

CHAPTER 3

أساسيات قياس الجرعات

FUNDAMENTALS OF DOSIMETRY

1.3. المقدمة

تحديد الطاقة determination of the energy المنقولة للمادة imparted to matter بالإشعاع radiation هو موضوع قياس الجرعات dosimetry. الطاقة المودعة energy deposited عندما يتفاعل الإشعاع radiation interacts مع ذرات المادة atoms of the material، كما هو موضح في الفصل السابق. الطاقة المنقولة مسؤولة imparted energy is responsible عن التأثيرات التي يسببها الإشعاع في المادة effects that radiation causes in matter، على سبيل المثال، ارتفاع في درجة الحرارة a rise in temperature، أو التغيرات الكيميائية أو الفيزيائية chemical or physical changes في خصائص المواد material properties. العديد من التغييرات الناتجة changes produced في الإشعاع تتناسب proportional مع الجرعة الممتصة absorbed dose، مما يؤدي giving rise إلى إمكانية استخدام المادة كجزء حساس من مقياس الجرعات sensitive part of a dosimeter. أيضا، الآثار البيولوجية للإشعاع biological effects of radiation تعتمد على الجرعة الممتصة. يتم تعريف مجموعة من الكميات المتعلقة quantities related بحقل الإشعاع radiation field أيضا في نطاق قياس الجرعات من الـ scope of dosimetry. سيظهر في هذا الفصل أنه في ظل ظروف خاصة under special conditions، توجد علاقات بسيطة بين كميات وصف قياس الجرعات وصف المجال. وبالتالي، فإن إطار قياس الجرعات framework of dosimetry هو مجموعة الكميات الفيزيائية والتشغيلية and التشغيلية set of physical and operational quantities التي تمت دراستها في هذا الفصل.

2.3. الكميات والوحدات المستخدمة من أجل تحديد تفاعل الإشعاعات المؤينة مع المادة

QUANTITIES AND UNITS USED FOR DESCRIBING THE INTERACTION OF IONIZING RADIATION WITH MATTER

تاريخيا، كان قياس التأين الناتج عن الإشعاع ionization produced by radiation هو الخيار الأول الذي استخدم لقياس كمية الإشعاع خلال المادة radiation through matter. في الواقع indeed، إن التعرض للكمية the quantity exposure، أو بدقة أكثر، جرعة التعرض exposure dose، كما حددتها اللجنة الدولية لوحدات الإشعاع والقياسات (ICRU) International Commission on Radiation Units and Measurements في عام 1957، يرتبط بقدرة شعاع الفوتون photon beam على تأين الهواء ionize the air. في السنوات الأخيرة، تم استبدال استخدام هذه الكمية بـ kerma، وهي كمية أكثر عمومية موصى بها لأغراض معايرة الجرعات recommended for dosimeter

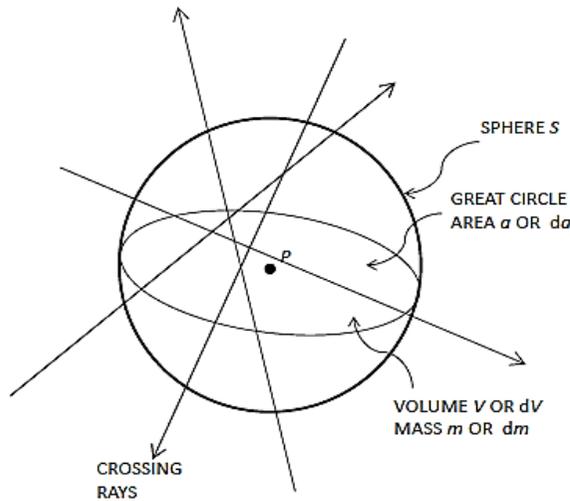
absorbed dose هي الكمية التي تشير بشكل أفضل better indicates إلى تأثيرات الإشعاع على المواد أو على البشر materials or on human beings، وبالتالي، فإن جميع الكميات المرتبطة بالحماية تعتمد عليها. استخدام كميات الجرعة dosimetric quantities is important في العديد من جوانب تطبيق الإشعاع application of radiation protection للموظفين staff والمرضى patients. في الأشعة التشخيصية، تعتبر الحماية من الإشعاع radiation protection أهم تطبيق للكميات الجرثومية dosimetric quantities. يقدم هذا القسم ويناقش الكميات الرئيسية لقياس الجرعات، وربطها relating them، كلما أمكن ذلك، بالكميات التي تصف مجال الإشعاع the radiation field.

1.2.3. مجالات الإشعاع: الفلورة و فلورة الطاقة Radiation fields: Fluence and energy fluence

يمكن قياس مجال الإشعاع عند النقطة (P) بواسطة تأثير الكمية الفيزيائية غير العشوائية physical non-stochastic quantity fluence، والتي يتم التعبير عنها عادة بوحدات (cm⁻² أو m⁻²)، وتعطى بالعلاقة:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (3.1)$$

حيث (dN) هو الفرق بين القيمة المتوقعة differential of the expectation value لعدد الجسيمات (الفوتونات أو الجزيئات الضخمة photons or massive particles) التي تصطدم بمجال متناهي الصغر striking an infinitesimal sphere بمساحة دائرة كبيرة great circle area (da)، النقطة المحيطة (P) surrounding point،



الشكل: 1.3. توصيف مجال الإشعاع عند نقطة (P) من حيث الإشعاع الذي يعبر السطح الكروي (S).

particles كما هو مبين في الشكل 1.3 تجدر الإشارة worthwhile noting إلى أن الجسيمات المتضمنة included في (Φ) قد يكون لها أي اتجاه any direction، ولكنها تتوافق مع نوع واحد من الإشعاع correspond to one type of radiation، بحيث يتم حساب الفوتونات والإلكترونات بشكل منفصل photons and electrons are counted separately، مما يساهم contributing في فلورة الفوتون photon fluence وفلورة الإلكترون electron fluence، على التوالي.

يتبع مفهوم فلورة الطاقة energy fluence بسهولة، من خلال جمع الطاقة الإشعاعية summing the radiant energy لكل جسيم each particle يصيب الكرة اللانهائية strikes the infinitesimal sphere :

$$\Psi = \frac{dR}{da} \quad (3.2)$$

في (المعادلة 2.3) (dR) هو الفرق بين الطاقة المشعة radiant energy (R) والطاقة الحركية kinetic energy of massive particles، طاقة الفوتونات energy of photons، التي تؤثر على الكرة اللانهائية infinitesimal sphere. وحدة فلورة الطاقة حسب النظام الدولي للوحدات (SI) هي جول لكل متر مربع (J / m²).

إذا كان حقل أو مجال الإشعاع radiation field يتكون من جزيئات لكل منها composed of particles each related to the energy fluence (E) فإن فلورة الطاقة energy fluence ترتبط بالفلور fluence (أو فلورة الجسيمات or particle fluence) من خلال التعبير البسيط: $\Psi = E \Phi$.

2.2.3. الطاقة المنقولة، الطاقة المنقولة الصافية، الطاقة الممنوحة

Energy transferred, net energy transferred, energy imparted

1.2.2.3. الطاقة المنقولة، الطاقة المنقولة الصافية

Energy transferred, net energy transferred

عندما يتفاعل جسيم غير مشحون uncharged particle - مثل فوتون الأشعة السينية for instance an X-ray photon - مع المادة with matter، يتم نقل جزء من طاقته part of its energy is transferred في أحداث تفاعل مختلفة various interaction events. في حجم (V) من المادة، يتم إعطاء الطاقة المنقولة (e_{tr}) energy transferred من مجموع جميع الطاقات الحركية الأولية sum of all the initial kinetic energies of the liberated particles غير المشحونة uncharged particles في الحجم (V) المحررة liberated من الجسيمات غير المشحونة uncharged particles في الحجم (V) التي تكون فيها الفوتونات في نطاق الطاقة التشخيصية photons in the diagnostic energy range الجسيمات المتفاعلة غير المشحونة uncharged interacting particles يتوافق مع مجموع الطاقات الحركية sum of the kinetic energies للإلكترونات في الوقت الحالي حيث يتم إطلاقها أو تحريرها في استطرارة غير متشاكله incoherent scattering أو تفاعل كهروضوئي

photoelectric interaction في الحجم (V). لطاقات الفوتون أعلى for photon energies above من عتبة إنتاج الزوج عند pair production threshold (1.022 MeV) انظر القسم 7.2.2، يمكن أيضًا نقل transferred الطاقة الحركية kinetic energy إلى البوزيترونات positrons .

عندما تتفاعل الجزيئات particles المشحونة المحررة liberated charged مع المادة، يمكن تشعيع irradiated جزء من طاقتها الحركية الأولية initial kinetic energy كفوتونات. هناك عمليتان رئيسيتان مسؤولتان عن انبعاث الفوتونات emission of photons :

(i) انبعاث إشعاع الكبح emission of bremsstrahlung radiation من الإلكترونات والبوزيترونات electrons and positrons التي تتفاعل مع النوى interacting with nuclei .

(ii) إبادة البوزيترونات أثناء الهروب in-flight annihilation of positrons؛ الطاقة الحركية المتبقية the remaining kinetic energy من يتم تحويل البوزيترون (T_{ann}) في لحظة الإبادة بالإضافة إلى طاقات الكتلة المستقرة للجزيئات المدمرة rest mass energies of the annihilated particles (1.02 MeV) إلى طاقة الفوتون.

عندما يتم طرح طاقات فوتونات اشعاع الكبح bremsstrahlung photons ($h\nu_{brem}$) وفوتونات الإبادة annihilation photons (T_{ann}) من (ϵ_{tr})، يتم تعريف كمية أخرى - صافي الطاقة المنقولة net energy transferred : ϵ_{tr}^{net}

$$\epsilon_{tr}^{net} = \epsilon_{tr} - \sum h\nu_{brem} - \sum T_{ann} \quad (3.3)$$

بالنسبة لكل من الكميات (الطاقة المنقولة وصافي الطاقة المنقولة energy transferred and net energy transferred)، فإن الحجم (V) هو الحجم الذي تتفاعل الجسيمات الأولية غير المشحونة فيه.

لم يحدث ذلك للمادة إذا كان نطاق الجسيمات المشحونة مقصورًا على (V) أم لا، يتم تضمين جميع طاقاتها الحركية الأولية في (ϵ_{tr})، وجميع انبعاثات الكبح bremsstrahlung emissions و يتم استبعاد الطاقة الزائدة من فوتونات الإبادة annihilation photons من (ϵ_{tr}^{net}) . للفوتونات في نطاق الطاقة التشخيصية diagnostic energy range، الساقط على مواد منخفضة العدد الذري (Z)، $\epsilon_{tr}^{net} = \epsilon_{tr}$ كما هناك لا يوجد إنتاج زوج، ومن غير المرجح unlikely حدوث انبعاث اشعاع الكبح bremsstrahlung بواسطة الإلكترونات الصادرة released electrons .

2.2.2.3 الطاقة الممنوحة Energy imparted

مفهوم مهم للغاية فيما يتعلق regarding بترسب الطاقة deposition of energy من الإشعاعات المؤينة إلى المادة ionizing radiation to matter هو الطاقة الممنوحة energy imparted. يتم تعريف هذه الكمية لأي إشعاعات (مشحونة أو غير مشحونة charged or uncharged)

وترتبط بجزء related to the part من الطاقة الإشعاعية التي يمكن أن تحدث تأثيرات produce irradiated effects داخل حجم مشع irradiated volume. إذا كانت (V) هي الحجم المشع radiant energy that enters the volume، فإن (R_{in}) هي الطاقة المشعة التي تدخل الحجم و (R_{out}) هي الطاقة التي تترك الحجم energy that leaves the volume، ويتم تعريف الطاقة المنقولة على أنها:

في المعادلة (4.3) الكميات (E_{m → R}) و (E_{R → m}) هي التغيرات في الطاقة changes in energy عندما يتم تحويل الكتلة الباقية للجسيم إلى طاقة مشعة (m → R) أو يتم تحويل طاقة الفوتون إلى كتلة الجسيمات (R → m) داخل الحجم (V). طاقات واجهتها energies encountered في الأشعة التشخيصية، كل من هذه المصطلحات لا يكاد يذكر والمعادلة (4.3) يمكن إعادة كتابتها على النحو التالي:

$$\varepsilon = R_{in} - R_{out} \quad (3.5)$$

3.2.3. الكرمة وتصادم الكرمة Kerma and collision kerma

ترتبط related كمية الكيرما الفيزيائية غير العشوائية (K) بالطاقة المنقولة energy transferred من الجسيمات غير المشحونة uncharged particles إلى المادة. الكيرما kerma هو اختصار للطاقة الحركية الصادرة لكل وحدة كتلة. kinetic energy released per unit mass. يتم تعريفه على أنه:

$$K = \frac{d\varepsilon_{tr}}{dm} \quad (3.6)$$

حيث الكمية (dε_{tr}) هي القيمة المتوقعة expectation value للطاقة المنقولة energy transferred من الإشعاعات المؤينة ionizing radiation بشكل غير مباشر indirectly إلى الجسيمات المشحونة في الحجم الأولي (dV) elemental volume للكتلة (dm) وحدة (SI) من كيرما kerma هي جول لكل كيلوغرام (J / kg)، والتي تُعطى الاسم الخاص الرمادي special name (Gy). gray

بعض الملاحظات المهمة حول kerma هي:

(i) يمكن تعريف kerma في أي مادة، لذلك من المهم أن يتم الإعلان عن هذه المادة عند تقديم قيمة kerma.

(ii) يتم تعريف kerma للإشعاع المؤين بشكل غير مباشر indirectly ionizing radiation - الجزيئات غير المشحونة uncharged particles مثل الفوتونات والنيوترونات photons and neutrons - ويرتبط بالخطوة الأولى لنقل الطاقة من هذه الجسيمات إلى المادة transfer of energy from these particles to matter غير المشحونة uncharged particles transmit الطاقة الحركية إلى جسيمات مشحونة ثانوية secondary charged particles .

(iii) لا تنفق الطاقة الحركية المنقولة kinetic energy transferred إلى الجزيئات الثانوية secondary particles بالضرورة في الحجم (dV) حيث تم تحريرها. تعريف kerma مقيد بالطاقة التي تستقبلها الجزيئات الثانوية في لحظة التحرير moment of liberation .

1.3.2.3. مكونات الكرمة Components of kerma

يمكن أن تستهلك spent الطاقة المنقولة energy transferred من الإشعاعات المؤينة بشكل غير مباشر indirectly ionizing radiation إلى الجزيئات المشحونة charged particles بطريقتين: (1) تصادمات تؤدي إلى التأين collisions resulting in ionizations و (2) التحويل إلى الفوتونات conversion to photons. وفقاً لذلك، يمكن تقسيم kerma إلى قسمين:

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (3.7)$$

يرتبط تصادم كيرما (K_{col}) بهذا الجزء من الطاقة الحركية للجزيئات المشحونة الثانوية secondary charged particles التي تنفق في التصادمات spent in collisions، مما يؤدي إلى تأين ionization وإثارة الذرات excitation of atoms في المادة. بالنسبة للكميات المحددة من قبل، يتم الحصول على (kerma) من الاصطدام من القيمة المتوقعة لاصافي الطاقة المنقولة net energy transferred معادلة 3.3:

$$K_{col} = \frac{d\varepsilon_{tr}^{net}}{dm} \quad (3.8)$$

ترتبط الكرما الإشعاعية (K_{rad}) بهذا الجزء portion من الطاقة الحركية الأولية initial kinetic energy للجزيئات المشحونة الثانوية التي يتم تحويلها إلى converted into طاقة فوتون. من الأسهل تعريف (kerma) كالفرق $K_{rad} = K - K_{col}$: تقسيم (kerma) في هذين المكونين two components هو أكثر التعليمية من تصوري more didactic than conceptual. يساعد على فهم العلاقة بين (kerma) والجرعة الممتصة absorbed dose، والتي ستنم معالجتها في القسم التالي.

4.2.3. الكرمة للفوتونات Kerma for photons

1.4.2.3. الكرمة و الفلورة Kerma and fluence

يمكن الحصول على بعض العلاقات المهمة لكرمة للحالة البسيطة simple case لشعاع الفوتون أحادي الطاقة monoenergetic photon beam irradiating matter. أول هذه لديها بالفعل مشتقة في القسم 4.3.2 عند نقطة (P) في الفضاء حيث يوجد فلورة (Φ) من فوتونات الطاقة (hν)، يمكن حساب kerma كمنتج للطاقة الفلورة product of the energy fluence ومعامل نقل طاقة الكتلة mass

energy transfer coefficient (μ_{en}/ρ) للمادة:

$$K = \Phi h\nu \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) = \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \Psi \quad (3.9)$$

وبالمثل، فإن كيرما التصادم للفوتونات collision kerma for photons مرتبط بالفلورة fluence من خلال استخدام معامل امتصاص طاقة الكتلة (μ_{en}/ρ):

$$K_{col} = \Phi h\nu \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad (3.10)$$

أيضاً في القسم 4.3.2، تم اشتقاق علاقة relationship was derived بين امتصاص الطاقة energy absorption ومعاملات نقل الطاقة energy transfer coefficients معادلة 3.1.2. باستخدام هذه المعادلة، فإن العلاقة بين الاصطدام و (kerma) الكلي هي كما يلي:

$$K_{col} = K(1-g) \quad (3.11)$$

حيث (g) هو متوسط جزء average fraction الطاقة المنقولة energy transferred إلى الجسيمات المشحونة charged particles التي تضع أمام الفوتونات lost to photons عندما يتم تباطؤ الجسيمات المشحونة charged particles are slowed down في نفس الوسط same medium التي انطلقت فيه .released.

إذا كان لحزمة الفوتون photon beam طيف من الطاقات spectrum of energies، يمكن تعميم معادلات 9.3 ، 10.3 من خلال الجمع summation أو التكامل integration على مدى طاقات range of energies الطيف المنفصل أو المستمر discrete or continuous spectrum، على التوالي.

بالنسبة للفوتونات الموجودة في نطاق الطاقة التشخيصية diagnostic energy range (≥ 150 keV) التي تتفاعل في مادة منخفضة العدد الذري (Z)، فإن الفروق بين امتصاص الطاقة energy absorption ومعاملات نقل الطاقة energy transfer coefficients ضئيلة للغاية negligible ويمكن ان تهمل، حيث إن جزء طاقة الإلكترون المحول fraction of the electron energy converted إلى أشعة الكبح لأشعة سينية صغير جداً X-rays bremsstrahlung. بالنسبة لهذه الحالات، فإن كيرما kerma المشع لا يكاد يذكر negligible، وكيرما الاصطدام collision kerma تساوي عددياً الكيرما kerma.

2.4.2.3. كيرما والتعرض Kerma and exposure

في الحالة الخاصة special situation للأشعة السينية أو فوتونات أشعة كاما gamma ray photons التي تتفاعل مع الهواء air interacting with، يتم تعريف كمية أخرى another quantity

والتعرض exposure، ويرتبط أيضًا بتصادم (kerma) من خلال تعبير بسيط simple expression. وفقاً لـ (ICRU)، يتم تعريف التعرض (X) على أنه النسبة:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (3.12)$$

كمية (dQ) في المعادلة 12.3 هي القيمة المطلقة absolute value للشحنة الكلية total charge لأيونات إشارة واحدة ions of one sign يتم إنتاجها في الهواء produced in air عندما يتم إيقاف جميع الإلكترونات والبوزيترونات electrons and positrons المحررة liberated بواسطة فوتونات في الهواء من الكتلة (dm) في الهواء. وحدة التعرض unit of exposure في النظام الدولي للوحدات (SI) هي كولوم لكل كيلوغرام (C / kg)، على الرغم من أن الوحدة القديمة (roentgen - R) وهي ليست من وحدات (SI) ولا تزال قيد الاستخدام. التحويل من وحدات (R) إلى (si) هو:

$$1 \text{ R} = 2.580 \times 10^{-4} \text{ C / kg}$$

من التعريف أعلاه، فإن الطاقة المستهلكة energy spent لإنتاج الشحنة produce the charge (dQ) المدرجة في البسط included in the numerator من المعادلة 12.3 يتوافق مع القيمة المتوقعة expectation value لصافي الطاقة المنقولة net energy transferred إلى جزيئات مشحونة charged particles في الهواء ($d\epsilon_{tr}^{net}$) يمكن التعبير عن العلاقة بين هاتين الكميتين من حيث قابلية القياس بالكمية (\bar{W}_{air})، متوسط الطاقة المستهلكة mean energy spent في الهواء الجاف dry air لتشكيل زوج أيون ion pair يتم إعطاء (\bar{W}_{air}) اسطة النسبة:

$$\bar{W}_{air} = \frac{\sum \text{kinetic energies of electrons spent in ionization and excitation}}{\sum \text{ion pairs produced by the secondary electrons in air}} \quad (3.13)$$

من المهم التأكيد emphasize على أن جزء من الطاقة الحركية portion of kinetic energy التي يتم تحويلها converted إلى طاقة الفوتون photon energy وأن الأيونات التي تنتجها فوتونات اشعاع الكبح bremsstrahlung ليست مدرجة في البسط numerator أو المقام denominator المعادلة 13.3.

تم تحديد قيمة (\bar{W}_{air}) المقبولة في الوقت الحاضر accepted nowadays بواسطة (Boutillon) و (Perroche-Roux) في عام 1987 من خلال تحليل مجموعة من القيم التجريبية published experimental values المنشورة لهذه الكمية:

$$\bar{W}_{air} = 33.97 \text{ eV/ion pair} = 33.97 \text{ J/C} \quad (3.14)$$

يمكن الآن الحصول على العلاقة بين كيرما في تصادم الهواء air collision kerma والتعرض (X):

$$(K_{\text{col}})_{\text{air}} = \bar{W}_{\text{air}} X = 33.97X \quad (\text{SI})$$

or

$$(K_{\text{col}})_{\text{air}} = 0.876 \times 10^{-2} X \quad (X \text{ in R, } K \text{ in Gy}) \quad (3.15)$$

5.2.3. Absorbed dose الجرعة الممتصة

تُعرّف الجرعة الممتصة absorbed dose (D)، وهي كمية مادية غير عشوائية physical non-stochastic quantity، بأنها النسبة:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (3.16)$$

حيث ($d\varepsilon$) هي القيمة المتوقعة expectation value للطاقة الممنوحة energy imparted بواسطة أي إشعاعات مؤينة ionizing radiation للمادة المتجمعة matter of mass.

(dm) يتم التعبير عن الجرعة الممتصة absorbed dose is expressed في نفس الوحدات مثل (kerma)، أي جول لكل كيلوغرام (J / kg) أو تدرج الرمادي (Gy).

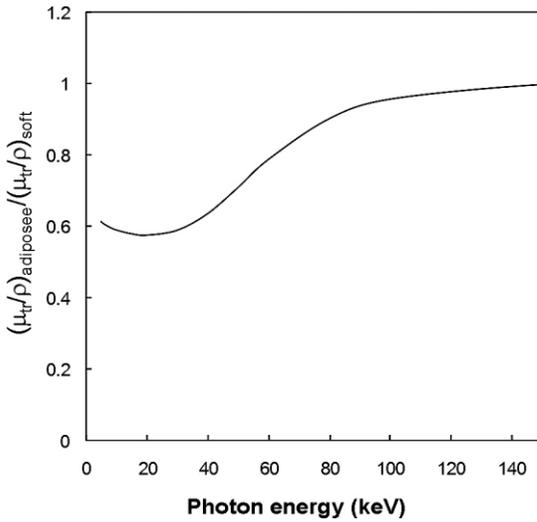
بسبب خاصية اختراق penetrating character الإشعاعات المؤينة ionizing radiation، عندما يتم تشعيع كمية كبيرة large volume is irradiated، يمكن منح الطاقة energy can be imparted إلى هذه المادة في حجم معين specific volume بواسطة الإشعاع الذي يأتي من مناطق أخرى other regions، وأحياناً بعيد جداً very far عن مقدار الاثارة volume of interest. نظراً لأن الجرعة الممتصة تشمل absorbed dose includes جميع المساهمات contributions التي تمنح الطاقة في مقدار الاثارة impart energy in the volume of interest، لا يمكن ربط الجرعة الممتصة absorbed dose وقلورة الإشعاع الساقط fluence of the incident radiation. في الواقع، فإن معرفة تأثير الإشعاع في مقدار الاثارة volume of interest، بما في ذلك الإشعاع المستطار scattered radiation، هو شرط ضروري necessary condition لحساب الجرعة الممتصة calculation of the absorbed dose. سيتم التعامل مع الموقف الخاص الذي يجعل هذا الارتباط ممكناً في القسم 3.3.

6.2.3. Kerma and absorbed dose كيرما والجرعة الممتصة

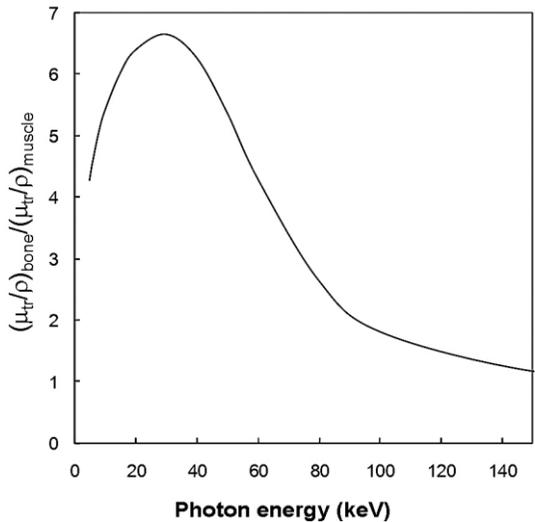
يتم التعبير عن (kerma) والجرعة الممتصة بنفس الوحدات same units، وكلاهما مرتبط بتقدير interaction of radiation with related to the quantification of radiation with هذه المادة. بصرف النظر عن الحقيقة الرئيسية التي تستخدم كيرما لتحديد مجال الإشعاع the matter quantify a radiation field ويتم استخدام الجرعة الممتصة absorbed dose لتحديد آثار الإشعاع quantify the effects of radiation، هناك بعض النقاط الهامة some important points في تعريفاتها definitions التي ينبغي التأكيد عليها should be emphasized. أحد الاختلافات هو دور مقدار

الاثارة بهذه الكميات؛ بالنسبة إلى (kerma)، هو المكان الذي يتم فيه نقل الطاقة energy is transferred من جسيمات غير مشحونة إلى جسيمات مشحونة uncharged to charged particles؛ بالنسبة للجرعة الممتصة، يكون مقدار الاثارة volume of interest، هو حيث يتم إنفاق الطاقة الحركية kinetic energy للجزيئات المشحونة charged particles. على سبيل المثال، بالنسبة إلى (kerma)، يتم تضمين نقل الطاقة energy transfer due فقط بسبب تفاعلات الجسيمات غير المشحونة interactions of uncharged particles داخل الحجم volume is included؛ بالنسبة للجرعة الممتصة، يتم تضمين كل الطاقة المودعة energy deposited في المقدار. وبالتالي، فإن الجسيمات المشحونة التي تدخل charged particles entering في مقدار الاثارة volume of interest تسهم contribute في الجرعة الممتصة، ولكن ليس في كرما. وأيضاً، قد تتركه الجزيئات المشحونة المحررة charged particles liberated بواسطة الفوتون في مقدار الاثارة، مع تحمل جزءاً carrying away part من طاقتها الحركية kinetic energy. يتم تضمين هذه الطاقة في كرما، لكنها لا تسهم contribute في الجرعة الممتصة to the absorbed dose.

تظهر الاختلافات الأكبر بين الجرعة الممتصة absorbed dose والكرما kerma في الواجهات interfaces بين المواد المختلفة، حيث توجد اختلافات differences في كثافة التأيّن ionization density وفي خصائص استقطار (تشتت) المواد scattering properties of the materials.



(A)



(B)

الشكل: 2.3. نسبة معاملات نقل طاقة الكتلة mass energy transfer coefficients لبعض أزواج الأنسجة tissue pairs: (A) الدهنية إلى الأنسجة الرخوة adipose to soft tissue؛ (B) العظام القشرية للعضلات الهيكلية cortical bone to skeletal muscle.

التغيرات في كرما عند الحدود تكون تدريجية boundaries are stepwise (تجسيمها حسب قيم معامل نقل طاقة الكتلة scaled by the values of the mass energy transfer coefficient)، ولكن

التغيرات في الجرعة الممتصة absorbed dose تكون تدريجية gradual، وتمتد extending إلى منطقة ذات أبعاد مماثلة dimensions comparable لنطاقات الجسيمات الثانوية secondary particle ranges. يوضح الشكل 2.3 الرسوم البيانية لنسبة ratio معاملات نقل طاقة الكتلة mass energy transfer coefficients لبعض الأنسجة البيولوجية some biological tissues، والتي تبين أنه بالنسبة للفوتونات ذات الطاقات photons with energies في مجال الأشعة التشخيصية، قد تكون التغيرات في كثرة واضحة للغاية very pronounced عند حدود الأنسجة المختلفة boundary of different tissues، حتى مع الافتراض assumption أن فلورة الفوتون photon fluence ثابت في الواجهة constant at the interface. كما في الحدود تتغير وفقاً لهذه العوامل boundaries changes . according to these factors

ومع ذلك Nonetheless، كما يوضح الجدول 1.3، فإن نطاقات الإلكترونات ranges of electrons التي تحركها الفوتونات motion by photons المستخدمة في الأشعة التشخيصية صغيرة في الأنسجة البيولوجية biological tissues (تم اختيار الماء في هذا الجدول لمحاكاة جميع الأنسجة الرخوة .most of the energies (simulate all the soft tissues)، حيث يقل عن (1 mm) لمعظم الطاقات interface between two tissues في الجسم تقتصر limited على المناطق الصغيرة small regions. للمقارنة،

الجدول: 1.3. مدى الإلكترونات في الماء والعظام range of electrons in water and in bone

Electron energy (keV)	Range in water ^a	Range in compact bone ^a
10	2.52 μm	1.49 μm
20	8.57 μm	5.05 μm
50	43.2 μm	25.3 μm
80	97.7 μm	57.1 μm
100	0.143 mm	0.084 mm
150	0.282 mm	0.164 mm
1000	0.437 cm	0.255 cm

^a قيم التباطؤ المستمر في مدى التقريب التي تم الحصول عليها باستخدام برنامج [1.3].

يوضح الجدول 1.3 أيضاً نطاق إلكترونات range of electrons الطاقة الحركية (1.0 MeV) التي يتم إصدارها بواسطة الفوتونات المستخدمة في العلاج الإشعاعي الخارجي external radiotherapy.

في هذه الحالة، تمتد التغييرات في الجرعة الممتصة changes in absorbed dose إلى مسافة أكبر بكثير much greater distance - بضعة سنتيمترات. هذا وهناك مزيداً من المناقشة في القسم 3.3.

7.2.3. مقاييس الجرعات التشخيصية Diagnostic dosimeters

يوصف الفصل التجريبي للكرما أو الجرعة الممتصة absorbed dose وكميات قياس الجرعات related dosimetric quantities ذات الصلة في الأشعة التشخيصية في الفصل 22 لقياس جرعة المريض patient dosimetry والفصل 24 لأغراض الحماية من الإشعاع radiation protection purposes. وتشمل القياسات اللازمة measurements necessary include: تحديد إنتاج أنبوب الأشعة السينية X-ray tube output؛ قياس الجرعة patient dosimetry للمريض من خلال تحديد حالة الهواء أو مدخل الهواء كرما incident or entrance air kerma، أو إنتاج منطقة كيرما الهواء (KAP) Kerma–Area Product أو جرعات الأعضاء الداخلية internal organ doses؛ والسيطرة على الجرعات للعاملين control of doses to staff خلال رصد المنطقة والمراقبة الفردية area and individual monitoring.

وفقاً لهذا الإجراء according to the procedure، يمكن استخدام مقاييس الجرعات المختلفة various dosimeters. أجهزة قياس الجرعات هي الأجهزة المستخدمة لتحديد determine الجرعة الممتصة أو كرما absorbed dose or kerma، أو معدلاتها الزمنية time rates، بناءً على تقييم evaluation الخاصة الفيزيائية للكاشف detector physical property، والتي تعتمد على الجرعة dose dependent. إلى جانب الكاشف، وهو الجزء الحساس من الأداة sensitive part of the instrument، يتضمن مقياس الجرعات dosimeter includes المكونات الأخرى التي تحول إشارة الكاشف detector signal إلى النتيجة النهائية final result للقياس - الجرعة الممتصة أو قيمة كرما. يتم التعامل مع الخصائص المطلوبة desired characteristics وتفاصيل أداء details of functioning مقاييس الجرعات التشخيصية في الفصل 21.

3.3. توازن الجسيمات المشحونة في قياس الجرعات

CHARGED PARTICLE EQUILIBRIUM IN DOSIMETRY

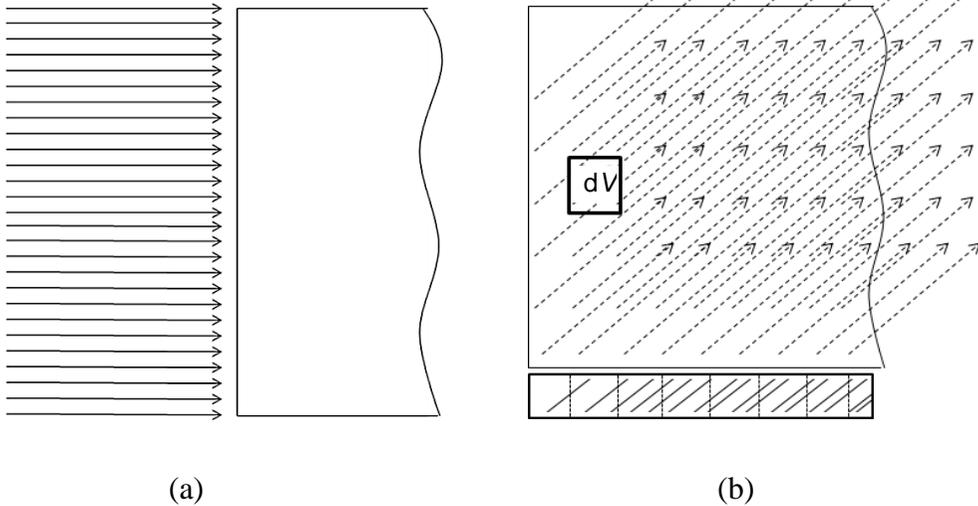
عندما تشع حزمة beam من الجسيمات المؤينة غير المشحونة uncharged ionizing particles مادة متجانسة homogeneous material، يتحول transformed مجال الإشعاع المؤين ionizing radiation field إلى مزيج من الحزمة الساقطة mixture of the incident beam (التوهين بواسطة المادة attenuated by the material)، ينتج إشعاع مستطار scattered radiation produced عن تفاعل الحزمة الساقطة على المادة، وإشعاع الكبح bremsstrahlung radiation. لا يمكن تحقيق وصف دقيق accurate description لمكونات مجال الإشعاع radiation field في وحدة التخزين حيث يتم تحديد الجرعة الممتصة أو كرما باستخدام الطرق التحليلية analytical methods. يمكن تحديد كلتا الكميتين both quantities باستخدام الطرق العددية using numerical methods (مثل محاكاة مونت كارلو

استيفاء بعض الافتراضات certain assumptions are fulfilled إن توازن الجسيمات المشحونة (CPE) experimental means (e.g. Monte Carlo simulation)، أو عن طريق الوسائل التجريبية، شريطة external photon .determination possible . irradiation

1.3.3. توازن الجسيمات المشحونة CPE: Charged Particle Equilibrium

توازن الجسيمات المشحونة (CPE) Charged Particle Equilibrium، تظهر هندسة تشعيع مثالية idealized irradiation geometry في الشكل 3.3 (a). يأتي مجال الإشعاع radiation field، المكون من فوتونات ذات طاقة $(h\nu)$ ، وعادةً ما يقع normally incident على كتلة المواد قيد النظر . from vacuum ، يأتي من اليسار from the left، من الفراغ .

عندما تحدث تفاعلات الفوتونات interactions of photons occur داخل المادة، يتم تحرير الإلكترونات electrons are liberated. افتراض simplicity، للبساطة simplicity، أن كل هذه الجسيمات المشحونة لها نفس الاتجاه charged particles have the same direction، ونفس الطاقة same energy والمسار المستقيم straight track. وتظهر هذه المسارات tracks are shown في الجزء العلوي upper portion من الشكل 3.3 (b)، حيث حجم صغير (dV) ، داخل المواد يظهر أيضا.



الشكل: 3.3. (a) هندسة مادة مشعة *Geometry of a material irradiated* من اليسار باستخدام حزمة أحادية الطاقة *monoenergetic beam* من الفوتونات؛ (b) مسارات الجسيمات المشحونة المحررة *tracks of the charged particles liberated* في المادة. يوضح الجزء السفلي من الشكل أطوال مسار الجسيمات المشحونة *path lengths of the charged particles*.

ضع في اعتبارك ما يحدث happens عندما يتحرك موضع الحجم (dV) في اتجاه موازٍ للحزمة الواردة direction parallel to the incoming beam. عدد مسارات الإلكترونات number of electron tracks التي تعبر (dV) صغير بالقرب من سطح المادة small near the surface of the material، ولكنه يزداد increases كلما تحرك الحجم moves إلى عمق أكبر greater depth، لأن المزيد من الإلكترونات more electrons يتم تحريرها liberated بواسطة تفاعلات الفوتون photon interactions. ويصور depicted هذا في الرسم البياني diagram في الجزء السفلي bottom من الشكل 3.3 (b)، حيث تمثل كل خلية each cell represents حجم (dV) في عمق مختلف different depth داخل المادة inside the material. نظرًا لأن مسارات الإلكترونات electron paths لها أطوال محددة finite lengths في المادة (وفقًا لنطاقاتها given by their ranges)، يصل عدد المسارات number of tracks إلى الحد الأقصى maximum في موضع معين من (dV)، ويبدأ أخيرًا eventually في الانخفاض decrease، حيث يتم توهين الشعاع beam is attenuated للحصول على أعماق أكبر greater depths.

يمكن اعتبار طول المسار الكلي total path length للجزيئات المشحونة charged particles في كل وحدة تخزين each volume بمثابة representing عدد الأيونات التي تحدث في الحجم في the volume. في هذه الحالة المثالية، ستختلف القيمة المتوقعة للتأين الناتج ionization produced في الحجم (dV) مع العمق with depth، كما هو موضح في الشكل 3.4 (a) للحالة المبسطة simplified case التي لا يتغير فيها الفوتون مع العمق photon fluence does not vary with depth.

حالة التأين المستمر constant ionization المبين في الشكل 4.3 (a) يطلق على توازن الجسيمات المشحونة CPE لأنه في هذه الحالة، تكون الجزيئات المشحونة charged particles التي يتم تحريرها في الحجم (dV) وتترك الحجم متوازنة leave the volume are balanced، من حيث العدد والطاقة number and energy، بواسطة جسيمات تم تحريرها في مكان آخر liberated elsewhere، والتي تدخل في الحجم (dV).

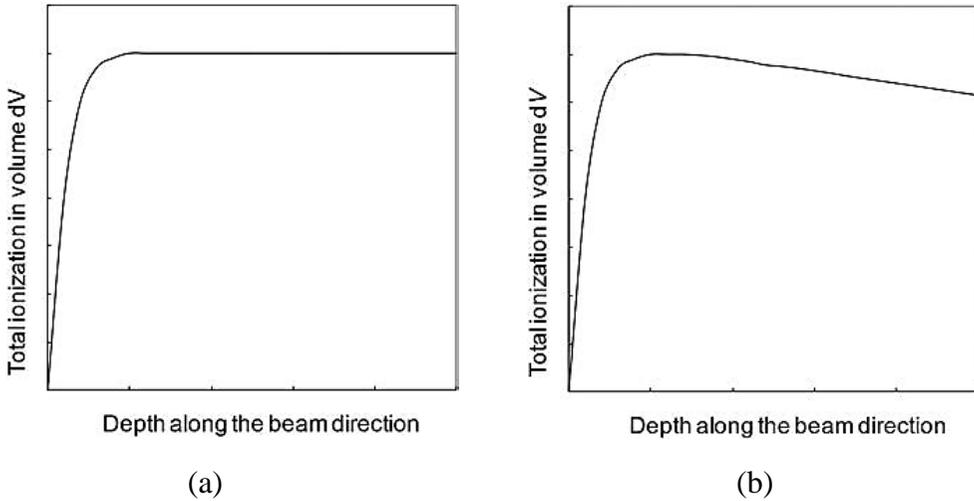
يوضح الشكل 4.3 (b) الموقف الأكثر واقعية more realistic situation حيث لا يمكن إهمال neglected توهين شعاع الفوتون attenuation of the photon beam cannot مع العمق. نتيجة لذلك consequence، فإن القيمة المتوقعة expectation value للتأين الكلي في الحجم (dV) تزداد مبدئيًا increases initially، ثم تتخفف ببطء decreases slowly مع زيادة العمق increasing depth في الوسط. وتسمى هذه الحالة، في أعماق تتجاوز أقصى التأين depths beyond the maximum of ionization، توازن الجسيمات المشحونة العابرة transient charged particle equilibrium. العمق الذي يتم فيه الوصول إلى CPE، أو الوصول إلى التأين الأقصى maximum ionization is reached، يكون في حدود نطاق الجسيمات المشحونة charged particle range في المادة.

كلاً من الرسوم البيانية في الشكل 4.3 افترض أن التأين على سطح المادة هو صفر ionization at the surface of the material is zero. في الواقع، في حالة أكثر واقعية، حتى على السطح، يجب أن تؤخذ مساهمة الإشعاع المستطار contribution of scattered radiation في الاعتبار، مما يؤدي إلى

تأين غير صفري non-zero ionization على السطح. أيضًا، إذا كانت طاقات الفوتون مقصورة photon energies are restricted على نطاق طاقة الأشعة radiology energy range، فقد وجد أن التأين الأقصى maximum ionization قريب جدًا من سطح very near to the surface المادة المشعة irradiated material. هناك سببان رئيسيان لذلك:

(1) للإلكترونات الثانوية secondary electrons نطاق صغير في الأنسجة البيولوجية small range in biological tissues ترد الأمثلة في الجدول 1.3 وفي المواد الصلبة solid materials تنبعث من النظائر المشعة isotropically emitted تقريبًا.

(2) الاستطارة الغير مترابطة (غير متشاكه) incoherent scattering لفوتونات منخفضة الطاقة low energy photons الفوتونات المستطارة بالقرب من الاتجاه الأمامي forward direction انظر معادلة 7.2 ، 21.2 والشكل 6.2.



الشكل: 4.3. التأين الكلي داخل الحجم (dV) كوظيفة لعمق الحجم في المادة، مع الافتراضات التالية: (a) أن يكون فوتون الفلورة ثابتًا $the\ photon\ fluence\ is\ constant$ ؛ (b) يتم توهين شعاع الفوتون لأنه يعبر المادة $the\ photon\ beam\ is\ attenuated\ as\ it\ traverses\ the\ material$.

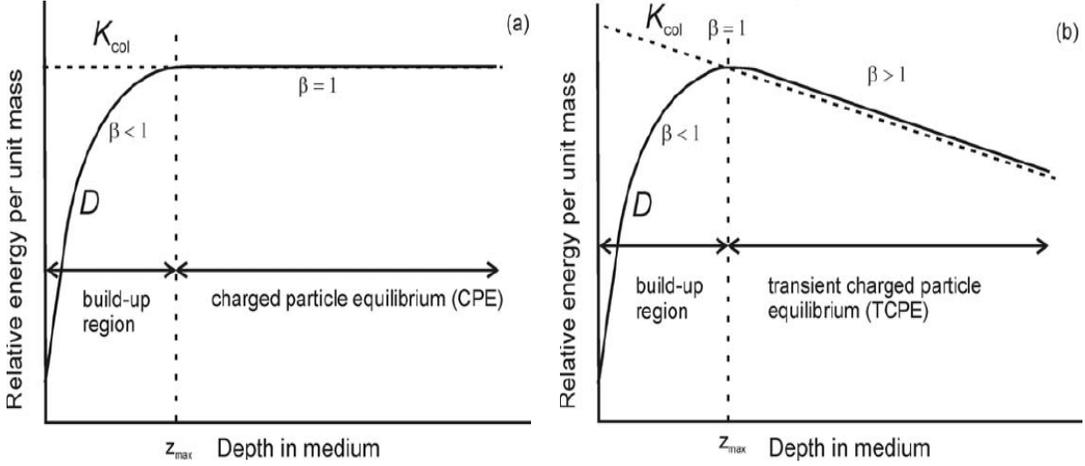
2.3.3. العلاقات بين الجرعة الممتصة وكرما التصادم والتعرض تحت CPE

Relationships between absorbed dose, collision kerma and exposure under CPE

شعاع الفوتون المبين في الشكل 3.3 (a)، يتم الحصول على كيرما kerma و kerma الاصطدام عند مدخل المادة بسهولة باستخدام المعادلتين 8.3 و 9.3. نظرًا لأن المادة متجانسة material is homogeneous، فإن قيم تصادم كرما داخل المادة تتفاوت وفقًا للفلورة الساقطة material vary in proportion to the incident fluence. عندما يكون عدد التفاعلات number of interactions صغيرًا جدًا so small بحيث يمكن اعتبار الفلورة ثابتًا داخل الوسيط that the fluence may be

فيزياء الأشعة التشخيصية

5.3 (a). considered constant inside the medium, فسيكون تباين (K_{col}) بعمق مطابقاً للشكل 5.3 (a). عادة، ومع ذلك، فإنه يتم اعتبار أن الفلورة fluence تتناقص باطراد مع عمق المادة decreases exponentially with depth in the material، مع سلوك مماثل لـ (K_{col}) ، كما هو مبين في الشكل 5.3 (b).



الشكل: 5.3. تصادم كرما *Collision kerma* والجرعة الممتصة *absorbed dose* كدالة للعمق في وسط، مشع *irradiated* بواسطة شعاع فوتون عالي الطاقة *high energy photon beam* (انظر المرجع. [2.3]).

فيما يتعلق as far as بالجرعة الممتصة *absorbed dose*، فإن الحسابات calculations ليست بهذه البساطة. أولاً وقبل كل شيء، نظرًا لأن الجرعة الممتصة (D)، تعتمد على ترسب الطاقة deposition of energy بواسطة جزيئات مشحونة *charged particles*، فهي أصغر smaller على سطح المادة at the surface of the material من داخلها inside it. عند حدوث تفاعلات الفوتون photon interactions occur، يتم تحرير الإلكترونات *electrons are liberated*، مما يساهم contributing في نمو الطاقة المنقولة *growth of the energy imparted*، وفقاً according لنمو التأين في المادة ionization in the material، كما هو موضح في الشكل 4.3 وبالتالي، هناك منطقة تراكم buildup region للجرعة، على أعماق صغيرة small depths في الوسط medium، كما هو مبين في الشكل 5.3 منطقة التراكم لها أبعاد (z_{max}) مشابهة similar لنطاق الجسيمات المشحونة range of the *charged particles* في الوسط. بالنسبة للفوتونات ذات الطاقة العالية *high energy photons*، يمكن أن تمتد هذه المنطقة region can extend إلى (1cm أو 2cm)، وهذا التأثير مسؤول effect is responsible عن التأثير المعروف known effect لإستثناء الجلد skin sparing في العلاج الإشعاعي الخارجي external radiotherapy. بالنسبة لحزم beams الفوتون التشخيصية، تكون الطاقات أقل energies are lower، وطاقات الإلكترون أصغر electron ranges are too small من أن تنتج هذا التأثير produce this effect: يتم الوصول إلى الجرعة القصوى maximum dose is reached داخل الجلد.

عندما تصل reaches الجرعة الممتصة إلى الحد الأقصى للقيمة maximum value، بافتراض assuming أن جميع الفوتونات الإشعاعية radiative photons التي يتم إنتاجها produced في المتوسط تفلت من الحجم escape from the volume، فهناك مصادفة coincidence في قيمتها value وكرما الاصطدام collision kerma، حيث يتحقق توازن الجسيمات المشحونة CPE الحقيقي true. خارج المنطقة التراكمية buildup region، بافتراض أن التغييرات في فلورة الفوتون photon fluence صغيرة، كما في الشكل 5.3 (a)، وحجم الاثارة volume of interest له أبعاد صغيرة small dimensions مقارنة بمدى الإلكترون electron range، مما يؤدي إلى (CPE) حقيقي true، تبقى العلاقة بين الجرعة الممتصة absorbed dose وكرما التصادم collision kerma :

$$D^{CPE} = K_{col} = \Phi h\nu \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad (3.17)$$

ظروف مثل تلك التي تظهر في الشكل 5.3 (a)، في توازن equilibrium الجسيمات العابرة المشحونة (الجسيمات المشحونة القصيرة) transient charged particle، حيث يكون توهين attenuation شعاع الفوتون photon beam غير مهم not negligible، لا يوجد صدفة عددية بين قيم كيرما الاصطدام والجرعة الممتصة. ما بعد beyond الجرعة القصوى، تكون الجرعة الممتصة أكبر من كيرما الاصطدام، حيث أن الطاقة المنقولة energy imparted هي نتيجة لشحنات تحررها charges liberated فلورة الفوتون photon fluences أكبر قليلاً slightly greater than من الفلورة fluence في حجم الاثارة volume of interest. نظرًا لوجود نسبة ثابتة تقريبًا practically a constant ratio بين هذه الكميات، من المعتاد أن تكتب:

$$D = \beta K_{col} \quad (3.18)$$

عادة ، يمكن استخدام التقريب ($\beta \approx 1$) للأشعة التشخيصية والمواد منخفضة العدد الذري (Z).

3.3.3. الشروط التي تمكن CPE أو تسبب فشلها

Conditions that enable CPE or cause its failure

لا ينبغي تفسير تبسيط simplification الموقف الكلي الموضح أعلاه على أنه الشرط الوحيد only condition الذي يمكن أن يؤدي إلى توازن حقيقي true equilibrium للجزيئات المشحونة charged particles في الوسط medium. الشروط الضرورية والكافية التي تضمن (CPE) هي:

- i. الوسط متجانس medium is homogeneous في كل من التركيب الذري atomic composition وكثافة الكتلة mass density .
- ii. مجال الفوتون photon field متجانس homogeneous في الحجم المقدر volume . considered

الشرط الأول first condition يتجنب التغييرات avoids changes في توزيع الجسيمات المشحونة charged particle distribution في المادة بسبب التغييرات في خصائص الاستطارة والامتصاص in scattering and absorption properties. تجانس الكثافة homogeneity in density ليس بنفس أهمية الثبات في التركيب constancy in composition، وفقاً لنظرية الفانو Fano theorem انظر القسم 2.4.3. يتطلب الشرط الثاني second condition ألا تكون أبعاد حجم الاثارة كبيرة جداً interest are not very large، مقارنةً compared بمتوسط المسار الحر mean free path ($1/\mu$) للفوتونات photons .

فيما يلي بعض الأمثلة عن المواقف العملية حيث يوجد فشل في الظروف a failure in the conditions ، مما يعني أنه لا يمكن تحقيق (CPE)، وهي:

i. تباعد الشعاع الكبير large beam divergence، كما هو الحال مع الإشعاعات القريبة irradiations close من مصدر الإشعاع radiation source .

ii. القرب من حدود المادة Proximity of boundaries of the material وأي وسيلة أخرى.

4.3. نظرية التجويف CAVITY THEORY

يتطلب تحديد الجرعة الممتصة في وسط ممتد extended medium عمومًا استخدام كاشف use of a detector داخل الوسيط inside the medium. نظرًا لأن الحجم الحساس sensitive volume same لجهاز قياس الجرعات dosimeter is، بشكل عام، ليس مصنوعًا من نفس المادة material مثل الوسط، فإن وجوده يمثل توفيقًا discontinuity. يطلق عليه "تجويف" cavity، لأنه تم تطوير الأساس المبكر early basis of dosimetry لقياس الجرعات للكشف عن الغازية gaseous detectors. في الوقت الحاضر nowadays، تم توسيع المفهوم ليشمل concept has been extended أجهزة الكشف السائلة والصلبة liquid and solid detectors، ولكن يتم الاحتفاظ بالاستخدام التقليدي للحروف (w و g) كرمز symbolize للتجويف والوسط cavity and the medium، على التوالي، حيث أنهما يأتيان من الغاز والجارار gas and the wall التي تشكل غرفة التأين ionization chamber. تتمثل الاهتمامات الرئيسية main interests لنظرية التجويف cavity theory في دراسة تعديلات modifications توزيع الشحنة charge والإشعاع radiation التي ينتجها التجويف في الوسط medium by the cavity، وإقامة علاقات establish relations بين الجرعة في الحجم الحساس dose in the sensitive volume لقياس الجرعة dosimeter والجرعة في الوسط dose in the medium. فيما يلي وصف موجز للأسس foundations والنتائج الرئيسية main results لنظرية التجويف cavity theory للإشعاع الخارجي external irradiation مع الفوتونات والتطبيقات الخاصة بالأشعة التشخيصية.

1.4.3. نظرية تجويف براغ جراي Bragg–Gray cavity theory

يمكن أن يكون حجم التجويف cavity صغيراً small أو كبيراً large أو متوسطاً intermediate مقارنة compared بنطاق الجزيئات المشحونة range of the charged particles في التجويف. تتناول نظرية براغ جراي Bragg–Gray تجاويف صغيرة small cavities. براغ جراي (W.H. Bragg) (began) بدأ في تطوير النظرية في عام 1910، لكنها كانت (L.H. Gray)، خلال عمله الدكتوراه، أشرف على براغ، الذي شكل النظرية الأساسية. والافتراضان الرئيسيان main assumptions لهذه النظرية هما:

(a) أبعاد التجويف cavity dimensions صغيرة جداً مقارنة بنطاق small compared with the range الجسيمات المشحونة charged particles بداخلها بحيث لا يتأثر وجود الجسيمات المشحونة داخل التجويف inside the cavity بوجود التجويف presence of the cavity.

(b) لا توجد تفاعلات no interactions بين الجسيمات غير المشحونة في التجويف uncharged particles in the cavity، وبالتالي فإن الجرعة الممتصة المرسبة absorbed dose deposited في التجويف cavity ترجع إلى الجسيمات المشحونة due to the charged particles التي تعبر التجويف cross the cavity.

الافتراض الأول first assumption يساوي equivalent الشرط requirement الذي يقضي بأن تساوي الجسيمات الفلوية المشحونة fluence of charged particles في التجويف مساوية لتلك الموجودة في الوسط (w)، التي تحيط به surrounds it، والافتراض الثاني second assumption يعني عدم وجود جسيم مشحون no charged particle يبدأ أو ينهي مداها في التجويف starts or finishes its range in the cavity.

في ظل هذه الظروف، فإن نسبة الجرعة الممتصة ratio of absorbed dose في المتوسط (w)، المحيطة بالتجويف surrounding the cavity (D_w)، إلى ذلك في التجويف g، in the cavity (D_g)، تُعطى بنسبة تكاملات قوة وقف التصادم collision stopping powers للإلكترونات في كلا الوسطين electrons in both media، موزونة بنفس فلورة الإلكترونون same electron fluence – تأثير توزيع طاقة fluence energy distribution للإلكترونات في الوسط (dΦ / dT)_w :

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{\int_{T_{\min}}^{T_{\max}} \left(\frac{d\Phi}{dT} \right)_w \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,w} dT}{\int_{T_{\min}}^{T_{\max}} \left(\frac{d\Phi}{dT} \right)_w \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,g} dT} = \bar{S}_g^w \quad (3.19)$$

البسط numerator والمقام denominator في المعادلة 19.3 هي تعميمات generalizations معادلة 20.3، الذي يتعلق بالجرعة الممتصة (D) relates absorbed dose، بقوة إيقاف التصادم irradiation with a collision stopping power (dT / ρdx)_{c,T}، للتشعيع مع وجود الفلورة (Φ) fluence من الإلكترونات أحادية الطاقة monoenergetic electrons :

$$D = \left(\frac{dT}{\rho dx} \right)_{c,T} \Phi \quad (3.20)$$

للموسط ومواد التجويف medium and the cavity materials، معادلة 19.3 يفترض أن هناك توزيع distribution لطاقت الإلكترونات داخل التجويف energies of electrons inside the cavity، وهو ما يساوي ذلك في الخارج equal to that outside. يحتوي الرمز (\bar{S}_g^w) على الشريط المزدوج double bar للإشارة إلى أن هذه النسبة من المتوسط ratio of average قوى التوقف stopping powers considers كلاً من المتوسط فوق طيف الإلكترون photon generated electron spectrum المتولد عن الفوتون والتغيرات في هذا الطيف spectrum changes in this spectrum بسبب الفقد المستمر continuous loss للطاقة الحركية في المواد kinetic energy in the materials.

2.4.3. نظرية فانو The Fano theorem

تتحقق الظروف conditions required التي تتطلبها نظرية براغ – جراي Bragg–Gray theory بشكل أفضل accomplished إذا كان تكوين التجويف مشابهاً cavity is similar لتكوين الوسط medium، أي إذا كان لكل من التجويف والوسط medium أعداد ذرية مماثلة similar atomic numbers. وقد لوحظ observed ذلك في تجارب تجاويف filled with different gas compositions، وفي عام 1954، أثبت فانو النظرية التالية:

"في وسط بتكوين معين يتعرض لحقل موحد للإشعاع الأولي، يكون مجال الإشعاع الثانوي أيضاً موحدًا ومستقلًا عن كثافة الوسط، وكذلك عن تغيرات الكثافة من نقطة إلى أخرى".

"in a medium of given composition exposed to a uniform field of primary radiation the field of secondary radiation is also uniform and independent of the density of the medium, as well as of the density variations from point to point."

نظرية الفانو مهمة important لأنها تخفف relaxes من المتطلبات المتعلقة بحجم التجويف requirements on the size of the cavity، والتي يصعب الوفاء بها، على سبيل المثال، عندما تكون حزمة الفوتون منخفضة الطاقة photon beam is of low energy. ومع ذلك، تجدر الإشارة إلى أن النظرية صالحة فقط للوسائط اللانهائية theorem is valid only for infinite media وفي الظروف التي تكون فيها قدرة التوقف stopping power مستقلة عن الكثافة independent of density.

3.4.3. أحجام تجويف أخرى Other cavity sizes

ضع في اعتبارك الآن المادة المحيطة بالتجويف material surrounding the cavity (w)، وهي

كبيرة بما يكفي large enough لضمان (CPE) في كامل حجمها تقريبًا almost its entire volume باستثناء excluding جزء صغير جدًا بالقرب من الحدود very small portion near the boundaries لكن لا يزعج does not disturb فلورة الفوتون photon fluence في الوسط حيث يتم غمره immersed.

منطقة الوسطة (m) medium التي تحيط (w) surrounds هي أيضا تحت ظروف (CPE) في ظل هذه الظروف under these conditions، ترتبط الجرعة للمادة (w) والجرعة إلى الوسط (m) بالتعبير by the expression :

$$\frac{D_m}{D_w} = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_m}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_w} \quad (3.21)$$

المعادلة 21.3 هي نسبة بسيطة simple ratio لمعاملات امتصاص طاقة الكتلة mass energy absorption coefficients، وهناك ثلاثة شروط ضمنية three conditions are implicit :

- i. هناك (CPE) في كل الاوساط both media .
- ii. شعاع الفوتون أحادي الطاقة the photon beam is monoenergetic
- iii. إن تأثير الفوتون هو نفسه لكلا الوسطين the photon fluence is the same for both media

إذا لم تكن التراكيب compositions الأولية للعنصر (m و w) متشابهة similar، يمكن أن يؤدي التشتت الخلفي (الاستطارة الخلفية) backscattering للفوتونات عند الحدود إلى تغيير تأثير الفوتون بشكل كبير change the photon fluence significantly، بغض النظر عن أبعاد (w) لطيف من الفوتونات spectrum of photons تشعيع كل المواد irradiating both materials، المعادلة 21.3 يمكن دمجها integrated على طيف طاقة الفوتون photon energy spectrum، مع إعطاء:

$$\frac{D_m}{D_w} = \frac{\int_0^{h\nu_{\max}} \left(\frac{d\Phi}{dh\nu}\right)_m \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_m h\nu d(h\nu)}{\int_0^{h\nu_{\max}} \left(\frac{d\Phi}{dh\nu}\right)_w \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_w h\nu d(h\nu)} \equiv \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_m^m \quad (3.22)$$

في هذه المعادلة، $\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_w^m$ هو متوسط نسبة average ratio معاملات طاقة الإمتصاص الكتلة mass absorption energy coefficients، والتي تأخذ في الاعتبار طيف الفوتون photon spectrum الذي يشع بالتساوي لكل المواد irradiates equally both material (w)، يعتبر تجويف كبير large cavity و (m).

عادة ما يتم التعامل مع التجاويف ذات الأحجام المتوسطة cavities with intermediate sizes

بواسطة نظرية تجويف بيرلين (Burlin)، على افتراض أن التجويف والوسط cavity and the medium في (CPE) وأن التراكيب الأولية elemental compositions لكل منهما متشابهة. لن يتم تطوير النظرية هنا developed here ، ولكن تعبير بيرلين (Burlin's) يرد في المعادلة 23.3، حيث تفترض المعلمة parameter (d) القيم بين (0 و 1)، وفقاً لأبعاد التجويف ($d \rightarrow 1$) هي للتجويفات الصغيرة small cavities و ($d \rightarrow 0$) للتجويفات الكبيرة large .

3.5. قياس الجرعات العملية في غرف الأيونات

PRACTICAL DOSIMETRY WITH ION CHAMBERS

كثيراً frequently ما تستخدم غرف التأين ionization chambers في الأشعة التشخيصية. وعادة ما يتم بناؤها مع جدار built with a wall يعمل بمثابة تجويف كبير large cavity. إلى جانب besides احتوائه على الغاز containing the gas، فإن لها سماكة has a thickness كافية لضمان (CPE) في الجدار. إذا كان التركيب الأولي لهذا الجدار the elemental composition of this wall (w) يشبه تكوين الوسط (m)، حيث يجب قياس الجرعة dose is to be measured، وهناك أيضاً (CPE) في الوسط، فمن الممكن ربط possible to relate الجرعة في الوسط dose in the medium بالجرعة في الجدار to the dose in the wall باستخدام المعادلة 21.3 أو معادلة 22.3. من ناحية أخرى، يتم تشييع الغاز الموجود داخل حجرة الأيونات gas inside the ion chamber بشكل أساسي من خلال الجسيمات المشحونة المنبعثة charged particles released في الجدار والتي تعبر حجم الغاز cross the gas volume وفقاً للظروف براغ-جراي bragg-gray conditions. بهذه الطريقة، يمكن الحصول على الجرعة إلى المادة dose to the material التي يتم إدخال الغرفة بها من خلال المعادلة 24.3، والذي يجمع بين معادلات 19.3 , 22.3.

$$D_m = D_g \bar{S}_g^w \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_w^m \quad (3.24)$$

بدلاً من الجرعة إلى الغاز، إذا كانت الشحنة المنتجة في الغاز (Q) وكتلة الغاز (m_g) معروفة، معادلة 23.3 ويخفض إلى:

$$D_m = \frac{Q}{m_g} \bar{W}_g \bar{S}_g^w \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_w^m \quad (3.25)$$

حيث (\bar{W}_g) هي متوسط الطاقة المستهلكة mean energy spent في الغاز لتشكيل زوج أيوني ion pair، كما هو بالفعل وصف للهواء في المعادلة 13.3.

يحدث موقف مفيد (شائع) (and common) بشكل خاص عندما يتكون جدار الغرفة wall of the chamber مصنوع من مادة made of a material لها نفس التركيب الذري same atomic composition مثل التجويف cavity، بحيث تعتبر considered الجرعة التي يتم إجراؤها في التجويف

والجرعة على الجدار متساوية equal. في ظل هذه الظروف circumstances، يتم تبسيط معادلات 24.3،
25.3، وبالتبسيط تتحول إلى : are simplified, reducing to

$$D_m = D_g \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_g^m \quad \text{for chambers with gas equivalent wall} \quad (3.26)$$

$$D_m = \frac{Q}{m_g} \bar{W}_g \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_g^m \quad \text{for chambers with gas equivalent wall} \quad (3.27)$$

استخدام معادلات 3.24-3.27 في الممارسة العملية ليست بديهية in practice is not trivial، لأن
أطياف الفوتونات والإلكترونات spectra of photons and electrons غير معروفة بشكل عام not
known in general، ولم يتم جمع الشحنة بالكامل charge is not completely collected. ومع ذلك،
يتم ذلك للغرف القياسية المستخدمة standard chambers used لمعايرة الأدوات calibration of the
instruments المستخدمة في الأشعة التشخيصية، وتطبيق عوامل التصحيح applying correction
factors لجمع الشحنة غير مكتملة incomplete charge collection وعدم تطابق التركيبات الذرية
mismatch of atomic compositions. تتم مقارنة غرفة قياسية standard chamber is compared
بالأداة المراد معايرتها instrument to be calibrated، مما يؤدي إلى تشجيع كل irradiating both من
الحزم الفوتونية المتميزة characterized photon beams، مع الصفات المماثلة للحزم السريرية with
. qualities comparable to the clinical beams

REFERENCES

- [3.1] NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY, ESTAR: Stopping Power and Range Tables for Electrons, <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/ESTAR.html> (accessed on 28 August 2012).
- [3.2] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, A Syllabus for the Education and Training of RTTS, Training Course Series no. 25, IAEA, Vienna (2005).

BIBLIOGRAPHY

- ATTIX, F.H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, John Wiley & Sons, New York (1986).
- GREENING, J.R., Fundamentals of Radiation Dosimetry, Adam Hilger Ltd, Bristol (1981).
- international atomic energy agency, dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice, technical reports series no. 457, iaea, vienna (2007).
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Oncology Physics: a handbook for Teachers and Students, IAEA Vienna (2005).
- INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Patient Dosimetry for X Rays used in Medical Imaging, ICRU Rep. 74, ICRU, Bethesda, MD (2005).
- JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J.R., The Physics of Radiology, Charles C. Thomas, Springfield, IL (1985).