

Práctica de medición de dosis imagenológica en Tomografía con herramientas de Radioterapia



ISSN 1870-9095

Herrera H.¹, Reyes U.¹, Martínez-Velis I.¹, Estrada R. F.²

¹Unidad de Radiooncología, Centro Estatal de Cancerología de Durango, Calle 5 de Febrero y Norman Fuentes. Zona Centro, CP 34000, Victoria de Durango, México

²Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada, Unidad Legaria del Instituto Politécnico Nacional Y Dirección General de Estudios Tecnológicos, Industrial y sw Servicios, Plantel 148. Victoria de Durango, México

E-mail: ramgih@yahoo.com

(Recibido el 4 de abril de 2023, aceptado el 30 de julio de 2023)

Resumen

El entrenamiento de Físicos Médicos Clínicos Calificados debe incluir teoría y práctica según lo dictan las recomendaciones del Organismo Internacional de Energía Atómica. Dentro de las prácticas debe incluirse la dosimetría siguiendo los protocolos internacionales. En este trabajo se describe una práctica dosimétrica bajo la modificación de un protocolo para utilizar las herramientas del departamento de Radioterapia sin necesidad de invertir en nuevo equipamiento. La práctica consiste en obtener un coeficiente de caracterización de dosis para un simulador tomográfico y verificar el procedimiento aplicando el mismo protocolo a un sistema de tomografía con megavoltaje. Este ejercicio forma parte del Programa de Entrenamiento Clínico de nuestra institución y permitirá desarrollar habilidades en el uso de los equipos de medición en condiciones no consideradas originalmente. También promoverá la discusión de los principios físicos que rigen la calibración dosimétrica.

Palabras clave: Simulación tomográfica, dosimetría, Tomoterapia, práctica de entrenamiento clínico.

Abstract

Qualified Clinical Medical Physicists training should include theory and practice according to the International Atomic Energy Agency recommendations. Dosimetry practice following international protocols is a must. In this paper we describe a dosimetry practice under the modification of a protocol intending to use the Radiotherapy tools without the need to invest in new equipment. The practice consists of the obtention of a dose characterization coefficient for a tomographic simulator and later verify the procedure by applying it to a megavoltage tomography system. This exercise is part of the Clinical Training Programme of our institution and it will allow for skills development in dosimetric measurement equipment in conditions not considered before. It will also promote discussion on the subject of physics principles that rule dosimetric calibration.

Keywords: Tomographic simulation, dosimetry, TomoTherapy, clinical training practice.

I. INTRODUCCIÓN

El Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y la Asociación Latinoamericana de Física Médica (ALFIM) han publicado guías para la educación académica y entrenamiento clínico de los físicos médicos donde se proporcionan sugerencias sobre las actividades a realizar durante el entrenamiento clínico, y las competencias que el físico médico en entrenamiento clínico debe alcanzar [1, 2]. Debe ser entendido que la seguridad, calidad y eficiencia de las prácticas médicas con radiaciones ionizantes dependen de los Físicos Clínicamente Calificados (FCCs) que desempeñan su trabajo en el entorno clínico.

En nuestra institución se pretende ofrecer un programa de entrenamiento clínico en Radioterapia dirigido a Físicos Médicos, durante el cual se ejecutarán diferentes prácticas

dosimétricas. Entre ellas se encuentra la aplicación de protocolos para el aseguramiento de la calidad imagenológica en Radioterapia. Los sistemas imagenológicos instalados son: el sistema de simulación por tomografía que permite la obtención de las imágenes de planeación de tratamientos (kVCT) y un sistema de obtención de imágenes tomográficas de verificación integrado al acelerador lineal TomoTherapy HDA (MVCT).

El objetivo de la práctica descrita en este trabajo es la medición de dosis imagenológicas de los sistemas de imágenes especificados utilizando una modificación del procedimiento propuesto en el reporte de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) TG 200, adaptándolo a nuestras condiciones [3]. Debido a que no se cuenta con cámaras de ionización específicas para la dosimetría de bajas energías se utilizan las cámaras propias

del servicio de Radioterapia. Como verificación del método aplicado en el simulador kVCT, se aplica el mismo protocolo al sistema MVCT y se compara con las mediciones realizadas en el TomoTherapy realizadas según las pruebas de determinación de dosis de imagen recomendadas por el fabricante [4, 5].

La práctica permitirá desarrollar habilidades en el uso de los equipos de medición de dosis con que se cuenta en la institución, aplicar protocolos de dosimetría en condiciones fuera de las consideradas originalmente en su redacción y motivar la discusión de los principios físicos que rigen la calibración dosimétrica.

II. MATERIALES Y MÉTODO

El maniquí a utilizar es el TomoPhantom (“cheese phantom”), sus dimensiones son: 30cm de diámetro y 18cm de espesor. Densidad igual a $1.047 \pm 0.01 \text{ g/cm}^3$ (virtual water) y densidad electrónica de 1.013. Posee orificios para insertar la cámara de ionización Exradin A1SL a diferentes profundidades; en un semicilindro van desde 1cm hasta 14cm y en el otro, desde 0.5cm hasta 14.5cm con 1cm de espaciado. Cuando el orificio no es ocupado por la cámara, se introducen insertos del mismo material que el maniquí (figura 1).

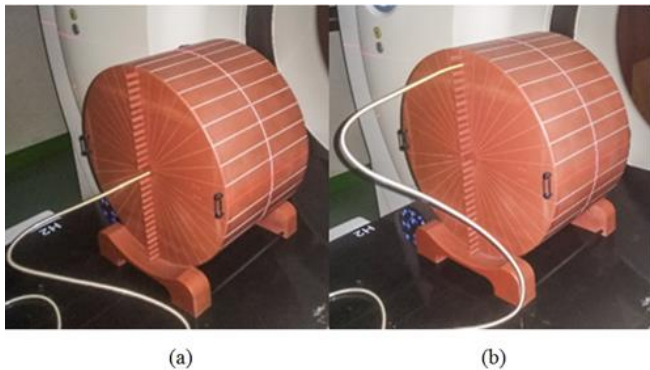


FIGURA 1. Colocación del maniquí TomoPhantom y la cámara de ionización para las mediciones a) central y b) periférica.

La cámara de ionización se utiliza en conjunto con el TomoElectrometer con un factor de calibración único. El sistema de adquisición de datos TomoTherapy ElectroMeter Measurement System, TomoTherapy DoseKit 1.0.0202, SDAP_TEMS 1.0.0.79 (TEMS).

El tomógrafo utilizado es un Siemens SOMATOM Definition AS de 20 cortes (CT) y el sistema de imagen tomográfica con megavoltaje del TomoTherapy HDA (MVCT).

Se sigue el procedimiento recomendado en AAPM TG 200 como método de un único escaneo.

Debido a las diferencias entre el diseño del TomoPhantom y maniquí recomendado en AAPM TG 200, se considera utilizar la referencia de posición central en la posición más cercana al centro del maniquí, es decir 0.5cm. De igual manera, la referencia de posición periférica utilizada es la de 13cm (contra 13.34cm).

El criterio establecido en el protocolo para la selección del pitch es:

$$p \leq l/2nT. \quad (1)$$

Donde l es la longitud de colección de la cámara de ionización, nT es la colimación del sistema de detección.

Teniendo en cuenta que la cámara de ionización A1SL no cumple este criterio por ser muy pequeña ($l=4.4\text{mm}$), se utilizó el pitch más pequeño que puede ofrecer el kVCT, $p=0.35$. También por esta razón, se modificaron las lecturas por un factor equivalente al inverso del número de veces que la longitud de colección de la cámara se encuentra dentro de la colimación escogida y se normaliza con el pitch, quedando el factor de modificación (f_m):

$$f_m = l/pnT. \quad (2)$$

Para determinar la influencia de la selección del pitch, se pueden utilizar otros valores. También se pueden variar el kilovoltaje, los miliamperes-segundo y el tamaño de corte.

En cada escaneo en el kVCT se debe registrar el valor del Índice de dosis en Tomografía Computarizada ($CTDI_{vol}$) y el del Producto Dosis-Longitud (DLP) que reporta el equipo.

En el MVCT no se reportan estos datos, pero se compara directamente con el método de medición recomendado por el fabricante para la verificación de dosis, el cual consiste en colocar la cámara de ionización A1SL en la posición correspondiente a 1cm respecto al centro radial y seleccionar el espesor completo del maniquí.

Las lecturas de dK/dt obtenidas en el sistema TEMS como pares de datos (tiempo, lectura); se exportan como archivos de “valores separados por coma” (csv) y se editan en Microsoft Excel para importarlos a Matlab, donde se ordenan cronológicamente y se eliminan los datos repetidos entre cada conjunto de escaneos. Luego se determinan los incrementos de tiempo y se convierten a distancia mediante la multiplicación por la velocidad de la mesa

$$v = pnT/T_s. \quad (3)$$

Donde v es la velocidad y T_s el período de rotación.

Se estima el centro de la distribución de lecturas utilizando el promedio pesado

$$z_0 = \sum M_i z_i / \sum M_i. \quad (4)$$

Donde z_0 es el centro estimado, M_i la i ésima medición y z_i la posición correspondiente a dicha medición.

Con este valor se ajustan las distancias y se refieren a cero, de manera que las distancias serán negativas respecto al centro y positivas en lo adelante. En estas condiciones, se interpolan los valores de dM/dz con polinomios cúbicos de Hermite [6] para obtener un intervalo preciso y facilitar la obtención de la función de aproximación al equilibrio $h_{(L)}$ mediante integración numérica con método del trapecio hasta $L = \pm 90\text{mm}$ (180mm, espesor del maniquí).

Esta función se define, según el reporte AAPM TG 200 que la define como:

$$h_{(L)} = M_{eq} [1 - \alpha^* \exp(-4L/L_{eq})]. \quad (5)$$

Donde M_{eq} es el valor de la lectura en el equilibrio, \square es un parámetro de ajuste, L es la distancia de escaneo y L_{eq} la distancia a la que se debe alcanzar el equilibrio.

Se utiliza un método de ajuste no lineal para estimar los parámetros M_{eq} , α y L_{eq} en cada conjunto de datos de mediciones centrales (M_{eqC} , α_C y L_{eqC}) y periféricas (M_{eqP} , α_P y L_{eqP}). El parámetro M_{eq} es similar al D_{eq} del AAPM TG 200 excepto en la multiplicación por el factor de calibración puesto que nuestra cámara no está calibrada a la energía correspondiente para el caso del kVCT. En el caso del sistema MVCT, se utiliza el factor de calibración cámara-electrómetro para obtener directamente el valor de D_{eq} .

Todas las mediciones estarán afectadas por el factor de corrección que tiene en cuenta la presión atmosférica y la temperatura. A saber:

$$f_{TP} = (P_0/P) * [(273.15+T)/(273.15+T_0)].$$

Donde P_0 y T_0 son los valores de presión y temperatura en que se realizó la calibración de la cámara de ionización y P y T son los valores de presión y temperatura durante la medición.

Los valores de M_{eq} finales se obtienen directamente de utilizar:

$$M_{eq} = [(1/3)M_{eqC} + (2/3)M_{eqP}] * f_m * f_{TP}. \quad (4)$$

Por lo tanto, se estima el factor de caracterización como:

$$k_c = CTDI_{vol} / M_{eq}.$$

Cuando se realicen mediciones variando el kilovoltaje, los miliampere-segundo y los tamaños de corte, se obtendría el valor del factor como el ajuste lineal de una función $CTDI_{vol}$ vs. M_{eq} .

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la figura (2 A-B) se muestran ejemplos de las lecturas a realizar en el kVCT. En comparación con las figuras que aparecen en el reporte AAPM TG 200 (fig 5 y 7, pgs 12 y 14), podemos decir que son similares. De igual manera, en la figura (3) se muestran ejemplos de las funciones $h(L)$ central y periféricas obtenidas, las cuales también resultan similares a las mostradas en las figuras de los reportes AAPM TG 111 (fig 3, pg 10) y AAPM TG 200 (fig 4-8, pgs 10-15).

En la tabla (1) se muestran ejemplos de los resultados de escaneos realizados en el kVCT. El valor establecido anteriormente para k_c es de $(5.413 \pm 0.214) \times 10^{11}$ mGy/C. Este valor es comparable con el factor de calibración de la cámara-electrómetro, que es de 5.752×10^{11} mGy/C \pm 0.9% y puede servir de referencia para las prácticas posteriores.

Al aplicar el coeficiente k_c a las mediciones, se obtiene un valor cercano al $CTDI_{vol}$ reportado por el kVCT con un error relativo promedio inferior al 5%. Si sólo se utilizan las mediciones para pitch igual a 0.35, entonces el error es inferior al 2%.

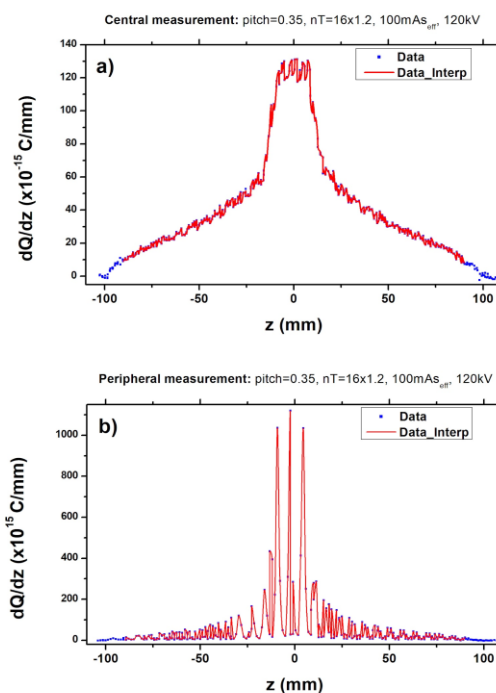


FIGURA 2. Ejemplo de mediciones obtenidas en el sistema kVCT para: a) posición central; b) posición periférica.

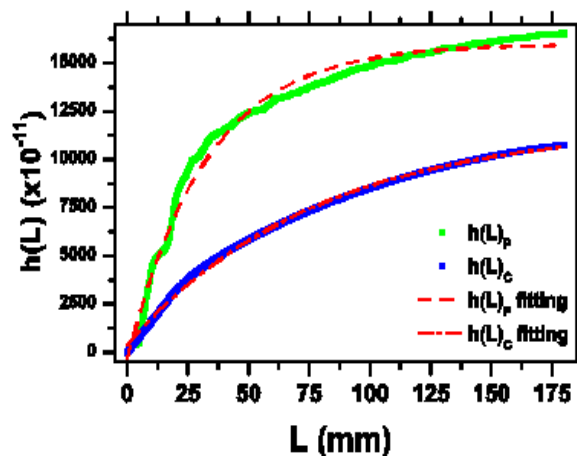


FIGURA 3. Ejemplo de representación de las funciones de aproximación al equilibrio para el sistema kVCT.

TABLA 1. Ejemplo de mediciones obtenidas en el sistema kVCT.

$CTDI_{vol}$	M_{eq}
8.91	1.71E-11
18.07	3.35E-11
8.87	1.75E-11
17.91	3.26E-11
8.18	1.50E-11
16.43	2.88E-11

La relación entre $CTDI_{vol}$ y M_{eq} se puede apreciar en la figura 4.

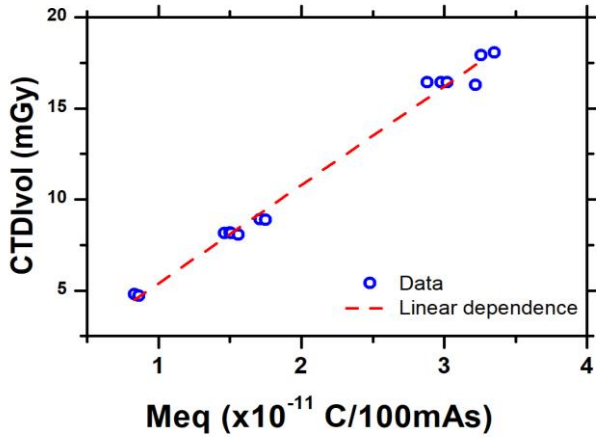


FIGURA 4. Ejemplo de relación entre CTDIvol vs. Meq al variar los parámetros de escaneo: kilovoltaje, miliampere-segundo, pitch y colimación en el sistema kVCT.

Un ejemplo de los valores ajustados para los restantes parámetros de la función de aproximación al equilibrio según las mediciones en el kVCT, se muestran en la tabla(2).

TABLA 2. Ejemplo de parámetros de la función de aproximación al equilibrio para el sistema kVCT.

\square_c	\square_p	L_{eqC} (mm)	L_{eqP} (mm)
0.96 ± 0.01	0.96 ± 0.07	317 ± 9	134 ± 12

Con estos datos se estima el valor de \square en 0.96 y el valor de L_{eq} en 195mm ($\frac{1}{3} L_{eqC} + \frac{2}{3} L_{eqP}$) para el sistema kVCT. La comparación de este valor con el estimado en el AAPM TG 200, que es de 600mm, debe servir como punto de partida para el análisis de los resultados del procedimiento. Debe notarse nuevamente que el espesor del maniquí utilizado es de 180mm y que el sugerido en el protocolo original para las mediciones de rutina es de 200mm.

Ejemplo de las mediciones realizadas en el sistema MVCT se muestran en la figura (5).

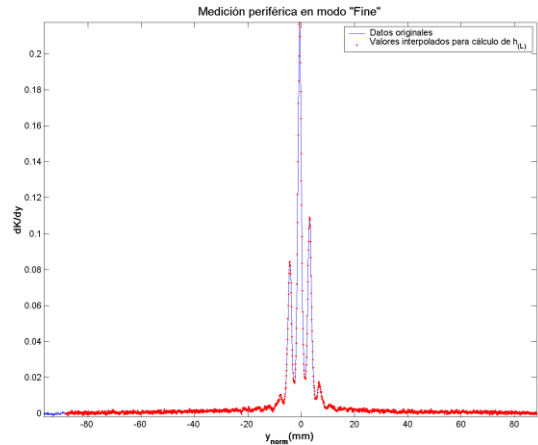
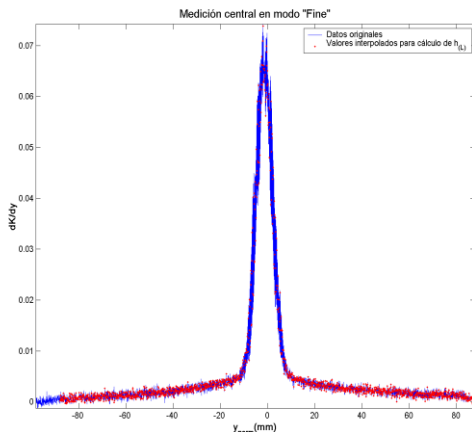


FIGURA 5. Ejemplo de mediciones obtenidas en el sistema MVCT para: a) posición central; b) posición periférica.

Al observar la figura 5 y compararla con la figura 2, debe notarse el menor número de oscilaciones consistente con la mayor colimación del haz de radiación para obtener la imagen.

En la figura 6 se muestra un ejemplo de las funciones de aproximación al equilibrio para el sistema MVCT. Debe notarse aquí que estas funciones tienen un comportamiento menos suave que en el sistema kVCT y la representación de su ajuste menos apropiada.

Sin embargo, como se puede apreciar en la tabla 3, los valores obtenidos al variar los modos de colimación para la obtención de imágenes, las dosis estimadas son similares a las registradas durante el procedimiento de aseguramiento de calidad con esos mismos parámetros.

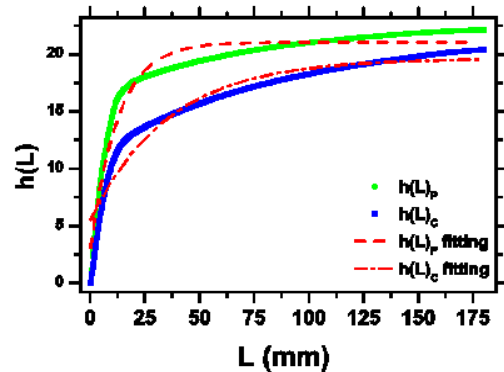


FIGURA 6. Ejemplo de representación y ajuste de las funciones de aproximación al equilibrio para el sistema MVCT.

TABLA 3. Ejemplo de mediciones de dosis según el procedimiento de AAPM TG 200 y el de aseguramiento de calidad de imagen para MVCT.

Modo	D_{eq}	D_{img}
Coarse	6.94	7.46
Normal	10.77	11.36
Fine	20.55	20.15

La relación entre la dosis determinada por el procedimiento de aseguramiento de calidad de imagen para MVCT (D_{img}) y el procedimiento modificado de AAPM TG 200 (D_{eq}) se puede apreciar en la figura 7.

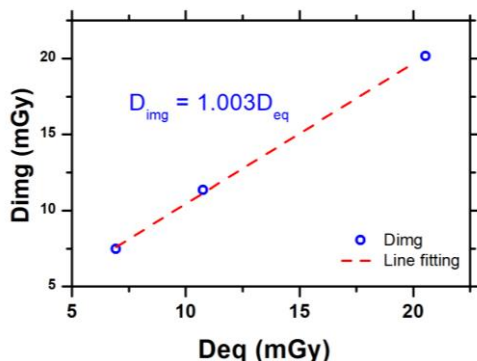


FIGURA 7. Ejemplo de relación entre D_{img} vs. D_{eq} al variar los modos de escaneo en el sistema MVCT.

TABLA 4. Ejemplo de parámetros de la función de aproximación al equilibrio para el sistema MVCT.

\square_c	\square_p	L_{eqC} (mm)	L_{eqP} (mm)
0.75 ± 0.01	0.88 ± 0.07	130 ± 9	40 ± 12

Un ejemplo de los valores ajustados para los restantes parámetros de la función de aproximación al equilibrio según las mediciones en el MVCT, se muestran en la tabla(4). Con estos datos se estima el valor de \square en 0.84 y el valor de L_{eq} en 70mm para el sistema MVCT. La comparación de este valor con el estimado para el kVCT marca la gran diferencia en colimación y reducción de la dispersión en el MVCT. El análisis de esta diferencia debe encaminarnos a la discusión de los principios físicos relativos a la energía de la radiación y su interacción con el medio.

Preguntas para encaminar el análisis podrían ser:

- ¿Qué sentido físico tiene el uso de un factor como f_m y no incluirlo dentro del coeficiente de caracterización k_c ?
- ¿Tiene sentido que el valor de k_c sea similar al valor del factor de calibración de la cámara de ionización a pesar de las diferencias en energía?
- ¿Qué se puede inferir de los valores obtenidos para los parámetros de ajuste de las funciones de aproximación al equilibrio?

IV. CONCLUSIONES

Utilizando las herramientas básicas de control de la calidad para TomoTerapia y el protocolo de medición descrito en el reporte AAPM TG 200, es posible recolectar datos de escaneo similares a los mostrados en dicho reporte. Los datos recolectados se pueden procesar de forma similar a la descrita y, con ello, obtener una medida (M_{eq}) del tipo D_{eq} , la cual puede servir como referencia del estado del simulador tomográfico al compararla con el $CTDI_{vol}$ que reporta el equipo en estudio con un error razonablemente bajo.

Las mediciones realizadas en el sistema de imagen de TomoTerapia bajo el protocolo del AAPM TG 200, confirman los resultados de la prueba de verificación recomendada por el fabricante. Se pone a prueba la robustez del protocolo original bajo condiciones no estandarizadas y se asegura su aplicación.

Al realizar este tipo de práctica se motiva a los Físicos Médicos en entrenamiento a pensar en formas diferentes de aplicar sus conocimientos. Se abre espacio al debate sobre la importancia de los coeficientes de calibración de los equipos y el aseguramiento de la calidad.

REFERENCIAS

[1] *Clinical Training of Medical Physicists Specializing in Radiation Oncology*. IAEA-TCS-37, IAEA, Vienna, 2009.

[2] *Guidelines for the Certification of Clinically Qualified Medical Physicists*. IAEA-TCS-71, IAEA, Vienna, 2021.

[3] Bakalyar, D. M. et al., *The Design and Use of the ICRU/AAPM CT Radiation Dosimetry Phantom: An Implementation of AAPM Report 111* <<https://doi.org/10.37206/199>> Consultado el 05 de Septiembre de 2022.

[4] Langen, K.M. et al., *QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148*, *Medical Physics* **37**, 4817-4853 (2010)

[5] Bissonnette, J. P. et al., *Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179*, *Medical Physics* **39**, 1946-1963 (2012)

[6] Hochstrasser, U.W., *Orthogonal Polynomials. Handbook of Mathematical Functions with Formulas, Graphs, and Mathematical Tables*. (M. Abramowitz and I. A. Stegun, eds.), (Dover, New York, 1972).