farmer type cylindrical ionization chamber in clinical electron beams, Med. Phys. **24** (1997) 1609–1613.
[149] WILLIAMS, A.J., MCEWEN , M.R., DUSAUTOY, A.R., A Calculation of the Water to Graphite Perturbation Factor Ratios for the NACP Type 02 Ionisation Chamber using Monte Carlo Techniques, Report CIRM 13, National Physical Laboratory, Teddington (1998).
[150] MATTSSON, L.O., JOHANSSON, K.A., SVENSSON, H., Calibration and use of plane-parallel ionization chambers for the determination of absorbed dose in electron beams, Acta Radiol. Oncol. **20** (1981) 385.
[151] MEDIN, J., ANDREO, P., PETRA: A Monte Carlo Code for the Simulation of Proton and Electron Transport in Water, Rep. MSF 1997-01, Radiation Physics Department, Univ. of Stockholm (1997).
[152] MEDIN, J., ANDREO, P., Monte Carlo calculated stopping-power ratios water/air for clinical proton dosimetry (50–250 MeV), Phys. Med. Biol. **42** (1997) 89–105.
[153] MULLER, J.W., Possible Advantages of a Robust Evaluation of Comparisons, Rep. BIPM-95/2, Bureau Internationals des Poids et Mesures, Sèvres (1995). 223
[154] MÜLLER, J.W.,Work Carried out for the Development of this Code of Practice, BIPM, Sèvres (1999). See also "Weighted medians", Rep. BIPM-2000/6, Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres (2000).
[155] PRESS, W.H., FLANNERY, B.P., TEUKOLSKY, S.A., VETTERLING, W.T., Numerical Recipes. The Art of Scientific Computing, Cambridge University Press, New York (1986).
[156] PALMANS, H., VERHAEGEN, F., DENIS, J.-M., VYNCKIER, S., THIERENS, H., Experimental study of perturbation correction factors for ionization chambers in a 75 MeV clinical proton beam, Radiother. Oncol. **51** Suppl. 1 (1999) S39.

[157] SALAMON, M.H., A Range-energy Program for Relativistic Heavy Ions in the Region 1<*E*<3000 MeV/amu, Rep 10446, Lawrence Berkeley Laboratories, Berkeley, CA (1980).
[158] HIRAOKA, T., BICHSEL, H., Stopping powers and ranges for heavy ions, Jpn. J. Med. Phys. **15** (1995) 91–100.
[159] KANAI, T., et al., Dosimetry and measured differential w value of air for heavy ions, Radiat. Res. **135** (1993) 293–291.
[160] HIRAOKA, T., KAWASHIMA, K., HOSHINO, K., FUKUMURA, A., Estimation of *w*-value for particle beams in several gases, Jpn. Radiol. Phys. **9** (1989) 143–152.
[161] STEPHENS, L.D., THOMAS, R.H., KELLY, L.S., A measurement of the average energy required to create an ion pair in nitrogen by 250 MeV/amu C6+ ions, Phys. Med. Biol. **21** (1976) 570–576.
[162] THOMAS, R.H., LYMAN, J.T., DE CASTRO, T.M., A measurement of the average energy required to create an ion pair in nitrogen by high-energy ions, Radiat. Res. **82** (1980) 1–12.
[163] SCHIMMERLING, W., et al., "Measurements of *W* for high energy heavy ions", Microdosimetry (Proc. 8th Symp. Jülich, Germany) (1982) 311–321.
[164] KOSUNEN, A., ROGERS, D.W.O., Beam quality specification for photon beam dosimetry, Med. Phys. **20** (1993) 1181–1188.
[165] NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS, Procedures in radiation therapy dosimetry with 5 to 50 MeV electrons and roentgen and gamma rays with maximum photon energies between 1 and 50 MeV, Acta Radiol. Ther. Phys. Biol. **11** (1972) 603–624.
[166] Central axis depth dose data for use in Radiotherapy, Brit. J. Radiol. Supplement No. 11 (1972).
[167] LARIVIERE, P.D., The quality of high-energy X ray beams, Brit. J. Radiol. **62** (1989) 473–481.
[168] HANSON, W.F., KENNEDY, P., Best Fit Published Depth-dose Data and RPC Measured Output Factors and In-air Off-axis Factors, Internal Rep. RPC-TX-1992, Radiological Physics Center, Houston (1992).
[169] ANDREO, P., "Current status and future trends of the dosimetry of high-energy photon and electron beams", VII Congreso Nacional de Física Médica, Sociedad Española de Física Médica (Proc. Symp. Oviedo, Spain), Sociedad Española de Física Médica (1989) 11–43.
[170] ROGERS, D.W.O., YANG, C.L., Corrected relationship between %dd(10)x and stopping- power ratios, Med. Phys. **26** (1999) 538–540. 224
[171] ROSS, C.K., SHORTT, K.R., ROGERS, D.W.O., DELAUNAY, F., "A test of TPR20,10 as a beam quality specifier for high energy photon beams", Measurement Assurance in Dosimetry (Proc. Symp. Vienna, 1993), IAEA, Vienna (1994)
[172] LI, X.A., ROGERS, D.W.O., Reducing electron contamination for photon-beam-quality specification, Med. Phys. **21** (1994) 791–798.
[173] ROGERS, D.W.O., Correcting for electron contamination at dose maximum in photon beams, Med. Phys. **26** (1999) 533–537.
[174] NELSON,W.R., HIRAYAMA, H., ROGERS, D.W.O., The EGS4 Code System, SLAC- 265, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, CA (1985).
[175] SEUNTJENS, J.P., SHORT, K.R., ROSS, C.K., MA, C.M., ROGERS, D.W.O., Measurements of beam quality correction factors k_Q for cylindrical ionisation chambers in high energy photon beams, Med. Phys. **23** (1996) 1071.
[176] PALMANS, H., MONDELAERS, W., THIERENS, H., Absorbed dose beam quality correction factors k_Q for the NE 2571 chamber in a 5 MV and a 10 MV photon beam, Phys. Med. Biol. **44** (1999) 647–663.
[177] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Clinical Dosimetry, Rep. 10d, ICRU, Bethesda, MD (1962).
[178] MOHAN, R., CHUI, C., LIDOFSKY, L., Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators, Med. Phys. **12** (1985) 592–597.
[179] HUQ, M.S., HOSSAIN, M., ANDREO, P., A comparison of the AAPM TG51 protocol and the IAEA absorbed-dose-to-water based Code of Practice for dosimetry calibration of high energy photon beam**s**, Med. Phys. **26** (1999) 1153.
[180] COMITE INTERNATIONAL DES POIDS ET MEASURES, Rapport du Groupe de Travail sur l'expression des incertitudes au Comité International des Poids et Measures, Procés-Verbaux **49** (1981) A1–A12.