



**UNIVERSIDADE
EDUARDO
MONDLANE**

FACULDADE DE CIÊNCIA

DEPARTAMENTO DE FÍSICA

Secção de Física Médica

Licenciatura em Física Aplicada

Trabalho de Licenciatura

Comparação entre a dose calculada no sistema de plano do tratamento e a dose medida em doentes com cancro do colo do útero no Serviço de Radioterapia do Hospital Central de Maputo

Djanini ManuelCantale

Maputo, Outubro de 2024

Comparação entre a dose calculada no sistema de plano do tratamento e a dose medida em doentes com cancro do colo do útero no Serviço de Radioterapia do Hospital Central de Maputo

Candidato: Djanini Manuel Cantale

Monografia submetida ao Departamento de Física da Universidade Eduardo Mondlane como requisito parcial para obtenção do grau de Licenciado em Física Aplicada.

Supervisor: Alexandre Maria Maphossa, PHD

Co-Supervisor: Leonel Amisse, MSc

Maputo, Outubro de 2024

Dedicatória

- ❖ Aos meus pais, Manuel Cantale e Irene Gomes;
- ❖ Aos meus irmãos, familiares e amigos.

Agradecimentos

- ❖ À Deus, pelo dom da vida e por ter proporcionado esse momento de crescimento, pois sem Ele não existiria sentido em minha vida.
- ❖ Aos meus pais, pela educação, apoio e confiança depositada em mim;
- ❖ Aos meus supervisores, Professor Doutor Alexandre Maphossa e Doutor Leonel Amisse pela oportunidade, sabedoria em sua orientação, apoio, incentivo e paciência, no decorrer do desenvolvimento do trabalho;
- ❖ À todos os docentes do departamento de Física da UEM, pela forma magnífica que mostraram como fazer e exercer a ciência;
- ❖ Aos Serviços de Radioterapia do HCM, em particular a secção de física médica pelos seus ensinamentos em radioterapia e por me acolherem durante o estágio e na recolha dos dados do presente trabalho;
- ❖ À todos os meus colegas da UEM, que tornaram-se amigos para sempre pelos momentos académicos que juntos passamos;
- ❖ Aos meus amigos de carteira, Camilo Munguambe e Julião Cumbe pelo companheirismo ao longo da vida académica;
- ❖ À todos os amigos e familiares que directa ou indirectamente contribuíram para a realização desta conquista, muito obrigado.

Declaração de Honra

Eu, Djanini Manuel Cantale, declaro por minha honra, que este relatório final submetido ao Departamento de Física da Universidade Eduardo Mondlane como requisito parcial para obtenção do grau de Licenciado em Física Aplicada é original, resultado de um trabalho exaustivo de campo e reflexo da minha percepção em relação ao trabalho.

Maputo, Outubro de 2024

O Autor

.....

(Djanini Manuel Cantale)

Lista de Abreviaturas e Símbolos

Abreviatura, unidade	Significado
AIEA	Agência Internacional de Energias Atómicas
A.L ou LINAC	Acelerador linear
DD	Diferença de Dose
DTA	<i>Distance to agreement</i>
HCM	Hospital Central de Maputo
Gy	<i>Gray</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
IMRT	Radioterapia de Intensidade Modulada
IGRT	Radiografia Guiada por Imagem
J/kg	Joule por quilograma
MISAU	Ministério da Saúde
OAR	<i>Organ at risk</i>
OMS	Organização Mundial da Saúde
SI	Sistema Internacional
SSD	Distância da fonte superfície
Sv	<i>Sievert</i>
TC	Tomografia computadorizada
USAID	<i>United States Agency for International Development</i>
TPS	<i>Treatment planning system</i>
WHO	<i>World Health Organization</i>

Índice de Figuras

FIGURA 1: Aparelho da radioterapia interna.....	09
Figura 2: Aparelho da radioterapia externa	10
Figura 3: As técnicas de IMRT e 3DCRT (Almeida, 2012)	11
Figura 4: Acelerador linear com mesa de tratamento	12
Figura 5: Indicações dos possíveis movimento do Linac	13
Figura 6: Definições de volumes alvos e órgãos de risco	15
Figura 7: Sistemas de coordenadas relacionadas ao paciente.....	16
Figura 8: Geometria dos campos para um de tratamento do cancro do colo do útero no HCM	18
Figura 9: Histograma dose-volume para um tratamento do cancro do colo do útero no HCM (fonte: HCM).....	18
Figura 10: Etapas do processo de tratamento em radioterapia externa (Galiano, 2001)	20
Figura 11: Acelerador linear da Elekta Synergy.....	22
Figura 12: Matriz de controlo de qualidade MatriX Evolution	23
Figura 13: Câmara de ionização do tipo Farmer e o eletrómetro Dose 1.....	24
Figura 14: Placas de água sólida	25
Figura 15: Sala de tratamento	25
Figura 16: Console	25
Figura 17: Montagem experimental da Matriz de controlo de qualidade.....	26
Figura 18: Montagem experimental para determina ra dose calculada do TPS usando a câmara de ionização.....	27
Figura 19: Comparação de doses calculada e medida pela matriz de controle de qualidade	29

Índice

Dedicatória.....	I
Agradecimentos	II
Declaração de Honra	III
Lista de Abreviaturas e Símbolos.....	IV
Índice de Figuras	V
RESUMO	IX
ABSTRACT	X
CAPITULO I. INTRODUÇÃO E OBJECTIVOS	1
1.1. Introdução	1
1.2. Motivação	2
1.3. Objectivos	3
1.3.1. Geral	3
1.3.2. Específicos	3
1.4. Perguntas de pesquisa	3
CAPITULO II. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	4
2.1. Grandezas e unidades dosimétricas em Radioterapia	4
2.1.1. Dose absorvida	4
2.1.2. Dose absorvida na água.....	4
2.1.3. Dose Equivalente.....	6
2.1.4. Dose Efectiva	6
2.2. Radioterapia	7
2.2.1. Tipos de radioterapia.....	8
2.2.2. Principais Técnicas de tratamento em Radioterapia Externa	10
2.3. Aceleradores Lineares clínicos	12

2.5. Definição de Volumes de tratamento.....	13
2.6. Definição do isocentro de tratamento	15
2.7. Plano de tratamento em radioterapia	16
2.8. Simulação do tratamento	19
2.9. Processo de tratamento em radioterapia externa.....	19
2.10. Garantia de qualidade	21
CAPITULO III. MATERIAIS E MÉTODOS	22
3.1. MATERIAIS.....	22
3.1.1. Acelerador Linear Synergy Platform	22
3.1.2. Matriz de controlo de qualidade, MatriXX Evolution e o respectivo software de análise (myQA)	23
3.1.3. Câmara de ionização do tipo Farmer 0,6 cm^3 e electrómetro	24
3.1.5. Objecto Simulador de Água Sólida (placas)	24
3.2. Local de estudo	25
3.3. Métodos	26
3.3.1. Medição e comparação da dose calculada no TPS pela Matriz de controlo de qualidade MatrixX Evolution	26
3.3.2. Medição e comparação da dose calculada do TPS usando a câmara de ionização	27
CAPÍTULO IV. RESULTADOS E DISCUSSÃO	28
4.1. Definição dos níveis de acção.....	28
4.2. Comparação entre a dose calculada pelo TPS e a dose medida pela Matriz de controlo de qualidade.....	28
4.3. Influência do Número de Campos no resultado da comparação de doses medidas e calculadas	33
4.4. Comparação entre a dose calculada pelo TPS a dose medida pela câmara de ionização	33
4.4. Possíveis fontes do desvio de dose calculada no TPS em tratamento de radioterapia	35

CAPÍTULO V. CONCLUSÃO	36
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	Error! Bookmark not defined.
ANEXOS	A
Anexo I: Resultados do primeiro paciente usando a matrixX evolution:	A
Anexo II: Resultados do segundo paciente usando a matrixX evolution	G
Anexo III: Resultados do terceiro paciente usando a matrixX evolution	K
Anexo IV: Resultados do quarto paciente usando a matrixX evolution:	T
Anexo V: Resultados do quinto paciente usando a matrixX evolution	Y
Anexo VI: Resultados do sexto paciente usando a matrixX evolution.....	DD
Anexo VII: Resultados do sétimo paciente usando a matrixX evolution	II
Anexo VIII: Resultados do oitavo paciente usando a matrixX evolution	MM
Anexo IX: Resultados do nono paciente usando a matrixX evolution	QQ
Anexo X: Resultados do décimo paciente usando a matrixX evolution.....	RR

Comparação entre a dose calculada no sistema de plano do tratamento e a dose medida em doentes com cancro do colo do útero no Serviço de Radioterapia do Hospital Central de Maputo

RESUMO

Para este trabalho, foi escolhido o tratamento de cancro do colo do útero, pois na actualidade é o tipo de cancro mais comum entre as mulheres em Moçambique, e o principal objectivo do trabalho foi comparar a dose calculada no sistema de planeamento de tratamento e a dose medida em doentes com cancro de colo de útero no serviço de radioterapia do Hospital Central de Maputo. De modo a alcançar este objectivo, foi feita uma recolha de dados através de uma câmara de ionização e uma matriz de controlo de qualidade. Foram medidos em 50 campos nos 10 pacientes seleccionados para o estudo, usando a matriz de controlo de qualidade, as distribuições de doses que foram comparados com as distribuições de doses calculadas no sistema de planeamento de tratamento usando o método do índice gama, com critérios de aceitação de diferença de dose $\pm 3\%$ e ± 3 mm de distância de concordância, que compara de maneira quantitativa duas distribuições de dose ponto à ponto até que pelo menos 95% dos pontos tenham o valor de índice gama entre 0,00 à 1,00 ($\gamma \leq 1$), e a análise das medições com a matriz de controlo de qualidade mostrou que o valor de $\gamma < 1$ para 100% dos dados, logo todos estão abaixo de $\pm 5\%$ de diferença de dose que foi o nível de acção proposto nesse trabalho em relação ao sistema de planeamento e de tratamento para a verificação da dose. Foram medidos 30 doses absolutas com uma câmara de ionização, esses valores foram corrigidos para valores de factor de correcção $K_{P,T}$, a fim de converter a massa de ar para as condições de referência, visto que a câmara de ionização usada é aberta para equilíbrio com o ambiente e a comparação foi feita entre os valores das distribuições de dose calculadas no sistema de planeamento de tratamento e os valores das distribuições de doses corrigidos pelo factor de correcção $K_{P,T}$. A análise das medições com câmara de ionização mostrou que os valores das diferenças percentuais de doses medida e calculada estão abaixo de $\pm 5\%$, com o seu máximo desvio 2,13%. Pode concluir-se, que todos os valores medidos com a câmara de ionização e a matriz de controlo de qualidade estão dentro dos limites de tolerância com os, recomendados internacionalmente.

Comparison between the calculated dose in the treatment planning system and the measured dose in patients with cervical cancer in the Radiotherapy Service of the Maputo Central Hospital

ABSTRACT

For this work, the treatment of cervical cancer was chosen, as it is currently the most common type of cancer among women in Mozambique, and the main objective of the work was to compare the dose calculated in the treatment planning system and the dose mediated in patients with cervical cancer in the radiotherapy service of the Maputo Central Hospital. In order to achieve this objective, data was collected using an ionization chamber and a quality control matrix. Dose distributions were measured in 50 fields in the 10 patients selected for the study using the quality control matrix and compared with the dose distributions calculated in the treatment planning system using the gamma index method with acceptance criteria. $\pm 3\%$ dose difference and ± 3 mm agreement distance, which quantitatively compares two dose distributions point by point until at least 95% of the points have the gamma index value between 0,00 to 1,00 ($\gamma \leq 1$), and analysis of the measurements with the quality control matrix showed that the value of $\gamma < 1$ for 100% of the data, therefore all are below $\pm 5\%$ dose difference, which was the proposed action level in that work in relation to the planning and treatment system for dose verification. 30 absolute doses were measured with an ionization chamber, these values were corrected to $K_{P,T}$ correction factor values in order to convert the air mass to reference conditions, since the ionization chamber used is open for equilibrium with the environment and the comparison was made between the dose distribution values calculated in the treatment planning system and the dose distribution values corrected by the $K_{P,T}$ correction factor. The analysis of measurements with an ionization chamber showed that the values of the percentage differences of measured and calculated doses are below $\pm 5\%$, with their maximum deviation being 2,13%. It can be concluded that all values measured with the ionization chamber and the quality control matrix are within the internationally recommended tolerance limits.

CAPITULO I. INTRODUÇÃO E OBJECTIVOS

1.1. Introdução

O cancro é um conjunto de células derivadas de uma única célula, que perderam os seus mecanismos normais de controlo, produzindo-se um crescimento desequilibrado, e à medida que as células cancerígenas crescem, se multiplicam e formam uma massa de tecido, denominado tumor, que invade, e destrói os tecidos normais adjacentes (Agostinho, 2012). O cancro do colo do útero é o segundo entre os cancros mais frequentes no mundo, sobretudo em países em desenvolvimento (WHO, 2002).

Segundo MISAU (Ministério da Saúde) e USAID (United States Agency for International Development), em Moçambique cerca de 32 em cada 100 novos casos, de todos os cancros na mulher, são casos de cancro do colo do útero, correspondendo a cerca de 3.690 casos e 2.356 mortes por ano, sendo assim, o tipo de cancro mais comum nas mulheres moçambicanas, e 64 em cada 100 mulheres que têm cancro do útero, morrem porque o diagnóstico é feito em fases já avançadas da doença. De acordo com estimativas, em 2025 ocorrerão cerca de 5.401 novos casos de cancro do colo do útero com um número estimado de 3.509 mortes por este tipo de cancro.

O tratamento eficaz do cancro do útero representa uma indicação importante para grande parte dos pacientes com cancro do útero, na medida em que contribui para o aumento da sobrevivência e melhoria da qualidade de vida (Horowitz et al., 2002).

É importante otimizar a exposição da radiação ionizante durante o tratamento, pois provoca a excitação e ionização de átomos e moléculas que regulam os processos celulares como o DNA, RNA e proteínas, resultando na quebra de ligações químicas e formação de ligações químicas entre macromoléculas (Kogel e Joiner, 2009).

As exposições da radiação ionizante em baixas doses, como a que recebemos a cada dia devido a radiação de fundo presente no ambiente, as células conseguem reparar os danos causados pela radiação ionizante rapidamente. Mas em doses mais elevadas, as células não conseguem reparar os danos, isso faz com que elas permaneçam modificadas produzindo mutações genéticas quando se dividem, e nessas circunstâncias podem se tornar cancerígenas, e até mesmo morrerem quando não modificadas. O corpo não substitui as células mortas rapidamente e os tecidos podem deixar de funcionar ou ter sua função prejudicada. E o sistema imunológico do corpo é danificado não podendo mais lutar contra doenças.

A comparação de doses, é de extrema importância para o sucesso do tratamento na radioterapia externa, pois assegura a igualdade entre as doses no Sistema de plano do Tratamento, que será referido por TPS, iniciais de “*Treatment Planing System*” e a dose absorvida pelo paciente, garantindo deste modo a qualidade do tratamento e evitar uma exposição da radiação ionizante desnecessária ao paciente (Wilkinson, 2006).

É no Sistema de plano do Tratamento que são definidas as condições da prescrição da dose de tratamento. Um TPS permite a planificação do tratamento de radioterapia para cada paciente, permite a importação de imagens de onde são delimitados os volumes relevantes para o tratamento, e algoritmos de cálculo que prevêem as distribuições de dose para o tratamento que posteriormente essa dose é comparada com a dose absorvida pelo paciente de modo que desvios da radiação estejam entre os limites internacionais permitindo a optimização da dose que evita exposição desnecessária da radiação (Wilkinson, 2006).

A ICRU (1976), ICRU (2010) e TRS-430 recomendam que o desvio total entre a dose calculada no Sistema de plano de tratamento e a dose medida deve ser igual ou menor que $\pm 5\%$. Por isso, diversos factores são analisados, tais como, testes dosimétricos, com o objectivo de que os valores dosimétricos de referências não variem com o tempo (Furnari, 2009).

1.2. Motivação

Em Moçambique, o cancro do colo do útero corresponde cerca de um terço dos casos de cancro na mulher, e isso reflecte uma elevada prevalência de infecção da doença, e é com o aumento de incidência de cancro no país, que aumenta a necessidade de recursos para o seu tratamento por parte da população.

Aumenta a necessidade de identificar e desenvolver estudos que possam resultar em melhor aplicação e administração da dose no tratamento do cancro de colo de útero. A administração da dose para o tratamento dessa doença deve ser sempre avaliada e melhorada de modo a garantir a maior compatibilidade entre a dose clínica prescrita e a dose administrada ao paciente, garantir as limitações da dose na célula vizinha, as exposições mínimas ao pessoal envolvido no trabalho levando em consideração o aumento da busca dessa dose para os tratamentos. A necessidade de precisão no processo de tratamento em radioterapia, e a prevenção de erros de tratamento motivaram este trabalho,

que pretende constituir-se em uma contribuição para melhoria dos serviços de radioterapia no país e proporcionar a complementação do conhecimento adquirido durante o curso.

1.3. Objectivos

1.3.1. Geral

- Analisar os valores calculados e medidos entre TPS e os dispositivos de medição nos planos de doentes com colo de útero no serviço de radioterapia do H.C.M.

1.3.2. Específicos

- Comparar a dose medida em uma matriz de controlo de qualidade em relação a dose calculada no TPS;
- Comparar a dose medida na câmara de ionização em relação a dose calculada no TPS.

1.4. Perguntas de pesquisa

- Qual é o desvio entre a dose planificada no TPS para doentes com cancro do colo do útero e a dose medida pela Matriz de controlo de qualidade?
- Qual é o desvio entre a dose planificada no TPS para doentes com cancro do colo do útero e a dose medida pela câmara de ionização?

CAPITULO II. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. Grandezas e unidades dosimétricas em Radioterapia

As grandezas físicas e suas unidades dosimétricas usadas em radioterapia:

2.1.1. Dose absorvida

A dose absorvida é a grandeza física básica usada em radioterapia, que caracteriza a absorção da radiação por um meio material. É uma medida da energia média, depositada pela radiação ionizante em um meio material, por unidade de massa e é definida pela seguinte equação (ICRP, 1990).

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \left[\frac{\text{J}}{\text{kg}} \right] \quad (1)$$

Onde:

$d\bar{\varepsilon}$ é a energia média depositada pela radiação num volume de massa m ;

dm é a massa do meio em que a energia é depositada.

A dose absorvida é expressa em J/kg no Sistema Internacional de Unidades e o nome especial para esta unidade é o gray (Gy).

2.1.2. Dose absorvida na água

A dose absorvida na água é a grandeza de muito interesse em radioterapia, uma vez que esta grandeza é a que melhor se aproxima dos efeitos biológicos produzidos pela radiação ionizante no tecido humano (Jonhs e Cunnighan, 1983). A possibilidade de se fazer dosimetria directamente na água proporciona uma diminuição nas incertezas do processo, já que se obtém directamente a grandeza de interesse, o que contribui para uma maior precisão nos resultados de um tratamento, por isso a grande vantagem em realizar a calibração e procedimentos de dosimetria em termos de dose absorvida na água.

Outra vantagem é, que quando as câmaras de ionização são calibradas nesta grandeza é possível reduzir a incerteza na determinação da dose absorvida no volume alvo, que é o volume que deve ser efectivamente tratado, pois contém as células cancerígenas (ICRU, 1993).

O formalismo para determinação de dose absorvida na água é dado pelo Technical Reports Series 398 (TRS 398), que é um código de prática para dosimetria, que utiliza padrões de dose absorvida na água, da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA). Este protocolo é recomendado tanto para os laboratórios secundários quanto para os hospitais e segue um procedimento de cálculo dos factores de calibração em dose absorvida na água e a aplicação de factores de correcção para todas as quantidades de influência, a fim de reduzir a possibilidade de erros (IAEA, 2010).

A dose absorvida na água numa profundidade de referência z_{ref} , para um feixe de referência de qualidade Q_0 é dada por (IAEA, 2010):

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} K_{Q_0} \quad (2)$$

Onde:

K_{Q_0} é factor que faz a correcção para os efeitos da diferença entre a qualidade do feixe de referência Q_0 e a qualidade utilizada pelo usuário Q ;

M_Q é a leitura do dosímetro e é corrigida para os valores de referência das grandezas de influência, para as quais o coeficiente de calibração é válido;

N_{D,w,Q_0} é o factor que corresponde ao coeficiente de calibração medido em termos de dose absorvida na água da câmara de ionização, na qualidade de referência Q_0 .

Todas as câmaras descritas no Código de Prática TRS 398 são abertas para equilíbrio com o ambiente e, portanto, a massa de ar do volume sensível da câmara está sujeita às variações atmosféricas, devido as quantidades de influência definidas como quantidades que influenciam o resultado da medição. Estas quantidades podem ser de diferentes naturezas como por exemplo, pressão, temperatura, polarização da voltagem, podem derivar do dosímetro, ou podem ser relativas ao campo de radiação.

É possível corrigir o efeito destas quantidades de influência através de factores de correcção. (Jonhs e Cunnighan, 1983).

O factor de correcção é dado por:

$$K_{T,P} = \frac{(273,2+T)P_0}{(273,2+T_0)P} \quad (3)$$

Este factor deve ser aplicado para converter a massa de ar da cavidade da câmara para condições de referência. P e T são a pressão e temperatura da massa de ar da cavidade no momento da medição e P_0 e T_0 são os valores de referência (101,325 kPa e 20°C), que constam no certificado de calibração da câmara (IAEA, 2010).

2.1.3. Dose Equivalente

Dose Equivalente é a dose absorvida média em um órgão ou tecido (D_T), multiplicada por um factor ponderação da radiação (W_R), relativo ao tipo e energia da radiação incidente. Os efeitos da radiação variam com o nível de energia, para uma mesma dose absorvida, entretanto, com grandeza dose equivalente é possível comparar os efeitos da radiação devido aos diferentes níveis de radiação (ICRP, 2007).

$$H_T = D_{T,R} \cdot W_R [\text{Sv}] \quad (4)$$

Onde:

$D_{T,R}$ é a dose absorvida média no órgão ou tecido;

W_R é o factor de ponderação da radiação, relativo ao tipo e energia da radiação incidente.

A dose equivalente é expressa no Sistema Internacional de Unidades, em joule por quilograma (J/kg), mas recebe a denominação especial de Sievert (Sv) para evitar qualquer confusão com dose absorvida.

2.1.4. Dose Efectiva

A dose efectiva (E) é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo, expressa por (ICRP, 2007):

$$E = \sum_T H_T \cdot W_T [\text{Sv}] \quad (5)$$

Onde:

H_T é a dose equivalente no tecido ou órgão;

W_T é o factor de ponderação do órgão ou tecido.

Tabela 1: Factores de ponderação para órgãos e tecidos específicos para o cálculo de dose efectiva (ICRP, 2007).

Órgão	Factor de ponderaçãodo tecido ou órgão, W_T
Gônadas	0,08
Medula óssea, Cólon, Pulmão, Estômago, Mama, Bexiga, Fígado, Esófago, Tiróide, Rim, Pâncreas, e Útero.	0,12
	0,04
Pele, Superfície óssea, cérebro, Glândulas salivares.	0,01

2.2. Radioterapia

O surgimento da radioterapia é marcado pelo contributo da descoberta dos raios-X, por Wilhelm Conrad Roentgen em 1895, seguida pela descoberta da radioactividade pelo Prof. Antonie Henri Becquerel em 1896, e do elemento Rádio pelo casal Pierre e Marie Curie, em 1898, após, Pierre Curie observar, que os raios emitidos pelo elemento rádio criaram queimaduras em seu antebraço após sucessivas exposições (Baltas, 2007).

A radioterapia começou a ser aplicada conforme eram desenvolvidos aparelhos com diferentes tensões que possibilitavam produzir raio-X mais penetrantes, esses por sua vez, apresentavam energias mais elevadas. No período da 2ª Guerra Mundial, surgiram isótopos produzidos artificialmente, como o cobalto-60, que é instável e emite radiação para alcançar a estabilidade, com o surgimento dos isótopos foi desenvolvido as primeiras unidades de telecobaltoterapia (Cardoso, 2001).

A radioterapia é uma especialidade médica, que se baseia no uso controlado de radiações ionizantes, para tratamento e controle do cancro, com o objectivo de fornecer uma dose de radiação prescrita à um determinado volume alvo, tipicamente um volume que envolve o cancro, capaz de danificar o material genético das células cancerígenas, e consequentemente à sua destruição enquanto preserva as células vizinhas (Fontana, 2014; Jham e Freire, 2006). E é aplicada em mais de 50% de todos os pacientes que sofrem de cancro (Brady et al., 2006).

Quando o tecido humano interage com a matéria, a radiação apresenta energia suficiente para ionizar átomos e moléculas, a radiação interagem com o tecido biológico provocando danos no DNA, que podem ser reparados ou não (Jham e Freire, 2006; Nandi, 2004).

O tratamento é realizado quando se procura reduzir o número de células tumorais e assim obter o controlo local permanente, podendo ser associada à quimioterapia ou utilizada em casos, em que a cirurgia não é possível ou muito arriscada para o paciente (Jham e Freire, 2006; Clemente, 2013). Normalmente são utilizadas as radiações electromagnéticas (raio-X e raios gama) que apresentam diferentes procedimentos de aplicação, sendo o tratamento realizado em um período curto de alguns dias ou longo durante várias semanas.

2.2.1. Tipos de radioterapia

Existem duas formas de realizar a radioterapia, esta divisão é feita levando em consideração a localização da fonte em relação ao volume de tratamento, ou seja, se a fonte estiver posicionada a uma distância considerável do paciente, é denominada teleterapia ou radioterapia externa, mas se a fonte estiver aplicada no tumor ou próximo deste, é denominada braquiterapia (Clemente, 2013).

2.2.1.1. Radioterapia interna

Radioterapia interna ou Braquiterapia é o tratamento de tumor através da utilização de fontes radioactivas encapsuladas, que se encontram em contacto directo ou na proximidade do tumor. Neste procedimento, a dose de radiação é depositada de forma contínua no volume alvo, durante um curto período de tempo, através de implantes temporários, ou durante todo o decaimento radioactivo das fontes, através de implantes permanentes. As fontes de radiação mais usadas actualmente em braquiterapia são: ^{192}Ir e ^{60}Co , para uso temporário, e o ^{198}Au e o ^{125}I , para uso permanente (Podgorsak, 2005b).

Estas fontes de radiação podem ser fabricadas sob a forma de tubos, agulhas, sementes ou esferas, e encontram-se todas encapsuladas. O encapsulamento é responsável por prevenir eventuais fugas de material radioactivo e por absorver as radiações não penetrantes (radiação beta, alfa e fótons de baixa energia), que de outra maneira iriam contribuir para aumentar a dose de radiação na superfície da região a ser tratada, o que não contribui para o efeito terapêutico (Hoskin, 2011).



Figura 1: Aparelho da radioterapia interna (fonte: HCM).

2.2.1.2. Radioterapia externa ou Teleterapia

Radioterapia externa ou Teleterapia, é o tratamento de radioterapia cuja fonte de radiação esta posicionada a certa distância do volume alvo, geralmente 80 à 100 centímetros. A radioterapia externa pode ser aplicada aos pacientes usando os diferentes equipamentos, como os equipamentos convencionais deraio-X, unidades de telecobaltoterapia e os aceleradores lineares (Clemente, 2013).



Figura 2: Aparelho da radioterapia externa (fonte: HCM).

2.2.2. Principais Técnicas de tratamento em Radioterapia Externa

Uma das modalidades de tratamento de radioterapia que destaca - se por representar um dos mais importantes avanços na Radioterapia, e ocupa um papel importante entre as opções de tratamento, é a Radioterapia por Intensidade Modulada (IMRT), que é uma evolução da radioterapia Conformacional tridimensional (3D-CRT).

2.2.2.1. Radioterapia Tridimensional Conformacional (3DCRT)

Que é uma técnica 3DCRT com o objectivo de conformar a distribuição espacial da dose prescrita a um volume alvo tridimensional de células cancerígenas mais uma margem para incertezas espaciais e ao mesmo tempo minimizar a dose nas estruturas normais vizinhas. A administração de 3DCRT é conseguida por um conjunto de campos fixos de radiação, que são conformados utilizando a projecção do volume alvo. E os campos de radiação têm normalmente uma intensidade uniforme ao longo do feixe ou, quando apropriado, têm esta intensidade modificada por um simples acessório modificador da intensidade, tais como cunhas ou filtros compensadores (Martinez, 2004).

2.2.2.1. Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT)

A Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT), é uma forma de radioterapia externa produzida em aceleradores lineares, que possibilita o uso de múltiplos feixes de radiação de intensidades não uniformes, permitindo deste modo uma maior conformação da dose no volume alvo de planeamento (PTV) com uma maior restrição da dose em órgãos em risco (OAR) localizados ao redor deste volume (Hong, 2005; Khan, 2010).

Com isto, consegue-se irradiar tumores bastante irregulares e, sobretudo, côncavos, sem causar excessiva exposição à radiação dos tecidos normais adjacentes. O objectivo dessa técnica é conformar a radiação o mais próximo possível do volume alvo na tentativa de proteger as estruturas sadias adjacentes (Hong, 2005).

Apesar dessas vantagens, requer maior dedicação e tempo da equipe de médicos, físicos médicos, e técnicos em radioterapia durante o planeamento, controle de qualidade e otimização dos princípios da Radioterapia moderna.

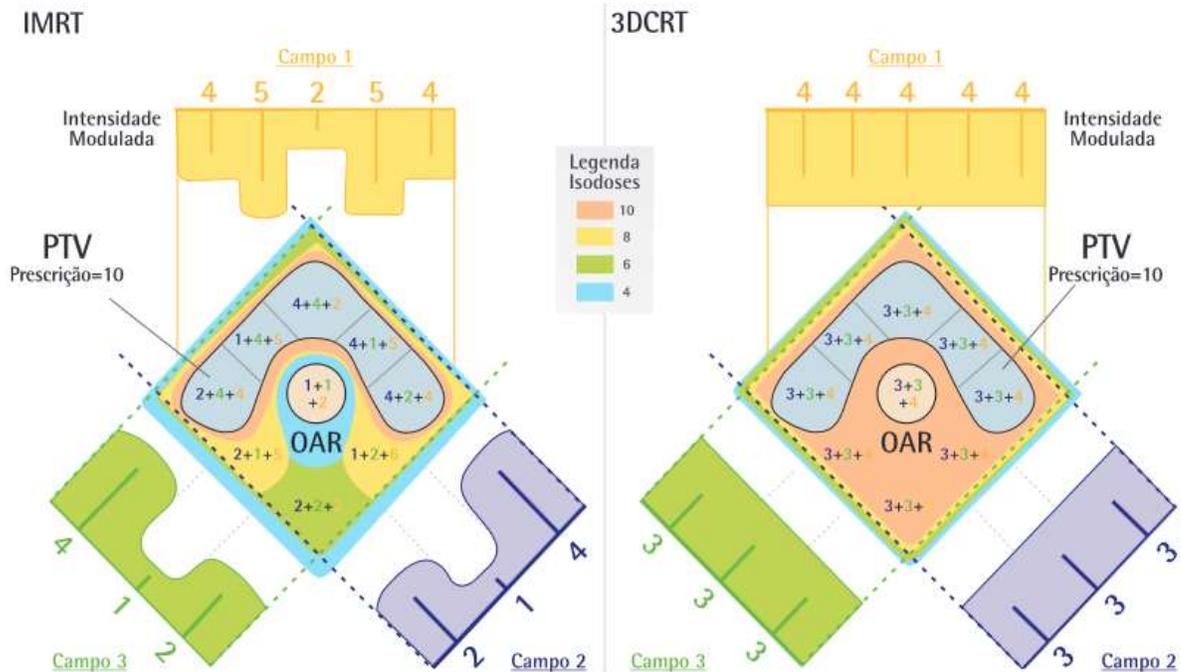


Figura 3: As técnicas de IMRT e 3DCRT (Almeida, 2012).

2.3. Aceleradores Lineares clínicos

Com aparecimento de tumores em diferentes profundidades, procurou-se desenvolver equipamentos que possibilitassem a realização de tratamento de tumores mais profundos, então, houve a proposta dos aceleradores lineares (A.L ou linac), que realizariam a aceleração de partículas através de um guia de onda (Cardoso, 2011). O acelerador linear clínico é um dispositivo utilizado no serviço de radioterapia externa para emitir a radiação ionizante utilizada em diversos tratamentos. As radiações emitidas por ele são os raios-X de alta energia ou electrões magnéticos.

Os aceleradores lineares foram desenvolvidos com a finalidade de se obter radiações com energias maiores para tratar tumores em diferentes profundidades com maior eficiência. São equipamentos que utilizam microondas com frequências de até aproximadamente 3 GHz para acelerar electrões até atingirem uma ampla faixa de energia de fótons de raio-X de 4,0 MV à 25,0MV (Morais, 2015; Elekta, 2011). Os electrões acelerados podem formar feixes de electrões de alta energia para tratar tumores superficiais, ou podem chocar-se com um alvo metálico, para gerar feixes de raio-X para tratar tumores profundos (Podgorsak, 2005a).

O Linac clínico é composto por sistemas de produção, administração e controlo de radiação e está associado a uma mesa de tratamento onde o paciente é posicionado, um sistema de lasers de localização e verificação dos campos a irradiar, um sistema de aquisição de imagens do campo irradiado, um sistema de dimensionamento dos campos a irradiar, um sistema de vídeo para controlar o paciente durante o tratamento e um equipamento computadorizado de comando (Carvalho, 2009).

É constituído basicamente por, gantry (braço), o suporte do gantry (designado de stand), magnetron ou klystron, gabinete modulador, colimadores, mesa de tratamento, console de controlo, suporte de energia e arrefecimento, e software (Podgorsak, 2005a).

A figura 4, mostra um acelerador linear de uso em radioterapia, e a figura 5, mostra os possíveis movimentos para posicionamento do feixe incidente e do paciente.



Figura 4: Acelerador linear com mesa de tratamento (fonte: HCM)

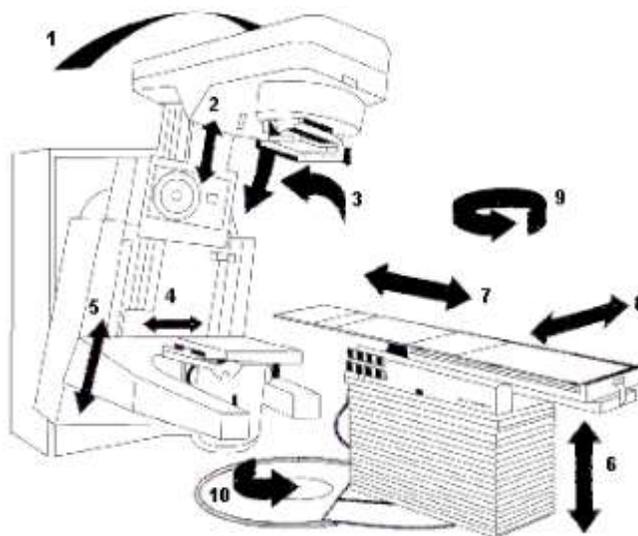


Figura 5: Indicações dos possíveis movimentos do Linac (fonte: Nandi, 2004).

2.5. Definição de Volumes de tratamento

A dose absorvida não pode ser prescrita, registada e relatada sem a especificação dos volumes alvos e dos volumes dos tecidos normais em risco. A definição de volumes para radioterapia foi realizada pela primeira vez pela publicação No. 50 (ICRU 50), em 1993 e posteriormente actualizado pela publicação No. 62 (ICRU 62) em 1999. Os ICRU 50 e 62 definem:

GTV como volume de tumor visível, (do inglês gross tumor volume), é a massa palpável ou extensão visível do crescimento do cancro.

CTV como volume clínico do alvo, (do inglês clinical target volume), volume contendo o **GTV** e doença maligna possível. O desenho do CTV baseia-se em considerações anatómicas e topográficas, desconsiderando-se o movimento do paciente e dos Órgãos, localização. Para garantir que todos os tecidos inclusos no CTV absorvam a dose prescrita, é necessário, em princípio, planejar irradiar um volume geometricamente maior que o CTV, nesse caso o PTV, que é o CTV mais as margens de erros, no qual podem estar inclusos.

PTV como volume de planeamento do alvo (do inglês planning target volume) é uma definição de volume, que leva em conta o efeito de todas as variações geométricas tais como, movimento de órgãos,

do paciente, incerteza da sua posição, erros de posicionamento diário do paciente também conhecido como erro de setup, erros associados ao equipamento (como incerteza na posição do Gantry, mesa, colimador, etc.), mudança na geometria do paciente (ganho ou perda de peso, por exemplo) e outros erros associados ao tratamento com a finalidade de assegurar que a dose prescrita seja realmente absorvida no CTV.

OAR como órgãos de risco (do inglês organ at risk), mais sensíveis a radiação, cuja dose por eles absorvidas durante o tratamento deve ser comparada com as doses de tolerância, pois a localização pode influenciar significativamente no planejamento.

Podem ser delineados e incluídos no planejamento do tratamento em uma tentativa de diminuir as complicações no tecido normal, verificando, se a dose nos tecidos sádios não ultrapasse a sua dose de tolerância, assim como para o CTV. Sendo assim, o CTV pode ser considerado como uma margem de segurança ao GTV, também foi definido para o OAR um volume de planejamento que leva em conta sua movimentação e posição dentro do paciente denominado PORV (do inglês planning organs at risk volume).

Uma vez que a dose não é administrada apenas e exclusivamente ao PTV, devido a várias limitações das técnicas de tratamento, surge um novo conceito de volume que engloba todos os tecidos que receberam alguma dose durante o tratamento, o volume tratado TV.

TV, como volume tratado (do inglês treatment volume), idealmente a dose deveria ser liberada somente no PTV, mas devido as limitações das técnicas de tratamento isso não é alcançado e permite a definição do volume tratado. Este volume encontra-se dentro de uma superfície de isodose (linha em que todos os pontos possuem igual valor de dose) e recebe uma dose especificada, aquela que permite atingir os objetivos do tratamento. O volume tratado deve ser ajustado à forma e dimensão do PTV, normalmente é superior ao PTV mas nunca deverá ser inferior.

IV, como volume irradiado (do inglês irradiated volume), é o volume de tecido, que recebe uma dose considerada significativa em relação a tolerância dos tecidos normais. Esse volume depende da técnica de tratamento utilizada.

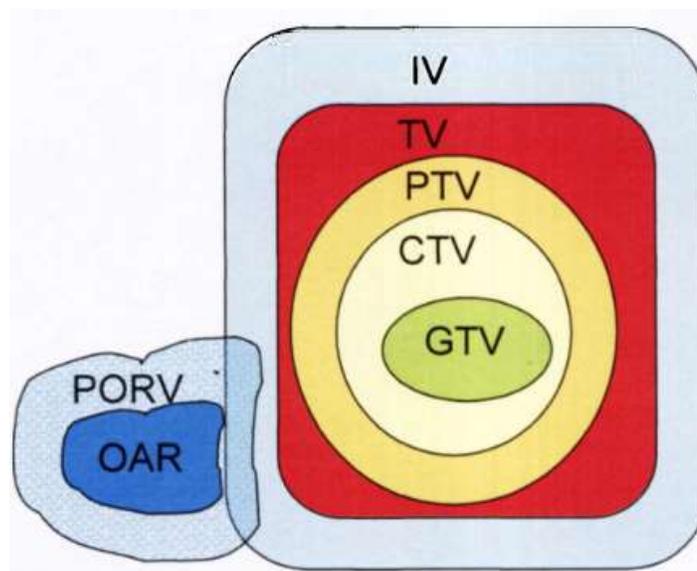


Figura 6: Definições de volumes alvos e órgãos de risco. Fonte: Poli (2007).

Onde: GTV é o volume visível do alvo; CTV é o volume clínico do alvo; PTV é o volume de planejamento do alvo; TV é o volume tratado; IV é o volume Irradiado; OAR é o órgão de risco; PORV é o volume de planejamento dos órgãos de risco.

2.6. Definição do isocentro de tratamento

O isocentro de tratamento é geralmente definido no centro geométrico do PTV, e suas coordenadas são definidas com relação ao isocentro de referência, que foi marcado com tinta na pele do paciente ao término da simulação do tratamento.

Para que o paciente seja posicionado no dia de tratamento da mesma forma como foi planejado no TPS, é necessário relacionar o sistema de coordenadas do paciente ao sistema de coordenadas da sala de tratamento. Isto se dá através da marcação dos lasers de referência da sala de simulação na pele do paciente no dia da simulação. Estas marcas ou pontos de referência podem ser externos ou internos (como os marcadores de sementes de ouro implantados no alvo).

Quando se opta por marcas externas, os lasers da sala de simulação são usados para fazer a marcação dos pontos de referência na pele do paciente com objectivo de alinhá-lo à máquina de tratamento. O alinhamento do paciente e a reprodutibilidade do tratamento dependem de um ajuste perfeito entre o sistema de coordenadas de referência obtido na simulação de tratamento, o sistema de coordenadas do

isocentro de tratamento planejado e por fim o sistema de coordenadas relacionado á sala de tratamento que deverá coincidir com o sistema de coordenadas do isocentro, obtido no TPS (ICRU, 1999; ICRU, 1993).

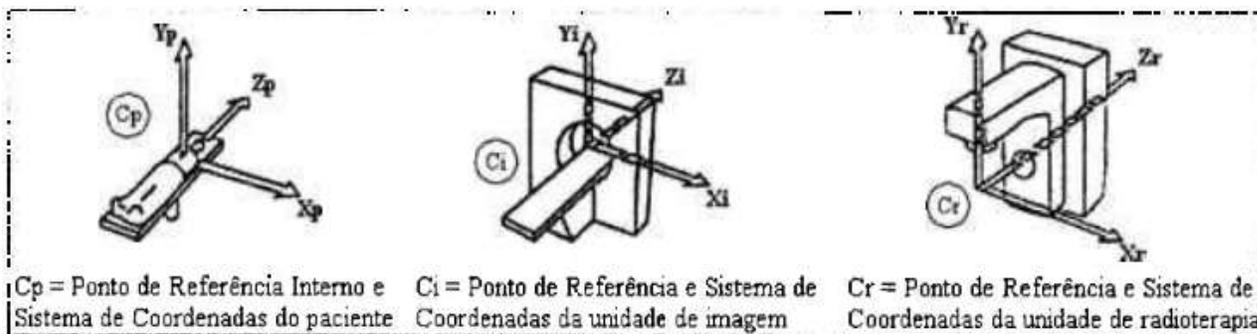


Figura 7: Sistemas de coordenadas relacionadas ao paciente. Fonte: ICRU (1999).

Onde: C_p é o sistema de cordenadas no dia da simulação; C_i é o sistema de cordenadas durante a aquisição de dados na unidade de imagem; C_r é o sistema de coordenadas da sala de tratamento.

2.7. Plano de tratamento em radioterapia

É neste processo onde é feito a aquisição de imagens, transferência de dados, algoritmos de cálculo de dose e controle de qualidade pré e pós-tratamento.

O plano do tratamento refere-se ao processo de distribuição de doses que sejam aceitável, visando maximizar a dose no volume-alvode um paciente submetido ao tratamento e minimizar a dose nos tecidos normais que também são irradiados. Isto envolve a própria selecção e orientação de energia, a geometria dos campos de tratamento (ICRU, 1999).

Para a realização do planeamento do tratamento são utilizados sistemas de planeamento computadorizados que servem para auxiliar na simulação e calcular as doses de tratamento (Peres et. al., 2004). O plano de tratamento começa com a colecta de dados do paciente, dados que incluem o contorno do corpo e estruturas anatómicas. É determinado o sistema de imobilização do paciente e são adquiridas imagens anatómicas do paciente, recorrendo a uma tomografia computadorizada, ou ressonância magnética.

Com recurso às imagens adquiridas são delimitados os volumes alvos e órgãos de risco, por parte do médico radioterapeuta, definindo. A partir das imagens diagnósticas do paciente, o médico desenha o volume do cancro e dos órgãos em risco, fornece uma margem de segurança, definindo um volume que o engloba. Esta margem é usada como garantia de que toda a porção palpável do cancro e suas ramificações sejam tratadas (ICRU, 1999).

Após da definição dos volumes a irradiar, é da responsabilidade do físico médico ou dosimetrista o cálculo da distribuição de dose sobre os dados do paciente considerando campos de radiação vindos de diferentes direcções para envolver o cancro como alvo. Uma dose pode ser dada a um alvo de formato irregular enquanto os tecidos vizinhos adjacentes são poupados.

No planeamento do IMRT é necessário definir as especificações de dose tanto para o órgão alvo como para as estruturas que se pretende proteger, determinando restrições de tolerância, de acordo com a importância da preservação necessária ao órgão avaliado nestas restrições. Uma vez definidas essas especificações, o sistema de planeamento computadorizado cria uma série de padrões de modulação em que cada ângulo de feixe procura alcançar o máximo possível as doses prescritas pelo Físico médico. Este processo é conhecido como planeamento inverso, e a melhor forma de analisa-lo é através dos histogramas de dose-volume (Hong e tal., 2005).

Neste trabalho foi utilizado o IMRT e o sistema de liberação dos feixes com um colimador de multi-lâminas (MLC) para alcançar a forma do campo e modulação de feixe desejadas.

Finalmente, é da responsabilidade do médico radioterapeuta a aprovação final do plano de tratamento, verificando sempre se a distribuição de dose obtida está de acordo com o prescrito e avaliando a dose recebida pelos órgãos de risco. O plano de tratamento deve ser feito sempre que o paciente inicia seu tratamento e também quando a geometria do corpo do paciente se altera (por exemplo, quando o paciente emagrece, engorda ou quando o tumor reduz de tamanho) por motivo do curso do tratamento.

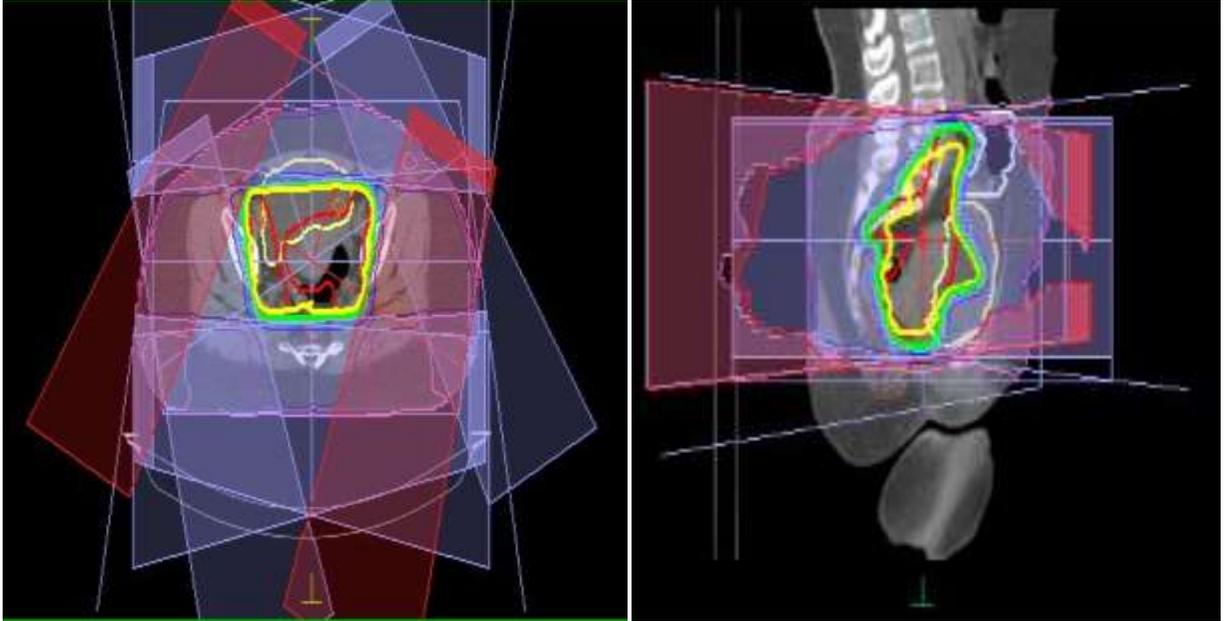


Figura 8: Geometria dos campos para um de tratamento de cancro do colo do útero no HCM (fonte: HCM).

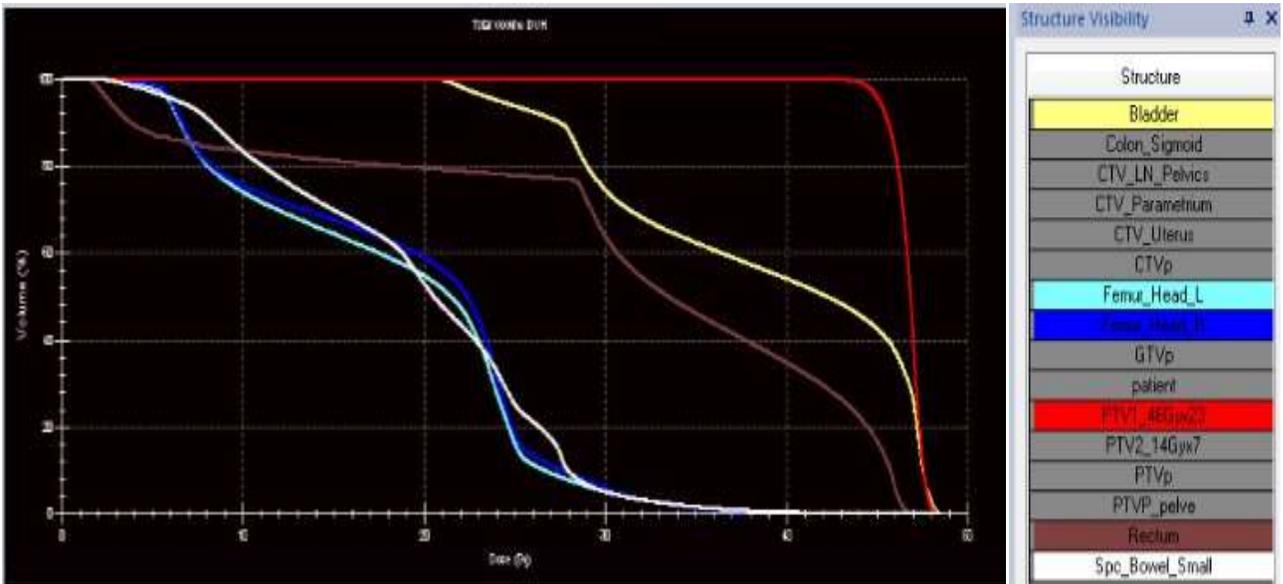


Figura 9: Histograma dose-volume para um tratamento de cancro de colo do útero no HCM (fonte: HCM).

2.8. Simulação do tratamento

A simulação do tratamento foi desenvolvida para assegurar, que os feixes escolhidos para o tratamento do paciente são adequados para englobar o alvo. Hoje em dia, a simulação consiste em determinar a posição de tratamento, adquirir os dados do paciente para o planeamento do tratamento, identificar os volumes alvos e os órgãos de risco, determinar e verificar a geometria dos campos de tratamento, e gerar radiografias de simulação para cada feixe de tratamento para comparação com os portais, que são filmes realizados com o feixe de tratamento (Dyk, 2005).

2.9. Processo de tratamento em radioterapia externa

Os principais desafios na busca da precisão para o tratamento mais adequado a cada caso são: I.) Identificação do volume alvo; II.) Preservação das regiões circunvizinhas ao volume alvo; III.) Quantificação da radiação emitida pela fonte; IV.) Quantificação da radiação que chega no volume a ser irradiado; V.) Protecção dos trabalhadores e pacientes do serviço de radioterapia.

a) A primeira etapa de todo o processo, é a avaliação clínica onde o médico especialista em Radioterapia, o radioncologista avalia o estado geral do doente e define a estratégia do tratamento (George, 2008). Esse processo é realizado por uma equipe multidisciplinar composta por médicos, físicos médicos, dosimetristas, técnicos de radioterapia, enfermeiros e pessoal auxiliar. A falha em algum ponto dessa cadeia pode comprometer todo o processo.

b) Segue-se o posicionamento do paciente, e esta é uma etapa de grande importância, visto que todas as informações devem ser obtidas com o paciente colocado numa posição de tratamento apropriada para que todas as condições possam ser facilmente reproduzidas ao longo do tratamento. Após o correcto posicionamento do paciente, é realizada a aquisição de imagens através de TC (tomografia computadorizada). Todos os erros ou incertezas cometidos nesta fase são automaticamente transferidos para todo o processo de tratamento (TRS-430, 2004).

c) Com os dados obtidos na fase de simulação, o médico especialista procede a delimitação do volume-alvo e dos órgãos de risco (OAR, do inglês, organ at risk) (George, 2008).

d) Com todos estes dados, a etapa seguinte baseia-se na planificação, cálculos das doses diárias e do período de administração do tratamento da radioterapia. Participam dessa etapa o físico e o

dosimetrista, e na distribuição dosimétrica de acordo com as características do tratamento de radioterapia, isto inclui a escolha da direção do feixe e o tipo de colimação (George, 2008; Peres et al., 2004).

A distribuição de dose é avaliada através de um ou mais procedimentos, pode se verificar visualmente se o volume-alvo encontra-se coberto de forma adequada e se a dose que chega aos órgãos adjacentes dentro dos limites de tolerância, ou é possível recorrer à análise do histograma dose – volume (George, 2008).

e) A fase seguinte é o próprio tratamento, a irradiação da célula cancerígena (George, 2008).

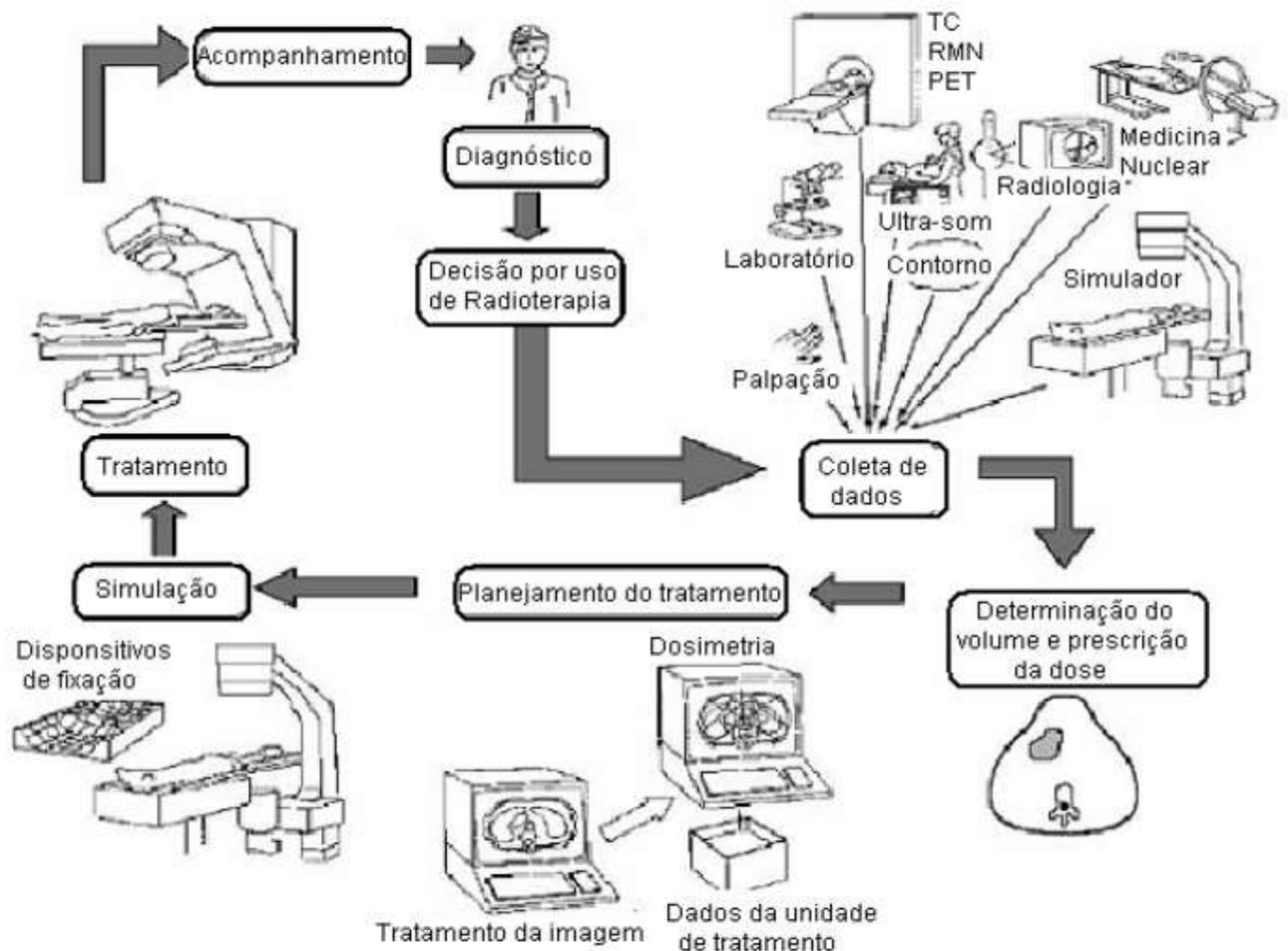


Figura10: Etapas do processo de tratamento em radioterapia externa (Galiano, 2001).

2.10. Garantia de qualidade

A Organização Mundial da Saúde (OMS) definiu o termo Garantia da Qualidade em Radioterapia como sendo, todas as ações que garantem a consistência entre a prescrição clínica e sua administração ao paciente, em relação à dose no volume-alvo, à dose mínima no tecido sadio, à exposição mínima de pessoal, e às verificações no paciente para a determinação do resultado do tratamento (INCA, 2000).

A OMS justifica a necessidade de garantia da qualidade com base nos seguintes argumentos: (INCA, 2000)

- A garantia da qualidade minimiza os erros no planejamento de tratamento e administração da dose ao paciente, e, portanto melhora os resultados da radioterapia, aumentando a taxa de remissões e diminuindo a taxa de complicações;
- A garantia de qualidade não só reduz a probabilidade de acidentes e erros ocorrerem, aumenta também a probabilidade de eles serem reconhecidos e corrigidos antes, reduzindo assim as suas consequências para o tratamento do paciente. Este é o caso, não apenas em incidentes maiores, mas também para a maior probabilidade de incidentes menores.

CAPITULO III. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. MATERIAIS

Para a obtenção dos dados apresentados neste trabalho foram utilizados os seguintes equipamentos: Um acelerador linear da Elekta Synergy fabricado pela Elekta Medical Systems, uma matriz de controlo de qualidade MatriXX Evolution fabricada pela Iba Dosimetry, e respectivo software de análise (myQA Patients) da Iba Dosimetry, uma câmara de ionização do tipo Farmer 0,6 cm^3 fabricada pela Iba Dosimetry, um eletrómetro Dose 1 Iba Dosimetry, placas de agua sólida.

3.1.1. Acelerador Linear Synergy Platform

Neste trabalho foi usado um acelerador linear da Elekta, Elekta Synergy Platform composto por tecnologia de IGRT (Radioterapia Guiada por Imagens), IMRT (Radioterapia de Intensidade Modulada). O acelerador linear da Elekta Synergy possibilita que a radiação seja entregue apenas onde é necessário usando energia de baixa dose e redução activa de fugas. É equipado com ferramentas de orientação e sistema de imagem que permitem o controlo eficaz da posição do tumor no momento da entrega da dose. O sistema de imagem possibilita a aquisição de imagens 2D, 3D e 4D, as quais auxiliam na visualização dos tecidos moles e proporcionam maior confiança clínica no posicionamento do paciente. Além disso, dispõe de um colimador totalmente integrado com abertura de campo de 40,0 cm x 40,0 cm, aperfeiçoando o tratamento de volume-alvo de maior dimensão (Elekta, 2011).



Figura 11: Acelerador linear da Elekta Synergy (fonte: HCM).

3.1.2. Matriz de controlo de qualidade, MatriXX Evolution e o respectivo software de análise (myQA)

A matriz de controlo de qualidade, MatriX Evolution é uma matriz de controlo de qualidade com câmaras de ionização 2D (fabricante IBA Dosimetry) que possui 1020 câmaras de ionização, com volume de $0,08 \text{ cm}^3$ cada, com tempo de leitura de 20ms. A área sensível do Matriz é de $24,4 \times 24,4 \text{ cm}^2$, com taxa mínima de leitura de 2 cGy/min . O arranjo experimental para a medida envolve $7,5 \text{ cm}$ acima e 5 cm abaixo do Matriz, e $30 \times 30 \text{ cm}^2$ de área.

Associado à um sistema de leitura paralela de todas as câmaras. É exclusivo para controlo de qualidade ideal do paciente e controle de qualidade de aceleradores lineares e ambas as aplicações alimentadas pelo software de análise (myQA). Esse software permite importar e comparar as distribuições de doses calculadas no sistema de planeamento com as distribuições de dose medidas na matriz de controlo de qualidade, faz o processamento imediato e automático das medições de todas as energias do feixe em uma única execução, uma validação fácil dos resultados dos testes e suporta TG-142.



Figura 12: Matriz de controlo de qualidade MatriXX Evolution (fonte: HCM).

3.1.3. Câmara de ionização do tipo Farmer 0,6 cm³ e electrómetro

A câmara de ionização tipo Farmer 0,6 cm³DS04-000, projectada pelo Professor F. T. Farmer e fabricada pela empresa Physikalisch Technische Werkstätten (PTW) Freiburg, Alemanha. Tem parede e o eléctro do colector central de grafite, com volume sensível de 0,6 cm³. É construído a partir de um dedal de grafite de alta pureza e paredes finas e eléctrodo de alumínio, com uma tampa removível que também protege o dedal, pois a protecção cuidadosa dos condutores de sinal e do cabo garante um baixo vazamento pós irradiação. A câmara de ionização tipo Farmer 0,6 cm³ é usado para a medição de dosimetria absoluta de fotões e feixes de electrões.

O Electrómetro é acoplado por um cabo específico à câmara de ionização que funcionam como um amperímetro medindo a corrente (mA) ou a carga (nC) gerada pela câmara de ionização.



Figura 13: Câmara de ionização do tipo Farmer e o electrómetro Dose 1 (fonte: HCM).

3.1.5. Objecto Simulador de Água Sólida(placas)

Raramente é possível medir distribuições de dose directamente em pacientes tratados com radiação, (pode ser feito por dosimetria in vivo), e por isso, na maioria dos casos, os dados referentes a estas distribuições são medidos em objectos simuladores. Estes são feitos de materiais equivalentes ao tecido humano, cujas propriedades de absorção e espalhamento simulam da melhor maneira possível os tecidos biológicos (ICRU, 1989). A água é o material padrão para medidas de dose absorvida em relação ao corpo humano (tecido mole) e medida da dose absorvida em um meio (ICRU, 1999).

O objecto simulador usado neste trabalho é composto por 20 placas de água sólida que medem 30 cm X 30 cm com espessuras de 1,0 cm e 2,0 cm com espaço para encaixe da câmara de ionização. Pela disposição de placas, obtêm-se as profundidades equivalentes à do corpo humano necessárias para os testes de controlo de qualidade.



Figura 14: Placas de água sólida (fonte: HCM).

3.2. Local de estudo

O estudo foi feito nos Serviços de Radioterapia do Hospital Central de Maputo e o local foi escolhido por ser o único com serviços de radioterapia a tratar pacientes no país.



Figura 15: Sala de tratamento (fonte: HCM).



Figura 16: Console (fonte: HCM).

3.3. Métodos

3.3.1. Medição e comparação da dose calculada no TPS pela Matriz de controlo de qualidade MatrixX Evolution

Para a obtenção de dose medida pela matriz de controlo de qualidade, ela foi envolvida em um objecto simulador de água sólida, exclusivo para este tipo de detector, entretanto 7,5 cm acima do detector e 5 cm abaixo da matriz. O detector foi posicionado sobre a mesa de tratamento, a parte móvel do acelerador linear (o gantry) foi posicionada à 0° e a SSD (Distância da Fonte à Superfície) de 100 cm. Com auxílio de software de análise (myQA), permitiu-se importar e comparar as distribuições de doses calculadas no sistema de planeamento com as distribuições de dose medidas na matriz de controlo de qualidade, num processamento imediato e automático das medições de todas as energias do feixe em uma única execução, e uma validação fácil dos resultados dos testes.

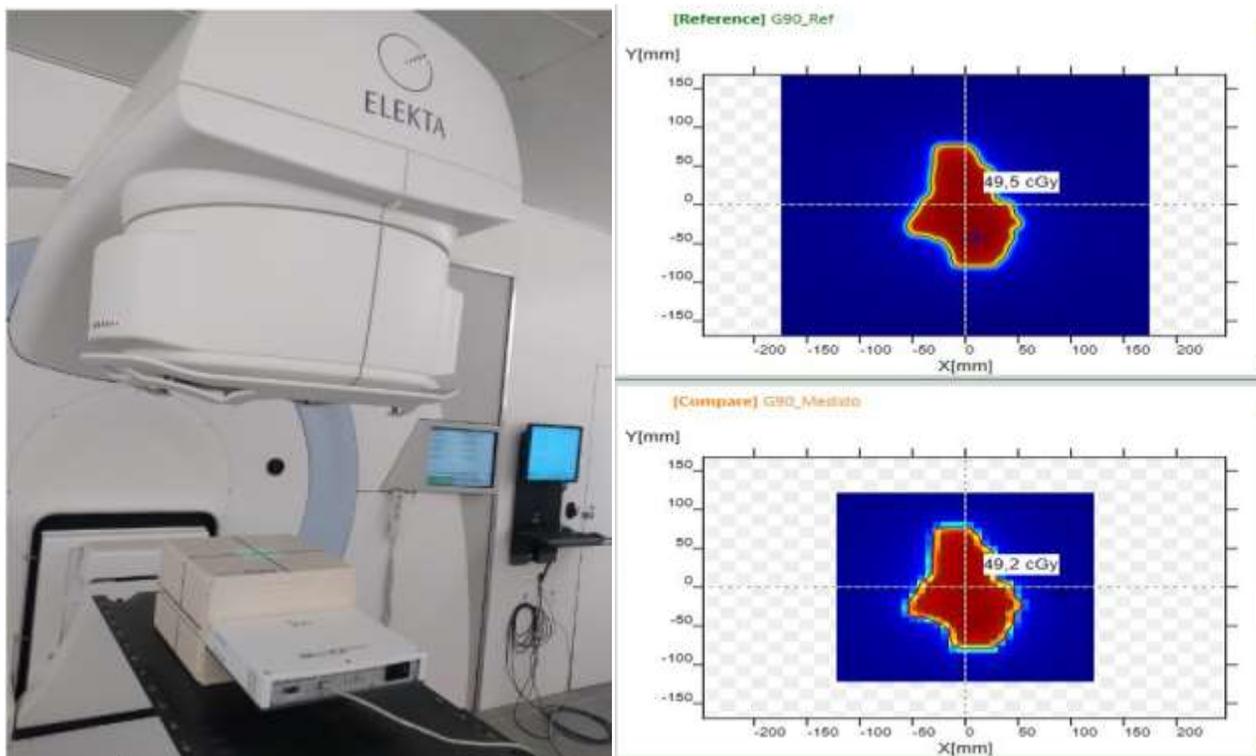


Figura 17: Montagem experimental da matriz de controlo de qualidade e a leitura de dose medida (fonte: HCM).

Para a comparação de doses usando a matriz de controlo de qualidade, foi usado o método de função gama, que é um método que compara de maneira quantitativa duas distribuições de dose ponto a ponto, onde uma distribuição é utilizada como referência e a outra é avaliada, caracteriza-se por avaliar de maneira simultânea a diferença percentual de dose e a distância de concordância (DTA). Esse método utiliza dois critérios nas comparações, um critério é com relação à distância de concordância entre o mesmo valor de dose das duas distribuições e outro com relação à diferença de distância ponto a ponto.

3.3.2. Medição e comparação da dose calculada do TPS usando a câmara de ionização

Numa sala com temperatura T de 25°C e pressão P de 1004 Pa , a câmara de ionização de tipo Farmer $0,6 \text{ cm}^3$ com referência DS04-000 foi introduzida no meio das 20 placas simuladoras de água sólida posicionadas sobre a mesa de tratamento, a parte móvel do acelerador linear (o gantry) foi posicionada à 0° e a SSD (Distância da Fonte à Superfície) foi de 100 cm , como mostra a figura 18 e associada a um Eletrómetro DOSE 1, foram medidas distribuições de dose, as quais, para a comparação de doses, foi calculado o valor médio das doses medidas e corrigido pelo factor de correcção $K_{T,P}$, e com o valor médio de doses corrigido foi feita a comparação com o valor de dose planificada no TPS, e obteve-se o desvio percentual.



Figura 18: Montagem experimental para determinar a dose calculada do TPS usando a câmara de ionização (fonte: HCM).

CAPÍTULO IV. RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1. Definição dos níveis de acção

O controlo de qualidade de tratamento em radioterapia requer comparações entre as distribuições de doses medidas e calculadas.

Ao levar em conta os níveis de acção dos testes para verificação de qualidade em IMRT, a precisão dos procedimentos de medida, a carga de trabalho, a capacidade de detectar áreas problemáticas na distribuição de dose e os dados dos controlos da qualidade analisados, foram estabelecidos os níveis de acção requeridos para o programa de controlo da qualidade proposto e implementado no Serviço de Radioterapia do Hospital Central de Maputo, que é de $\pm 5\%$ na dose absoluta total usando a câmara de ionização (dosimetria absoluta) e com a matriz de controlo de qualidade (dosimetria relativa) usando método de função gama, que só passa no teste quando pelo menos 95% dos pontos comparados numa distribuição mostrarem valores de índice gama entre 0,00 à 1,00 ($\gamma(\mathbf{r}_m) \leq 1$) para limites de desvios de 3 mm de DTA e 3% de diferença de dose (dosimetria relativa). E esses valores estão de acordo com os propostos pelo ICRU (2010) e TRS-430 (2004).

4.2. Comparação entre a dose calculada pelo TPS e a dose medida pela Matriz de controlo de qualidade.

Nos 10 tratamentos, foram avaliados 50 campos usando a matriz e as distribuições de doses medidas com a matriz foram comparadas com as distribuições de doses calculadas no TPS, utilizando o método da função gama, método que cujo, compara de maneira quantitativa duas distribuições de dose ponto a ponto e é calculada através da fórmula.

$$\Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = \sqrt{\frac{\Delta r^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)}{\Delta d_m^2} + \frac{\delta^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)}{\Delta D_m^2}} \quad (6)$$

Onde:

$\Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)$ - É a função Gama; $\Delta r(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)$ - É a diferença entre valores dos pontos medidos e calculados; $\delta(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)$ - É a diferença de dose entre as posições de r_c e r_m ; ΔD_M - É a diferença de dose, que para esse trabalho foi adoptado $\pm 3\%$; Δd_M - É a DTA (distância de concordância).

Os critérios de aceitação e de diferença de dose adotados nesse trabalho foram de ± 3 mm de DTA e $\pm 3\%$ diferença de dose, respectivamente, que são normais em radioterapia, recomendados pela ICRU (2010) e TRS-430 (2004). Esses valores são aplicados na fórmula (6) para a obtenção do valor da função gama entre os pontos medidos e calculados.

O cálculo da função que compara de maneira quantitativa duas distribuições de dose ponto a ponto, onde uma distribuição é utilizada como referência e a outra é avaliada, foi feito em todos os pontos de distribuição de dose, e o menor valor encontrado para cada cálculo da função, denomina-se índice gama (γ).

$$\gamma(\mathbf{r}_m) = \forall(r_c) \{ \Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) \} \min \quad (7)$$

Índice gama (γ) foi usado para a aprovação ou reprovação dos resultados encontrados com a seguinte condição:

- $\gamma(\mathbf{r}_m) \leq 1$, esse resultado passa nos critérios de aceitação, ou seja, aprovado;
- $\gamma(\mathbf{r}_m) > 1$, esse resultado reprova nos critérios de aceitação.

Pela análise da função gama, as distribuições de doses foram sobrepostas, para possibilitar a visualização de regiões em que há concordância ou não da distribuição de doses nos pontos medidos e calculados, como se pode ver na figura 19.

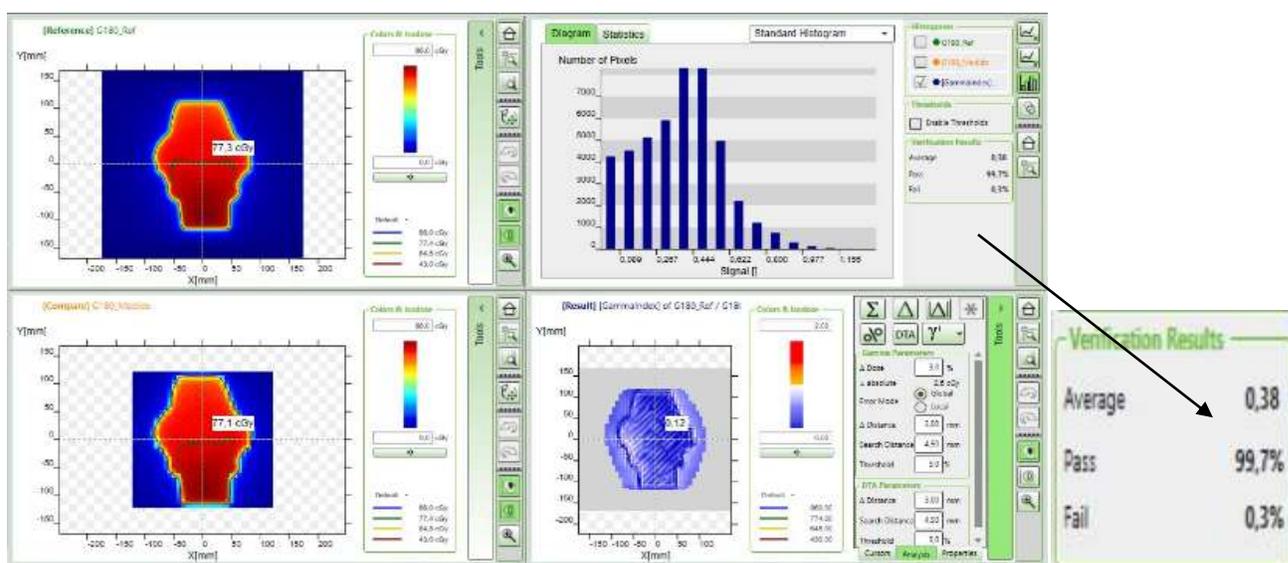


Figura 19: Comparação de doses calculada e medida pelamatriz de controlo de qualidade.

Com auxílio de software de análise (myQA), que permitiu importar e comparar as distribuições de doses calculadas no sistema de planejamento com as distribuições de dose medidas na matriz de controlo de qualidade, num processamento imediato e automático das medições de todas as energias do feixe em uma única execução e uma validação fácil dos resultados dos testes, como se pode ver na figura 19.

A figura 19 é um dos 50 campos avaliados, e é possível observarmos resultados que 99,7% de todos pontos avaliados tiveram resultado de índice gama menor que um ($\gamma(r_m) \leq 1$), por isso (pass), e 0,3% de todos pontos avaliados tiveram resultado de ($\gamma(r_m) > 1$), por isso, (fail). O teste só é aprovado quando pelo menos 95% das distribuições de doses nos pontos medidos e calculados tiverem o valor de índice gama entre 0,00 a 1,00.

A análise mostrou que o valor de $\gamma < 1$ para 100% dos dados, ou seja, 100% de todas comparações de distribuições de doses apresentaram pelo menos 95% dos pontos medidos e calculados em uma distribuição de dose o valor de índice gama entre 0,00 a 1,00 ($\gamma < 1$). Isso indica uma grande concordância entre as distribuições de doses medidas e calculadas, pois resulta em uma diferença de dose menor que 5% estabelecidos, como se pode ver na tabela 2.

As medidas realizadas com matriz de controlo de qualidade verificam a distribuição de dose relativa num plano, isso é, a matriz mede muitos pontos em simultâneo, o que aumenta sua precisão na medição de dose. Nas tabelas 2 e 3 pode-se observar que todos os desvios detectados pela matriz de controlo de qualidade estão abaixo do nível de acção de cerca de $\pm 5\%$ em relação ao sistema de planejamento e de tratamento, logo em concordância com os limites internacionais.

Tabela 2: Resultados de comparação de doses calculadas $D_{calculada}$ no TPS e doses medidas D_{medida} pela matriz em gray.

		P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P ₅	P ₆	P ₇	P ₈	P ₉	P ₁₀
C ₁	$D_{calculada}$	0,202	0,245	0,222	0,290	0,283	0,290	0,449	0,673	0,370	0,447
	D_{medida}	0,203	0,246	0,220	0,291	0,282	0,291	0,448	0,674	0,376	0,446
	Resultado(%)	99,3	98,9	100,0	99,0	99,3	99,0	99,3	99,3	99,3	99,6
C ₂	$D_{calculada}$	0,525	0,437	0,613	0,504	0,509	0,504	0,495	0,807	0,553	0,651
	D_{medida}	0,527	0,439	0,614	0,502	0,502	0,502	0,492	0,806	0,551	0,654
	Resultado(%)	99,4	99,1	98,8	98,6	99,0	98,6	99,0	99,2	98,6	98,7
C ₃	$D_{calculada}$	0,081	0,421	0,558	28,0	0,605	0,280	0,417	0,772	0,438	0,541
	D_{medida}	0,080	0,423	0,560	0,280	0,606	0,280	0,416	0,771	0,438	0,538
	Resultado(%)	98,8	99,7	99,6	99,4	99,6	99,4	99,3	99,7	99,5	99,7
C ₄	$D_{calculada}$	0,374	0,072	0,639	0,506	0,547	0,506	0,509	0,808	0,600	0,617
	D_{medida}	0,371	0,074	0,635	0,506	0,545	0,506	0,508	0,809	0,595	0,615
	Resultado(%)	99,6	99,3	100,0	99,5	99,6	99,5	99,3	99,0	99,3	99,2
C ₅	$D_{calculada}$	0,081	0,425	0,217	0,547	0,280	0,547				
	D_{medida}	0,083	0,426	0,216	0,545	0,280	0,545				
	Resultado(%)	99,2	99,6	99,6	99,6	99,3	99,6				
C ₆	$D_{calculada}$	0,542	0,075								
	D_{medida}	0,545	0,077								
	Resultado(%)	99,04	99,4								
C ₇	$D_{calculada}$	0,202	0,247								
	D_{medida}	0,204	0,249								
	Resultado(%)	99,0	99,2								

Onde: C_x representa campo de tratamento, P representa paciente; $D_{calculada}$ é a dose calculada em gray; D_{medida} é a dose medida de cada campo em gray; Resultado (%) que é o resultado percentual da comparação de distribuição de dose em todos pontos.

A tabela 2, mostra todas doses calculadas, medidas, e o resultado percentual todos pontos.

Todas as medidas (03) que obtiveram um alto desvio percentual, foram refeitas as medições e apresentaram desvio percentual aceitável. Esse alto desvio ocorreu devido à falha durante as configurações dissimétricas no software de análise, indicando discordância entre as distribuições de doses.

A média, o desvio mínimo, máximo e padrão de cada paciente são apresentados na tabela 3, e esses valores estão dentro do limite de tolerância sugerido pela ICRU (2010) e ICRU (1976).

Tabela 3: Resumo dos resultados de desvios obtidos com a matriz de controlo de qualidade

Paciente	δ_{\min} %	δ_{\max} %	δ_{med} %	δ %
P ₁	0,4	1,2	0,76	0,25
P ₂	0,3	1,1	0,83	0,30
P ₃	0,0	1,2	0,4	0,61
P ₄	0,4	1,4	0,78	0,37
P ₅	0,4	1,0	0,7	0,19
P ₆	0,4	1,4	0,78	0,37
P ₇	0,7	1,0	0,78	0,13
P ₈	0,3	1,0	0,7	0,25
P ₉	0,4	1,4	0,75	0,39
P ₁₀	0,3	1,3	0,73	0,37

Onde: δ_{\min} % é a percentagem mínima entre os pontos que tiveram $\gamma > 1$; δ_{\max} % é a percentagem máxima entre pontos medidos e calculados que tiveram $\gamma > 1$; δ_{med} % é a percentagem média entre pontos medidos e calculados que tiveram $\gamma > 1$; δ % é a percentagem do desvio padrão entre os pontos medidos e calculados.

A matriz de controlo de qualidade composta por várias pequenas câmaras de ionização muito sensíveis, mede muitos pontos em simultâneo, o que aumenta sua precisão na medição e comparação de dose. Não necessita de corrigir os valores de energia para factor de correcção $K_{P, T}$, porque as suas pequenas câmaras de ionização não são abertas ao ambiente, factor que pode ter influenciado na diferença de resultados entre os dois detectores.

4.3. Influência do Número de Campos no resultado da comparação de doses medidas e calculadas

A partir dados obtidos, verificou-se que o número de campos não influencia significativamente o resultado final da comparação entre a dose calculada e a dose medida. Para avaliar a influência do número de campos de tratamento, 10 tratamentos incluindo 50 campos foram separados em três grupos e comparados em diferença de dose (desvio). Como se pode ver na tabela 2, o primeiro grupo incluiu 2 tratamento com 7 campos, o segundo inclui 4 tratamentos com 5 campos e o terceiro inclui 4 tratamentos com 4 campos.

E concluiu-se, entretanto, que não existe um limite para a quantidade de campos usados na irradiação do volume alvo, quanto mais campos são usados, maior é a concentração de doses em sua intersecção, poupando os tecidos sádios, porém, isso aumenta o volume irradiado (ICRU, 1999).

4.4. Comparação entre a dose calculada pelo TPS a dose medida pela câmara de ionização

Os mesmos pacientes foram submetidos a controlo de qualidade usando a câmara de ionização como se pode ver o resultado da comparação de doses na tabela 4.

Determinou-se a média das três medições para cada valor de dose planificada, e corrigiu-se pelo valor de factor de correcção de temperatura e pressão $K_{T,P}$ a fim de converter a massa de ar para as condições de referência de temperatura e pressão. Pois a câmara de ionização tipo Farmer 0.6 cm^3 encontra-se entre as todas as câmaras descritas no Código de Prática TRS 398, que são abertas para equilíbrio com o ambiente, e portanto, a massa de ar do volume sensível da câmara ionização está sujeita às variações atmosféricas, sendo que, o factor de correcção para temperatura e pressão $K_{T,P}$ é dado pela fórmula (3) (IAEA, 2000):

$$K_{T,P} = \frac{(273,2+T)P_0}{(273,2+T_0)P}$$

As condições de temperatura T e de pressão P eram 25° C e 1004 Pa respectivamente. Este factor deve ser aplicado para converter a massa de ar da cavidade da câmara de ionização para condições de referência. P e T são a pressão e temperatura da massa de ar da cavidade no momento da medição, e P₀

e T_0 são os valores de referência (101,325 kPa e 20°C), que constam no certificado de calibração da câmara de ionização (IAEA, 2000; Jonhs e Cunnighan, 1983).

Com o valor da média das energias corrigido e valor de dose planejada no TPS, foi feita a comparação e obteve-se o desvio utilizando o critério da diferença percentual dada pela equação:

$$\delta = \left(\frac{D_C - D_M}{D_M} \right) \times 100\% \quad (8)$$

Onde δ é o desvio em percentagem, D_C é a dose calculada e D_M é a dose medida.

Tabela 4: Resultados de desvios obtidos com a câmara de ionização em gray.

Pacientes	D_{M_1}	D_{M_2}	D_{M_3}	$D_{Média}$	$D_{(KTP)}$	$D_{(TPS)}$	δ (%)
1	2,202	2,212	2,214	2,209	2,213101	2,17	-1,94754
2	2,311	2,307	2,312	2,310	2,313939	2,291	-0,99135
3	2,004	2,001	1,993	1,999	2,003	1,961	2,08428
4	2,058	2,065	2,057	2,060	2,064	2,048	-0,75177
5	2,25	2,246	2,238	2,245	2,248	2,225	-1,0449
6	2,189	2,195	2,181	2,188	2,192	2,17	-1,00659
7	1,931	1,927	1,926	1,928	1,931	1,909	-1,15404
8	2,335	2,332	2,331	2,333	2,337	2,299	-1,61105
9	3,173	3,174	3,174	3,174	3,179	3,121	-1,82691
10	2,032	2,028	2,037	2,032	2,036	2,002	-1,66024

Onde: D_{M_i} : É a dose medida; $D_{Média}$: É a média das doses medidas; $D_{(KTP)}$: É a dose corrigida com os valores da K_{PT} ; $D_{(TPS)}$: É a dose calculada no TPS; δ : É a diferença percentual.

Quando realizado a comparação das doses calculadas (TPS) e das doses medidas pela câmara de ionização, obteve-se que 100% de todas comparações apresentaram um desvio percentual de dose absoluta menor que 5% e um desvio médio de -1,41%, em relação aos valores fornecidos pelo TPS como pode se ver na tabela 5.

Tabela 5: Resumo dos resultados de desvios obtidos com a câmara de ionização

Número de pacientes	10
Desvio percentual médio	-1,41%
Desvio padrão	0,45%
Desvio percentual máximo	2,08 %
Desvio percentual mínimo	-0,75 %

Todos os casos apresentaram desvio percentual de dose absoluta total menor que $\pm 5\%$ em relação ao valor calculado. Esses dados demonstram, que os planeamentos e as execuções dos tratamentos no Hospital Central de Maputo têm elevada exactidão e precisão. A análise e comparação entre os diferentes detectores obtidas no presente trabalho podem auxiliar na compressão dos factores que influenciam nas incertezas dosimétricas para adquirir confiança e a precisão exigida na entrega adequada da dose ao paciente.

4.4. Possíveis fontes do desvio de dose calculada no TPS em tratamento de radioterapia

A AAPM (1984), indicou as possíveis fontes de erro no tratamento de um paciente. Erro devido à localização do tumor, mobilização do paciente, posicionamento do campo de radiação, posicionamento diário do paciente e aquelas relacionadas ao equipamento, como variações dosimétricas, eléctricas, mecânicas que poderiam levar às variações da dose esperada. Todos desvios obtidos neste trabalho mostram boa concordância, são pequenas divergências que podem derivar dos erros de setup durante as medições, ou mesmo da calibração dos detectores.

CAPITULO V. CONCLUSÃO

5. CONCLUSÃO

No presente trabalho, foram efectuadas medidas com matriz de controlo de qualidade e com a câmara de ionização para o avaliar o desvio entre a dose planificada no TPS e a dose medida, em doente com cancro de colo no HCM. Já que cada detector apresenta característica bem distintas no que diz respeito à forma como mede a radiação liberada pelo acelerador linear, foi possível verificar diferentes desvios, a câmara de ionização apresentou diferenças percentuais maiores do que a matriz de controlo de qualidade.

As distribuições de doses medidas na matriz de controlo de qualidade, indicaram uma concordância satisfatória com as distribuições de doses calculadas no TPS, a análise do índice gama foi <1 para 100% dos dados, pelo que todas as diferenças percentuais são inferiores à $\pm 5\%$ de diferença de dose recomendados. Pelos dados obtidos, pode concluir-se que, a matriz de controlo de qualidade apresentou melhores resultados e mostrou-se ser eficiente na análise da distribuição de dose, composta por várias pequenas câmaras de ionização muito sensíveis, a matriz mede muitos pontos em simultâneo, o que aumenta sua precisão na medição de dose, apresentou um desvio médio menor, desvio padrão menor, desvio mínimo menor e desvio máximo menor, do que a câmara de ionização.

As distribuições de doses medidas pela câmara de ionização e corrigidas pelo valor de factor de correcção de temperatura e pressão $K_{T,P}$ a fim de converter a massa de ar para as condições de referência de temperatura e pressão, indicaram uma concordância satisfatória com as distribuições de doses calculadas no TPS, todas as diferenças percentuais são inferiores à $\pm 5\%$ de diferença de dose recomendados como níveis de acção.

Em geral, todos os valores apresentados mostraram diferenças percentuais inferiores à 5% e à $\pm 3\%$ estando assim em concordância com os limites estabelecidos pelo TRS-430, ICRU (1976) e ICRU (2010), portanto, essa diferença pode estar associado a erros de setup durante as medições ou calibração dos detectores.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAPM. American Association of Physicists in Medicine. (1984). Physical aspects of quality assurance in radiation therapy. Report Series No. 13. American Institute of Physics. New York.

Agostinho, M.I.R. (2012). Conhecimentos dos jovens universitários sobre hpv e cancro do colo do útero, na era da vacina. Dissertação de Mestrado em Oncologia. Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar - Universidade de Porto.

Almeida, C. E. (2012). Bases Físicas de um programa de garantia da qualidade em IMRT. Editor científico Centro de Estudos do Instituto de Biologia Roberto Alcantara. Rio de Janeiro.

Brady, L. W., Heilmann, H. P., Molls, M. (2006). New Technologies in Radiation Oncology ed. Schlegel, W., Bortfeld, T. e Grosu, A. L. Springer.

Baltas, D., Zamboglou, N., e Sakelliou, L. (2007). The physics of modern brachytherapy for oncology. Taylor & Francis. Boca Raton.

Cardoso, M.J.D. (2011). Estudo dosimétrico para implementação da técnica radioterapêutica Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT). Faculdade de Ciências e Tecnologia - Universidade Nova de Lisboa.

Carvalho, A. (2009). Implementação de um sistema de dosimetria “in vivo” em Radioterapia Externa. Aplicação no cancro de mama. Universidade do Milho.

Clemente, A.S.M. (2013). Radioterapia adaptativa. Utilização de cone-beam computed tomography para o cálculo de dose em radioterapia. Instituto Politécnico de Lisboa - Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa.

Elekta. (2011). Elekta Synergy. Digital accelerator for advanced IGRT. Acedido em 04 de Março de 2022, em: <https://www.elekta.com/radiotherapy/treatment-delivery-systems/elekta-synergy.html>.

Dyk, V. J. (2005). The modern technology of radiation oncology. Madison, W: Medical Physics Publishing, 2^oed.

Furnari, L. (2009). Controle de Qualidade em Radioterapia. Rev Bras Fis Med. 3(1), p. 77-90.

- Galiano, P.S. (2001). Introducción a la física de la radioterapia. Hospital Central de Asturias. España.
- George, F. (2008). Manual de Boas Práticas de Radioterapia. Direcção-Geral da Saúde Circ. Inf.
- Hong, T., Ritter, M., Harari, P. (2005). Intensity modulated radiation therapy. Emerging cancer treatment technology. British Journal of Cancer. **92**:1819-1824.
- Horowitz, N., Peters, W., Smith, M., Drescher, C., Atwood, M., Mate, T. (2002). Adjuvant High Dose Rate Vaginal Brachytherapy as treatment of stage I and II Endometrial Carcinoma. Obstetrics & Gynecology. **99**:235-240.
- Hoskin, P., Coyle, C. (2011). Radiotherapy in Practice Brachytherapy- Oxford University Press.
- IAEA. International Atomic Energy Agency. (2000). Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. Technical Reports Series No. 398. Vienna.
- IAEA. International Atomic Energy Agency TRS-430. (2004). Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. Technical Reports Series No. 430. Vienna.
- ICRP. International Commission On Radiological Protection. (1990). Recommendations of the International Commission Radiological Protection. Report 60, Pergamon Press, Oxford.
- ICRP. International Commission On Radiological Protection (1991). Recommendations of the International Commission On Radiological Protection. Publication 60, Pergamon Press. USA.
- ICRP. International Commission On Radiological Protection. (2007). Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 103, New York, Pergamon Press. USA.
- ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. (1976). Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures. Report 24, pp.1-67.
- ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. (1989). Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurements. ICRU Report 44. USA.

- ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. (1993). Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. Bethesda, M.D. Report 50. USA.
- ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. (1999). Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. Report 62. USA.
- ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements (2010). Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam IMRT. ICRU Report 83. USA.
- INCA. Instituto Nacional do Câncer. (2000a). Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. TEC-DOC 1151. Rio de Janeiro.
- INCA. Instituto Nacional De Câncer. (2010). Atualização para técnicos em radioterapia. INCA. Rio de Janeiro. ISBN 978-85-7318-164-7.
- Jham, B.C., Freire, A.R. (2006). Complicações bucais da radioterapia em cabeça e pescoço. *Bras Otorrinol.* **72**: 704-708.
- Jonhs, H.E., Cunnighan, J.R. (1983). *The Physics of Radiology*. 4thed, Springfield. USA, Charles C. Thomas.
- Karzmark, C.J., Morton, J. R. (1989). *A Primer on Theory and Operation of Linear Accelerators in Radiation Therapy*. Medical Physics Publishing Corporation. Madison.
- Karzmark, C. J., Nunan, C. S. e Tanabe, E. (1993). *Medical Electron Accelerators*. McGraw-Hill.
- Khan, F. (2010). *The physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins. 4th ed.
- Kogel, V., Joiner, M. (2009). *Basic Clinical Radiobiology*. 4th Edition, Hodder Arnold. London.
- Low, D., Harms, W. (1998). A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical physics*. Mutic, S., Purdy, J. **25**: 656-661.
- Martinez, J. (2004). *Revisión Radioterapia conformada en tres dimensiones com intensidad modulada (IMRT)*. Nuevas estrategias en tumores de cabeza y cuello. Málaga.
- Mayles, P., Nahum, A., Rosenwald, J. C. (2007). *Handbook of Radiotherapy Physics -Theory and Praticce*. 1^a ed. Boca Raton. 1393p.

Morais, B.H., Marangoni, A.C. (2015). Características e funcionamento dos aceleradores lineares em radioterapia e aspectos da evolução do planejamento radioterápico. Tek e Log.v.6 n.2: 140-154.

Nandi, D.M. (2004). Estudo de funcionalidade e segurança para aceleradores lineares utilizados em radioterapia. Uma contribuição para a gestão de tecnologia médico hospitalar. Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

Peres, C. A., Halperin, E. C., Brady, L.W. (2004). Principles and practice of radiation oncology. 4th Ed, Lippincott Williams & Wilkins. USA.

Perez, R. J. (2002). Design of Medical Electronic Devices. Academic Press.

Philips Electronics U.K. Limited.(1996). Linear accelerator: Explanations. Volume 2. SL75-5.

Podgorsak, E. (2005a). Basic Radiation Physics. Chapter 5. Mc Gill University Health Centre. Quebec. Canadá.

Podgorsak, E. (2005b). Radiation Oncology Physics. A Handbook for Teachers and Students. Technical Editor. Austria.

Poli, M. E. R. (2007). Definição do volume de planejamento do alvo (PTV) e seu efeito na radioterapia. Dra. Letícia I. C. Rodrigues. Universidade São Paulo. Brasil.

Scaff, L.A. (1997). Física da Radioterapia. Sarvier. São Paulo.

Stathakis, S. et al. (2014). A New Evaluation Parameter For Quantitative Quality Assurance. Comput Meth Prog Bio. P. 60-69.

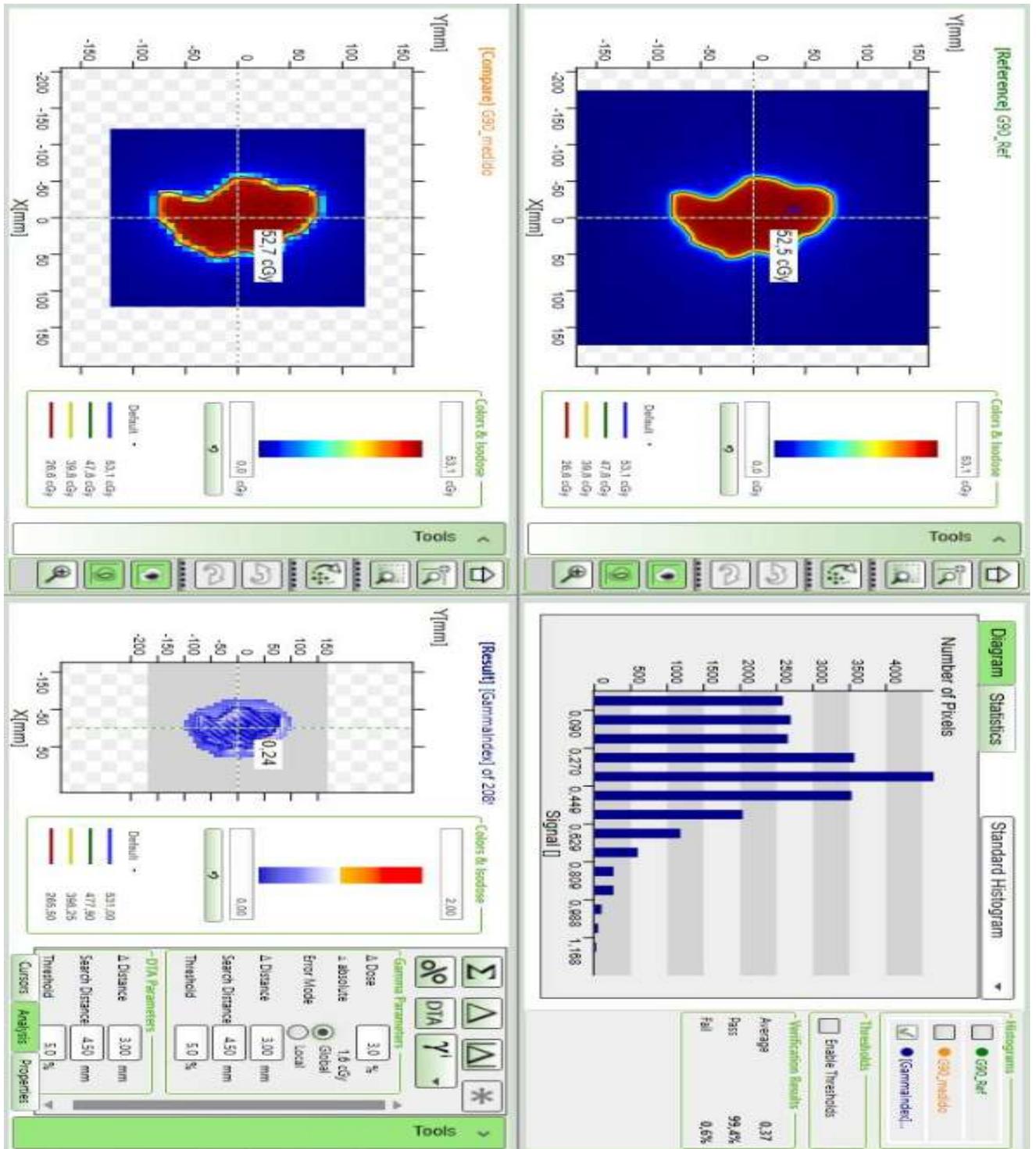
USAID. United States Agency for International Development. https://pdf.usaid.gov/pdf_docs/PA00KJ7C.pdf.

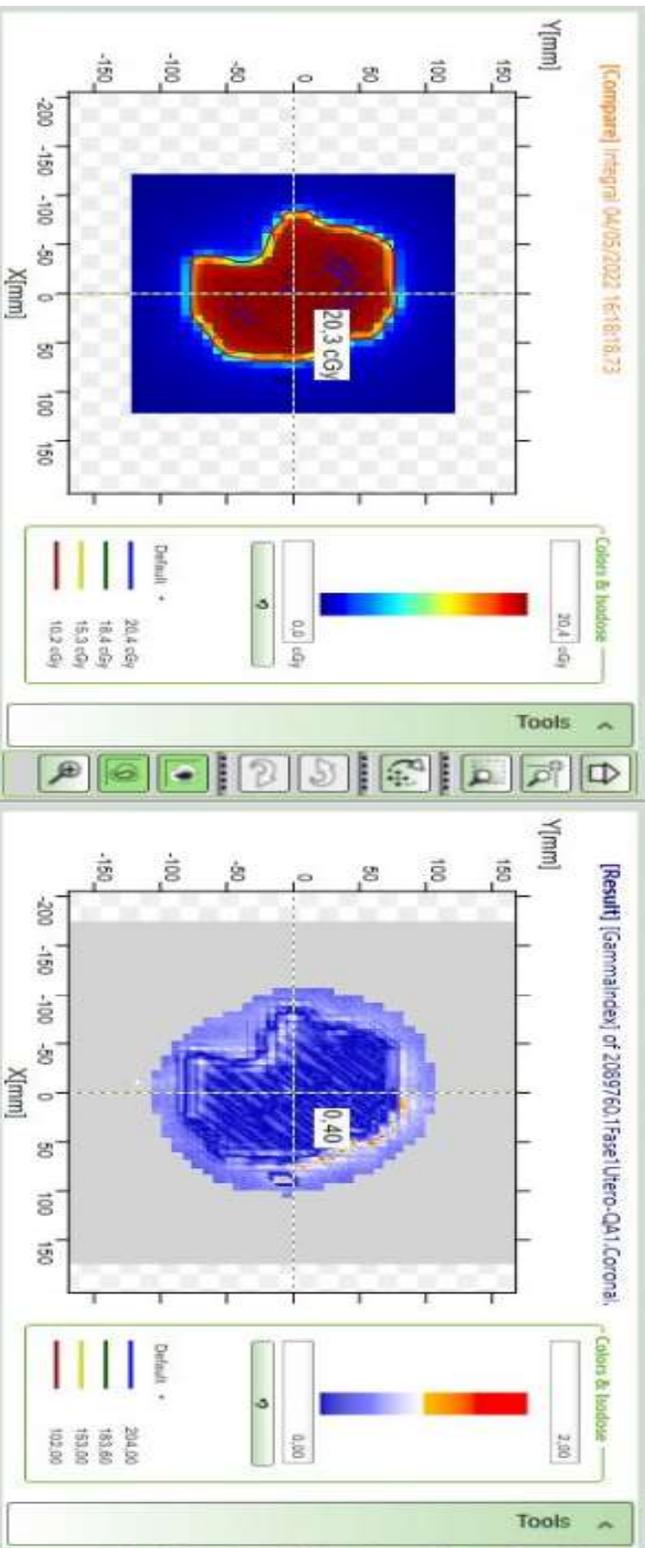
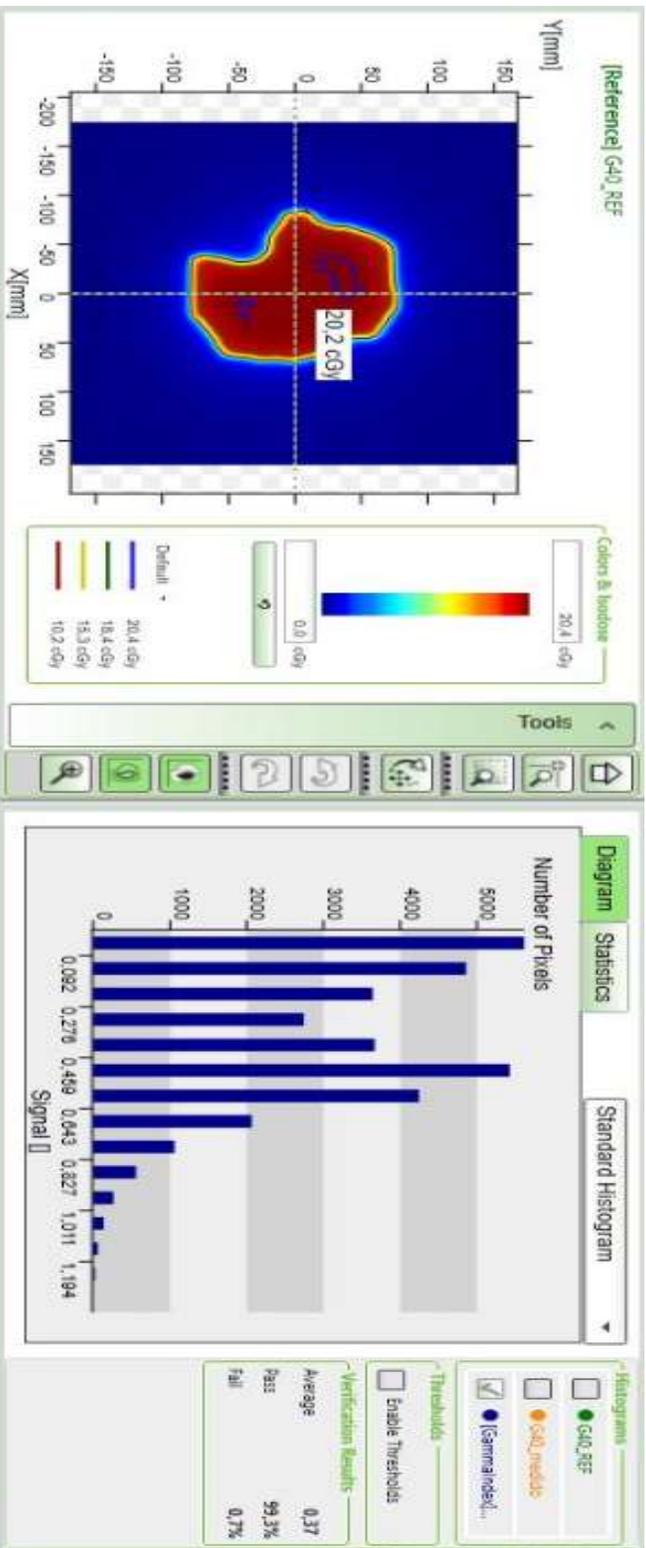
WHO (2002). Reducing Risks. Promoting Healthy Life.

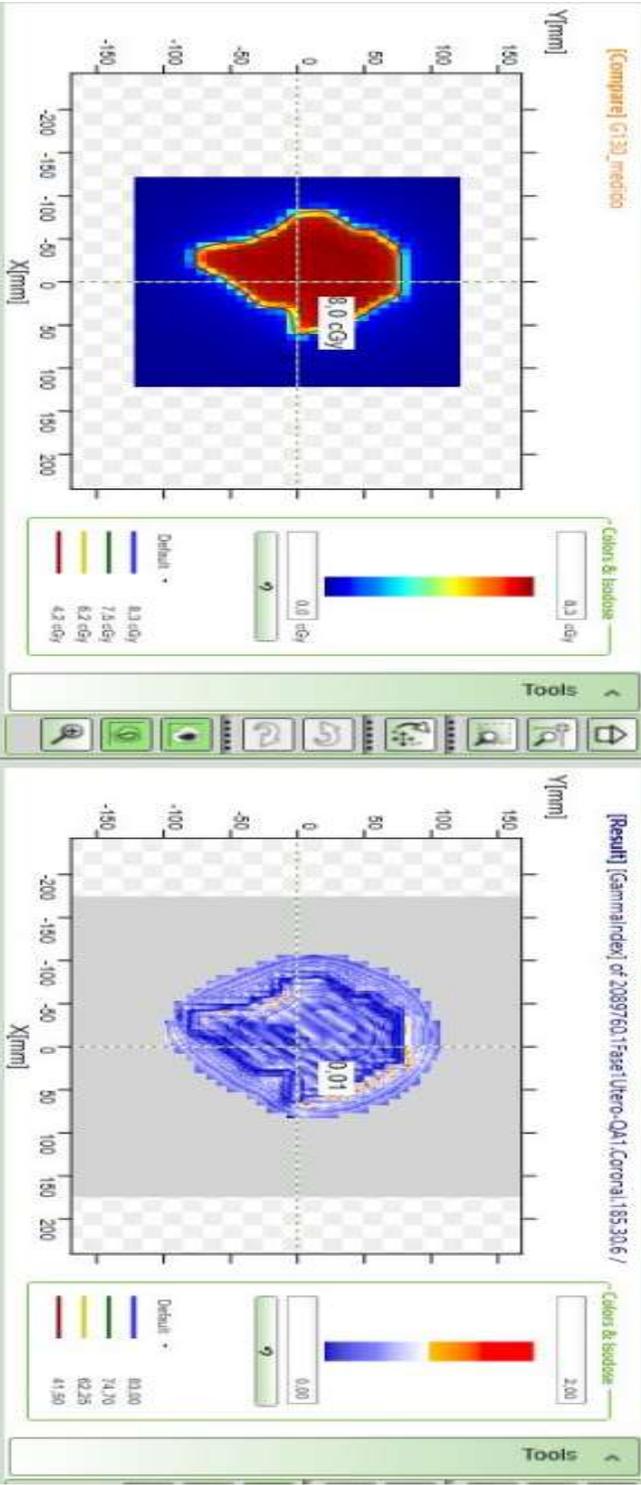
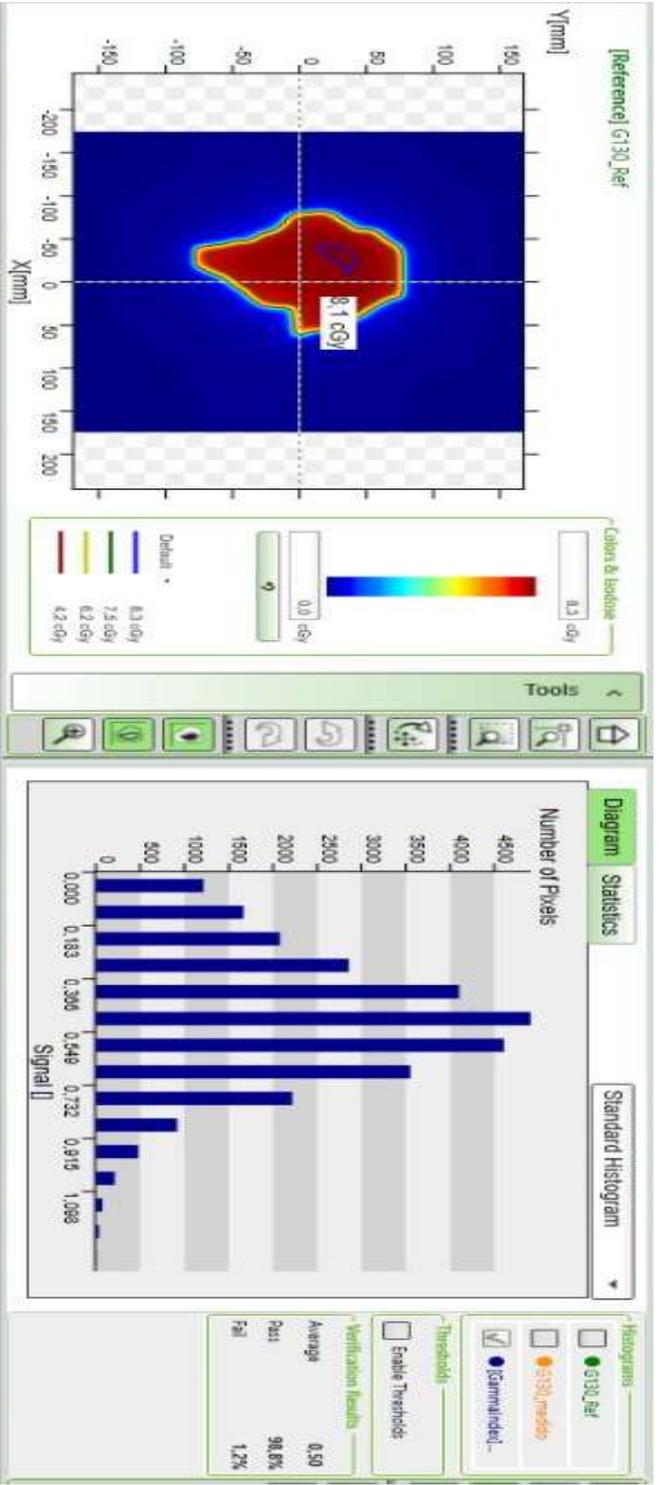
Wilkinson, D. A. (2006). High Dose Rate (HDR) Brachytherapy Quality Assurance. A Practical Guide. Biomed Imaging Interv J. p. 1-7.

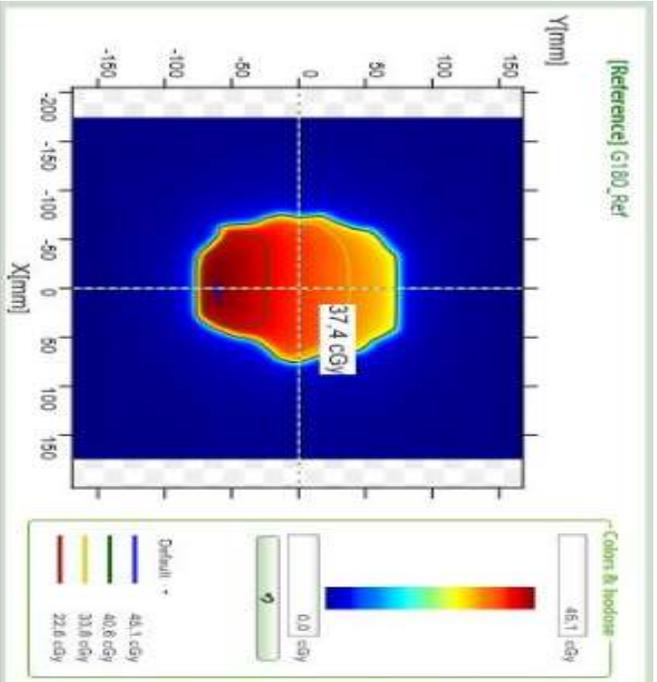
ANEXOS

Anexo I: Resultados do primeiro paciente usando a matriz de controle de qualidade.

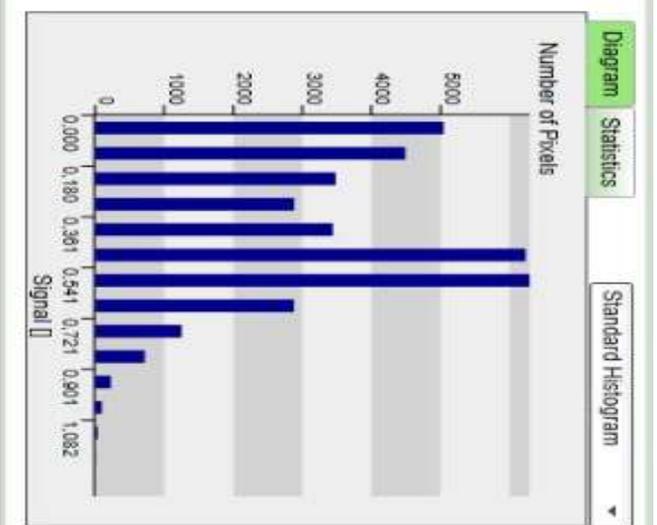








Tools



Histograms

- G180_3sf
- G180_mecido
- Gammaindex...

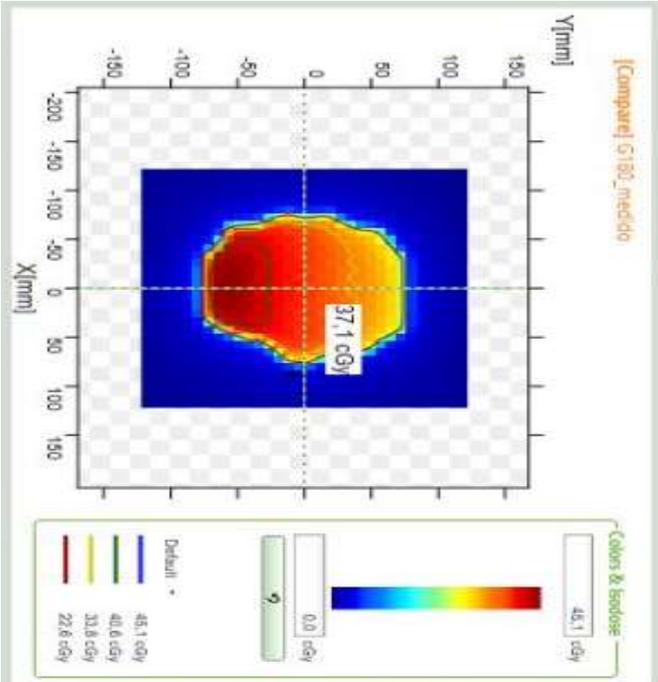
Thresholds

Enable Thresholds

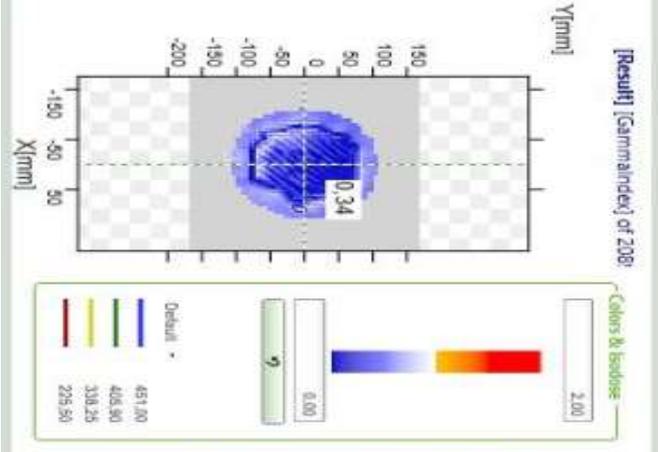
Verification Results

Average	0.39
Pass	99.5%
Fail	0.4%

Tools



Tools



Gamma Parameters

Δ Dose: 3.0 %

\pm absolute: 1.4 cGy

Error Mode: Global Local

Δ Distance: 300 mm

Search Distance: 450 mm

Threshold: 5.0 %

DIA Parameters

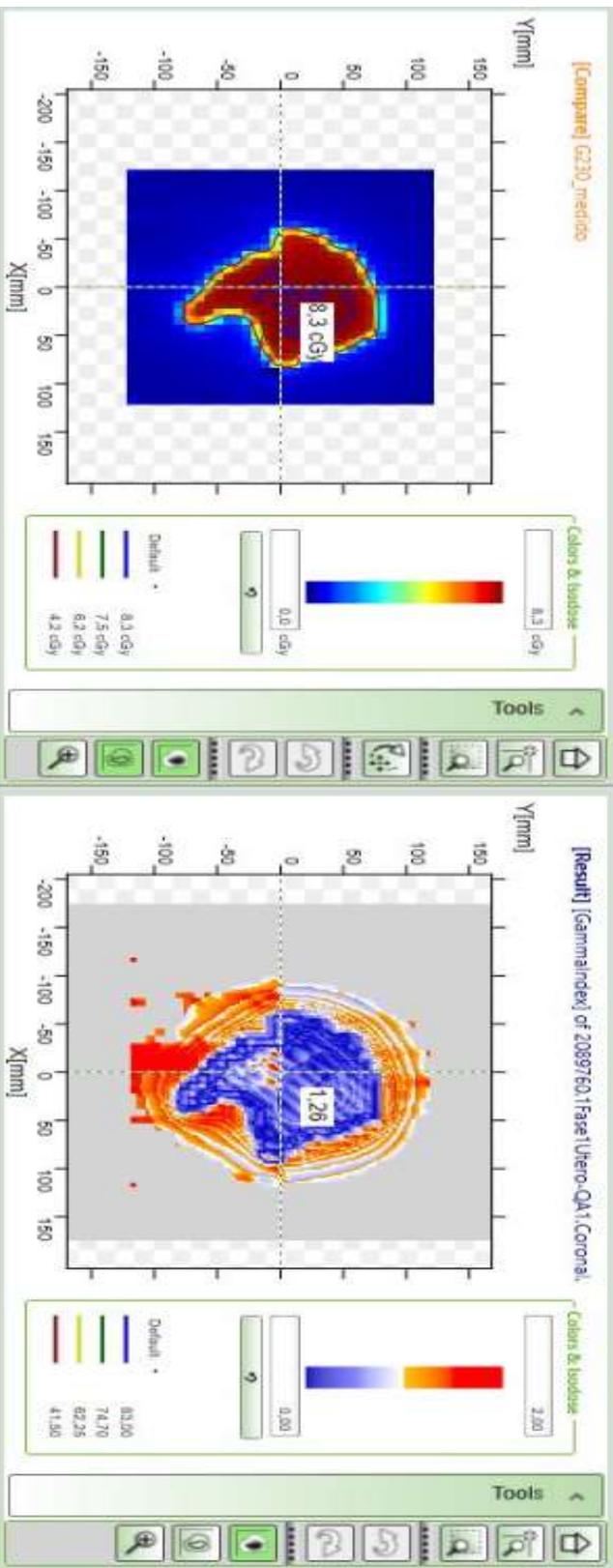
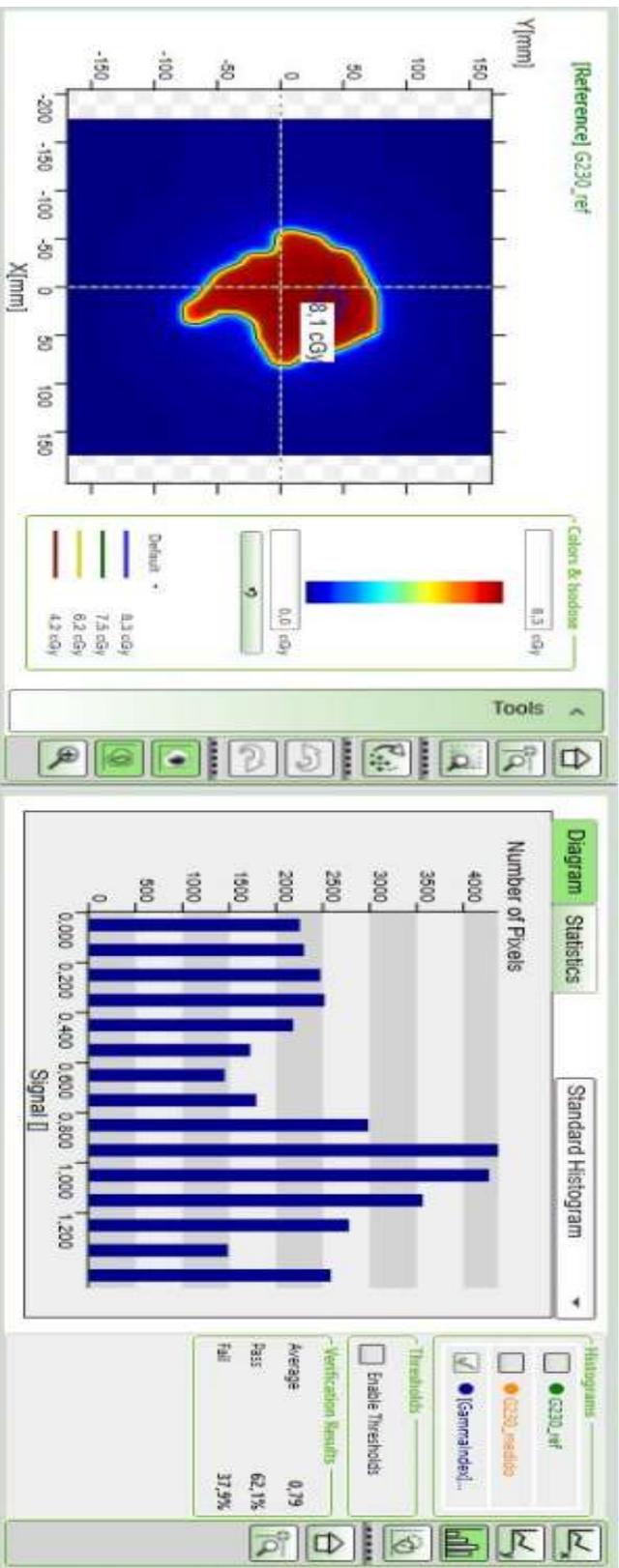
Δ Distance: 300 mm

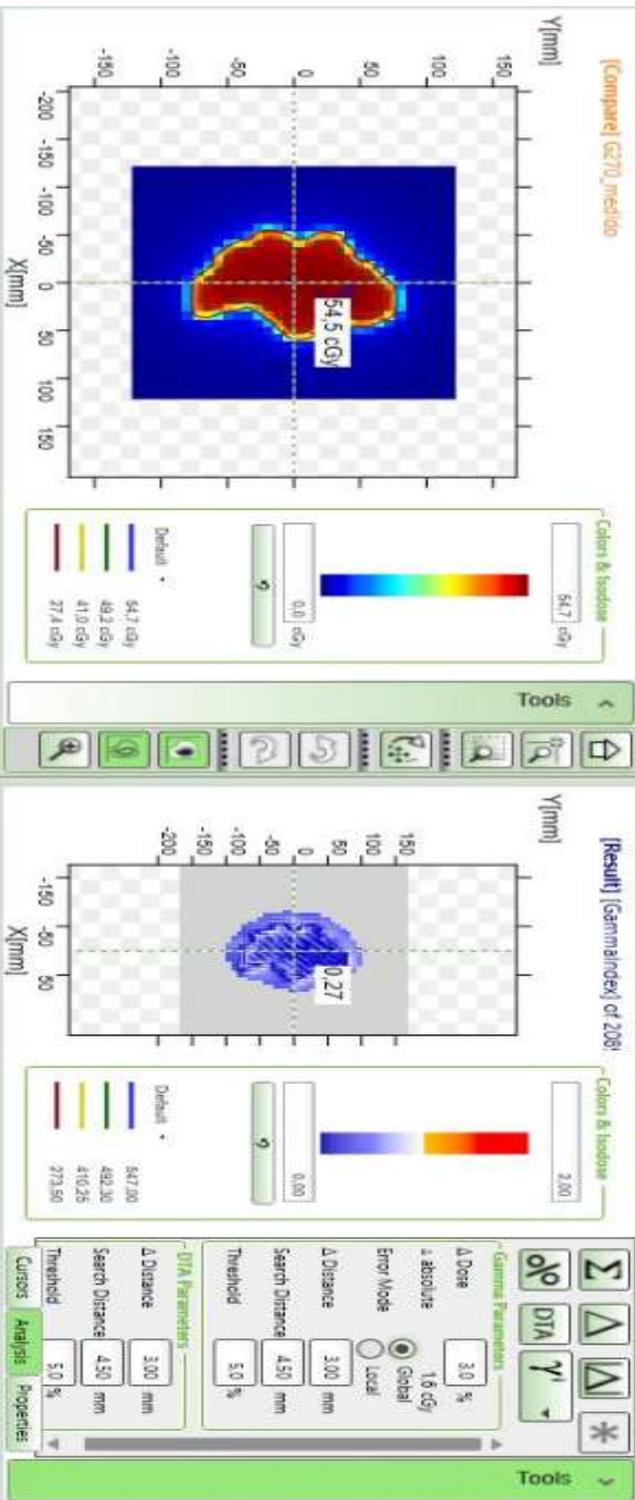
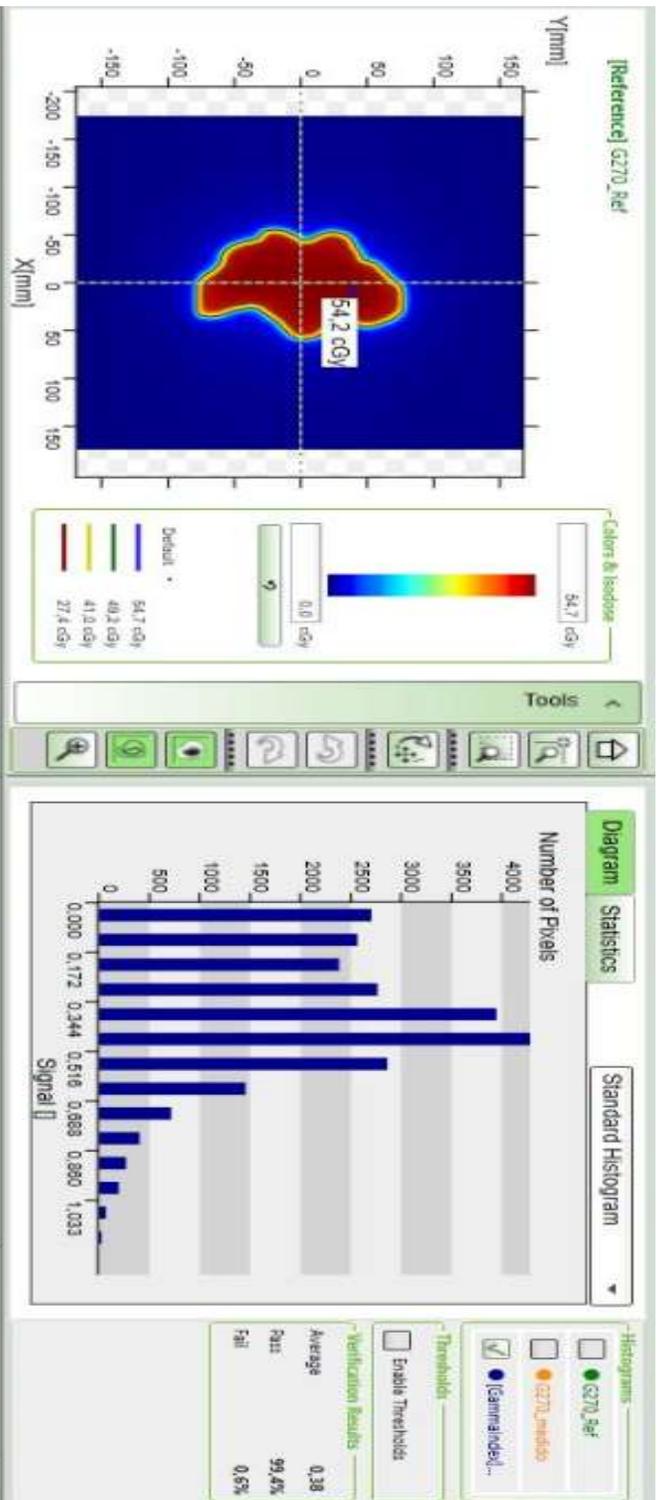
Search Distance: 450 mm

Threshold: 5.0 %

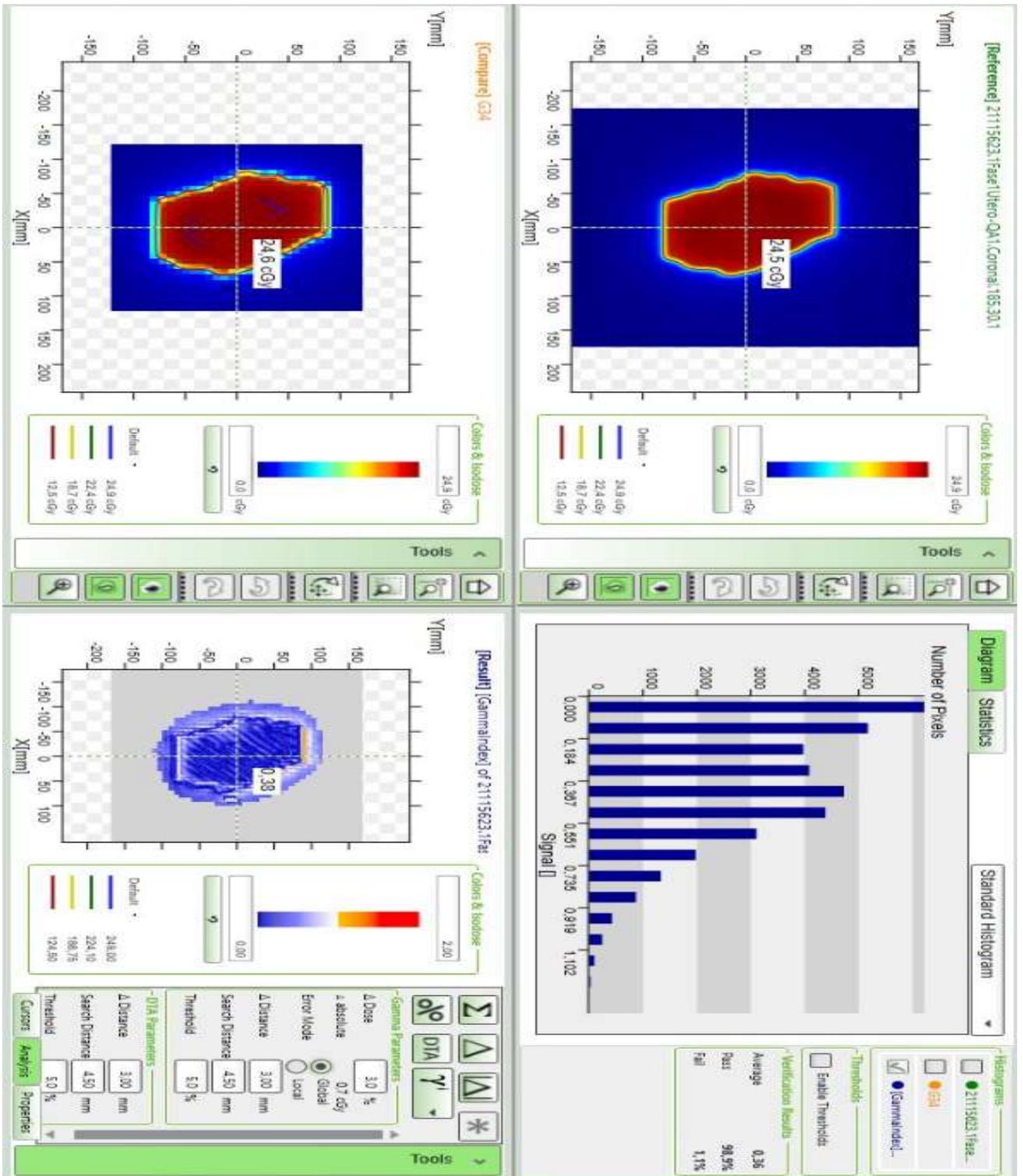
Cursors: Analysis Properties

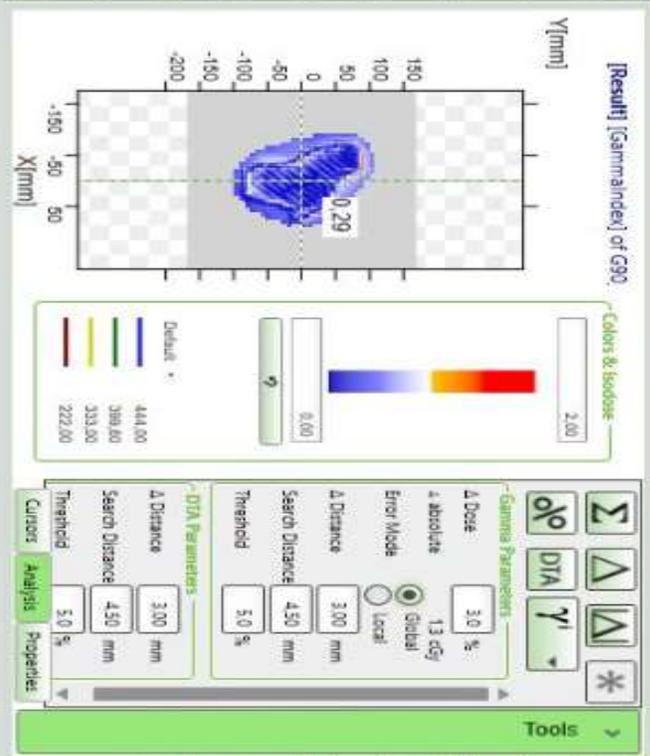
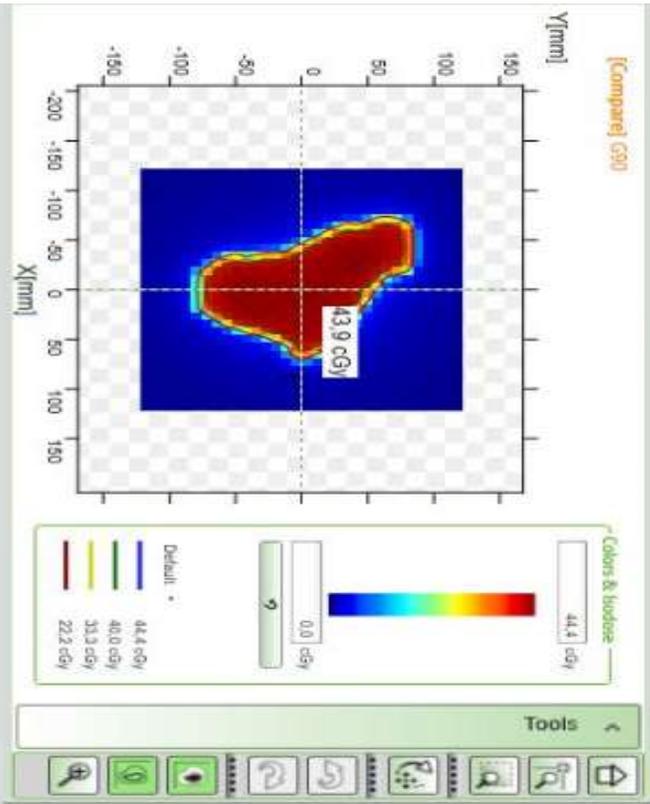
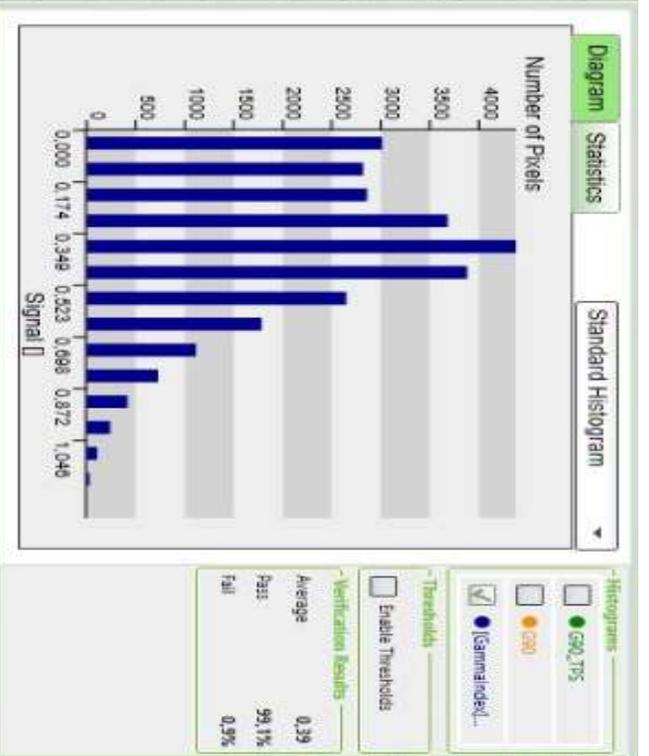
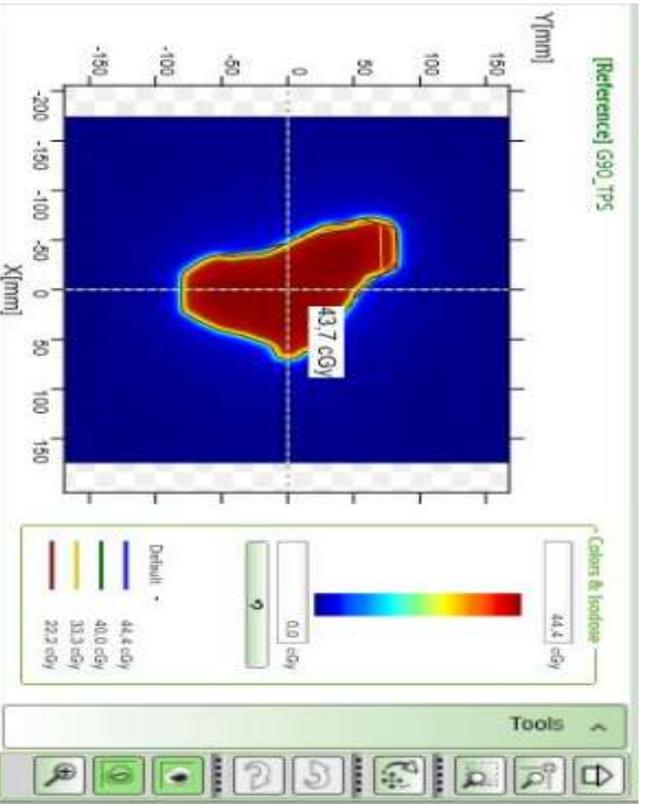
Tools

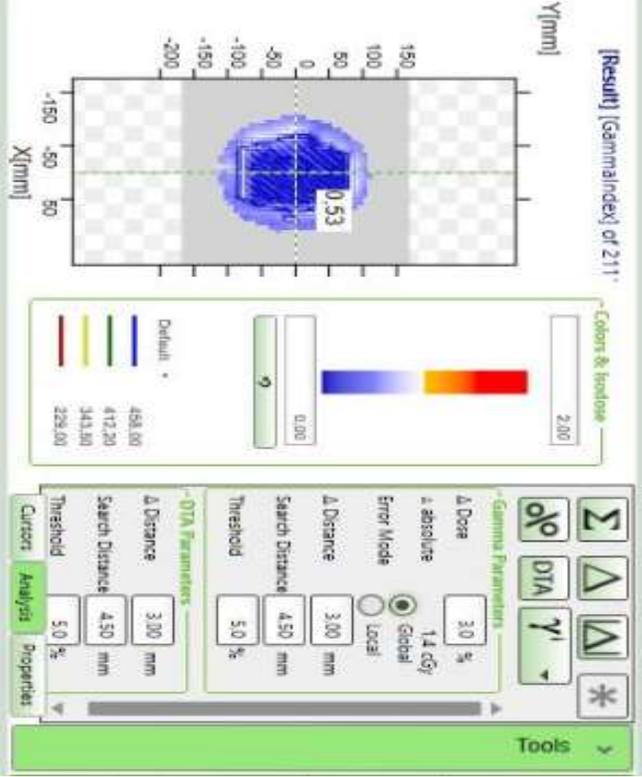
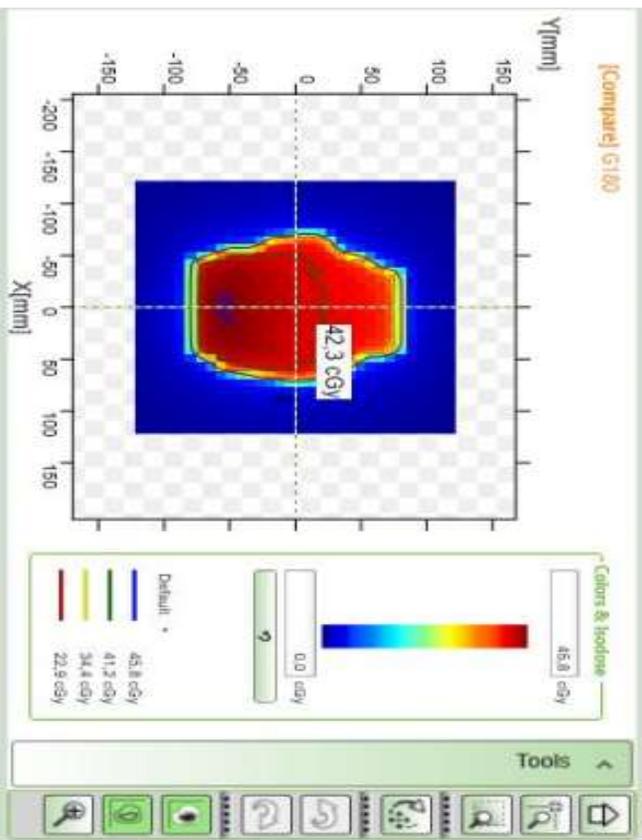
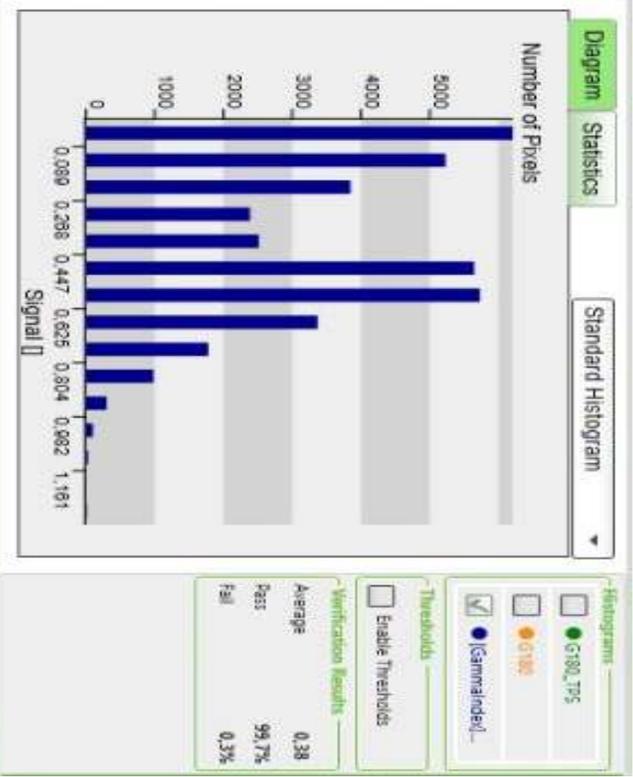
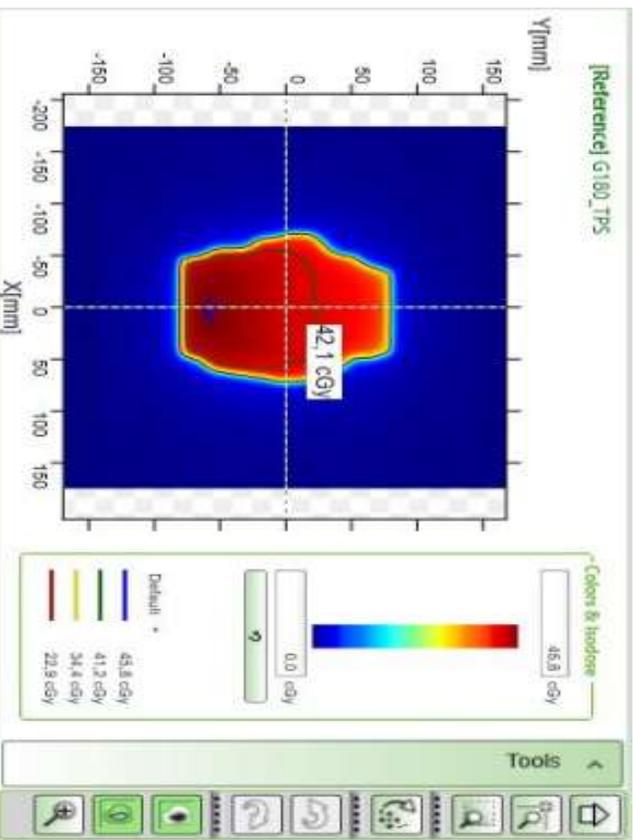


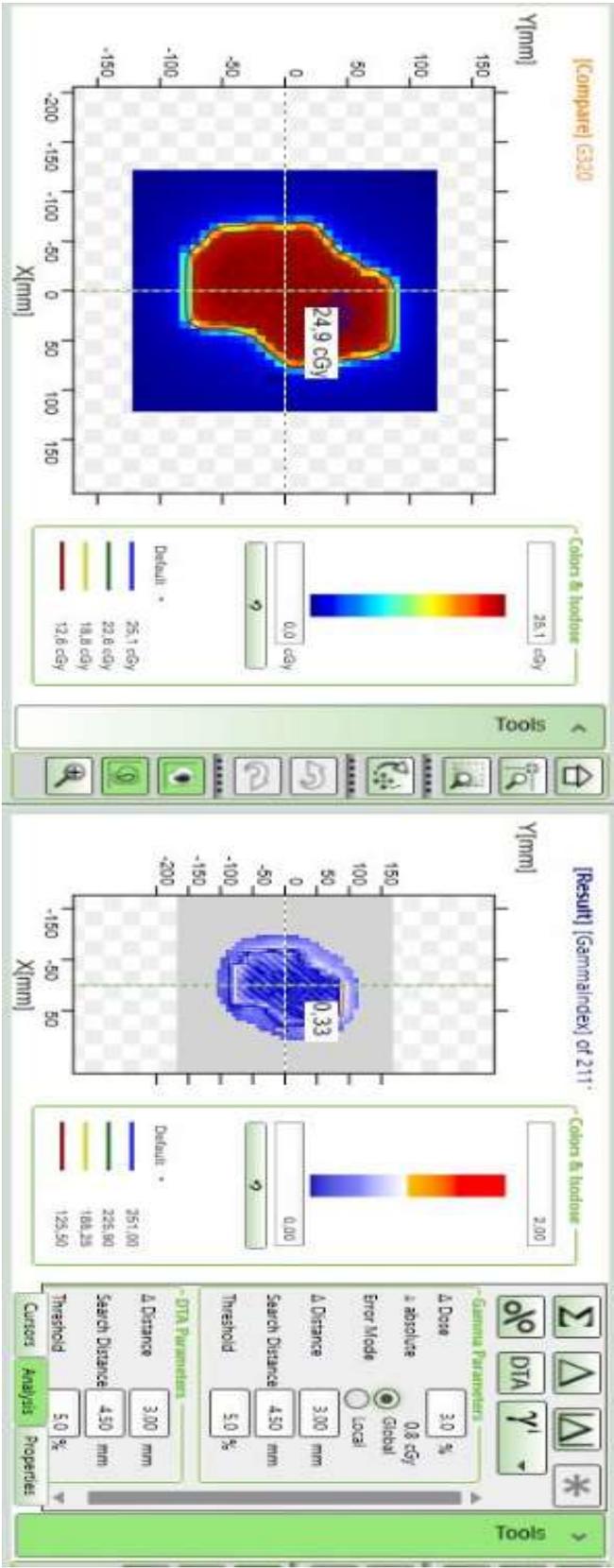
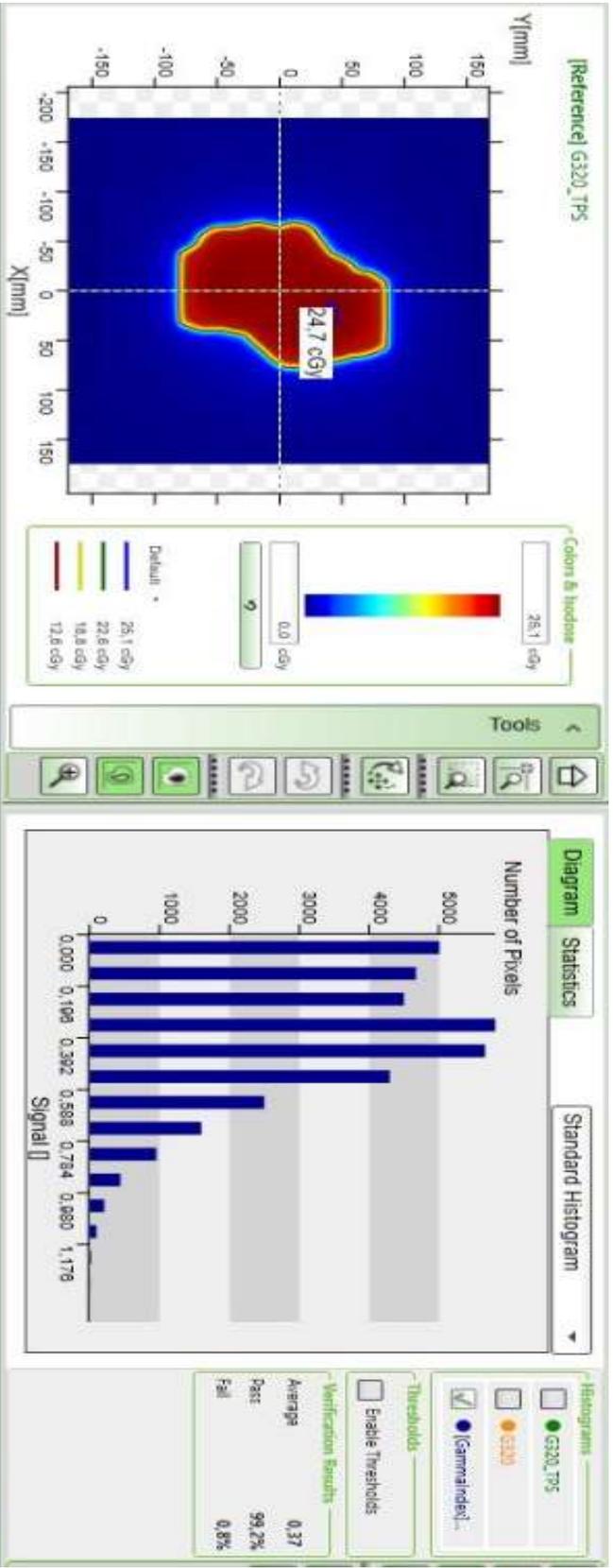


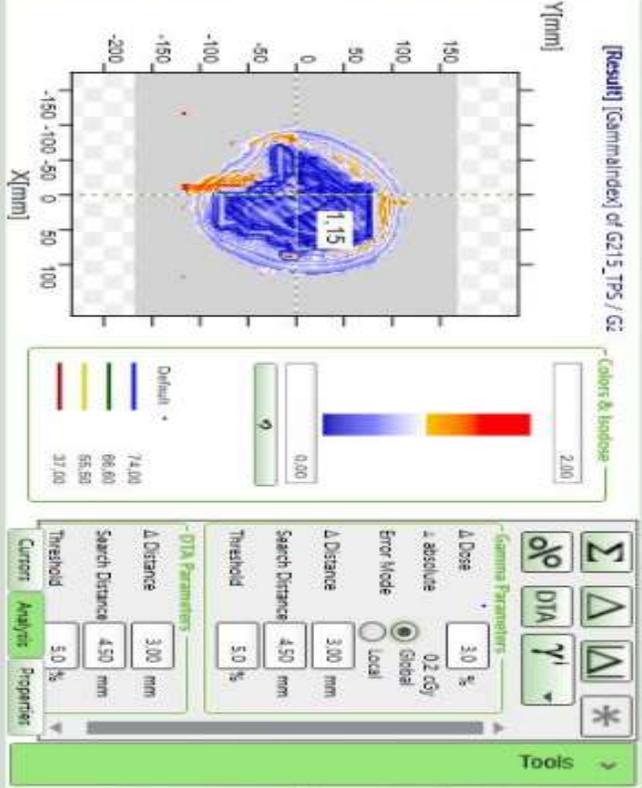
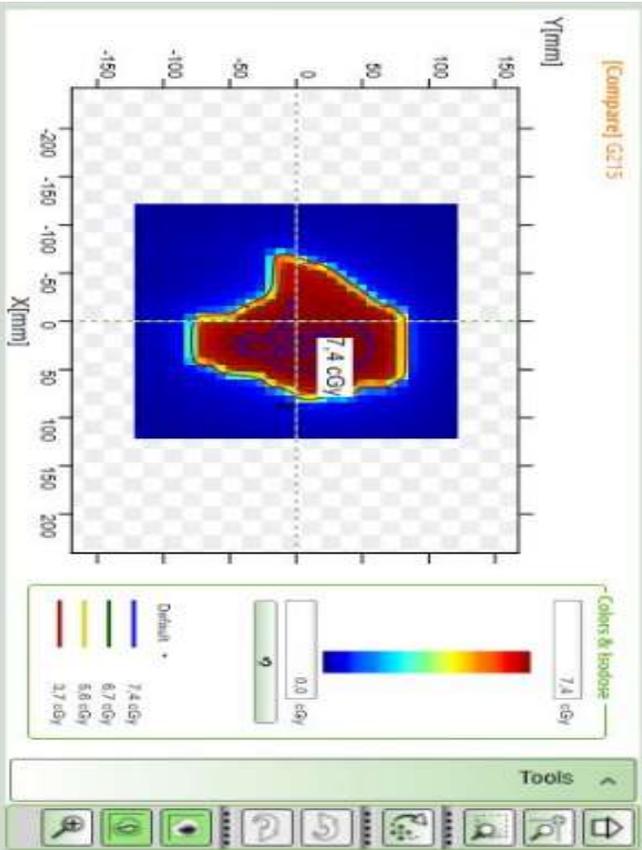
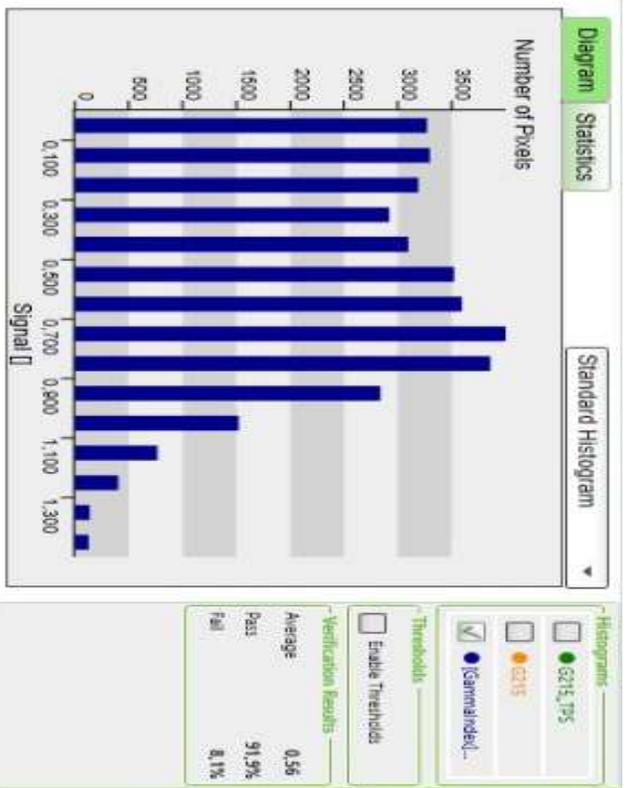
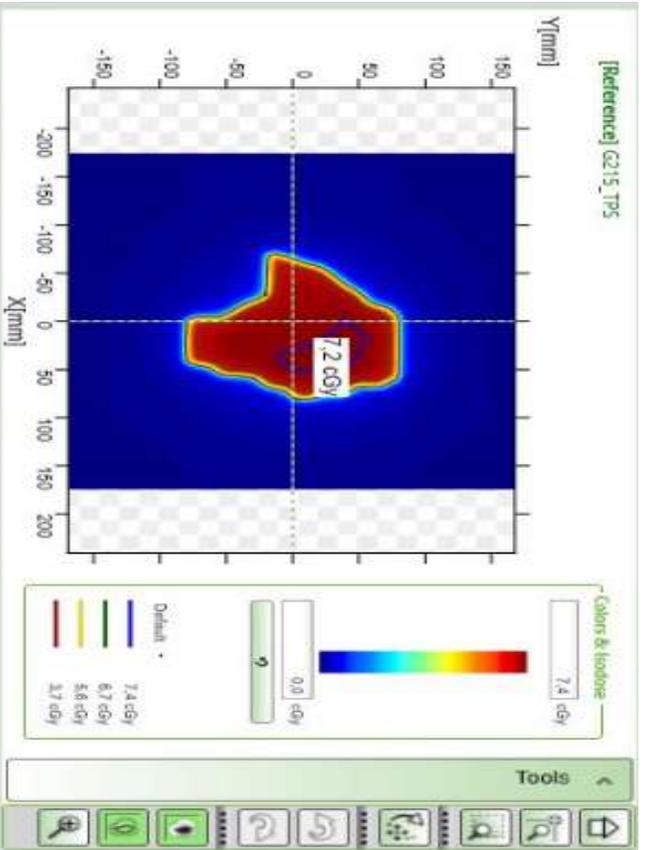
Anexo II: Resultados do segundo paciente usando a matriz de controle de qualidade

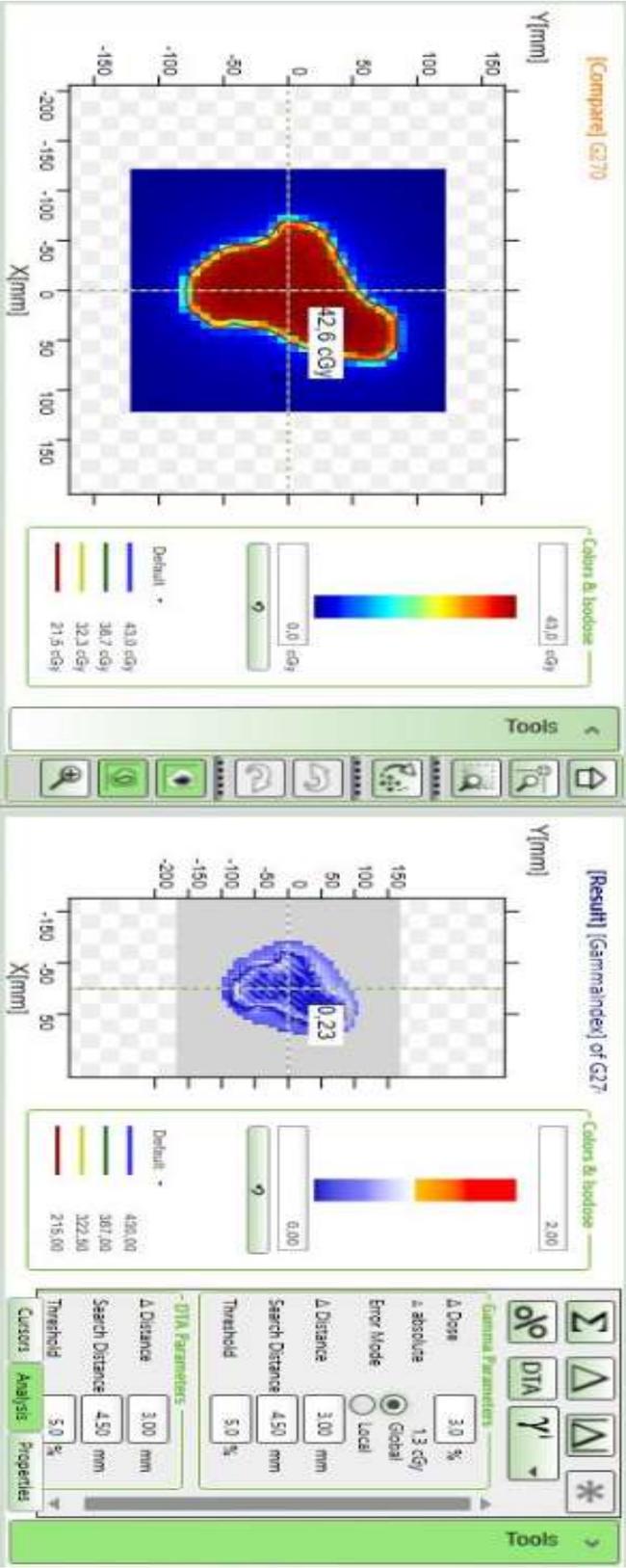
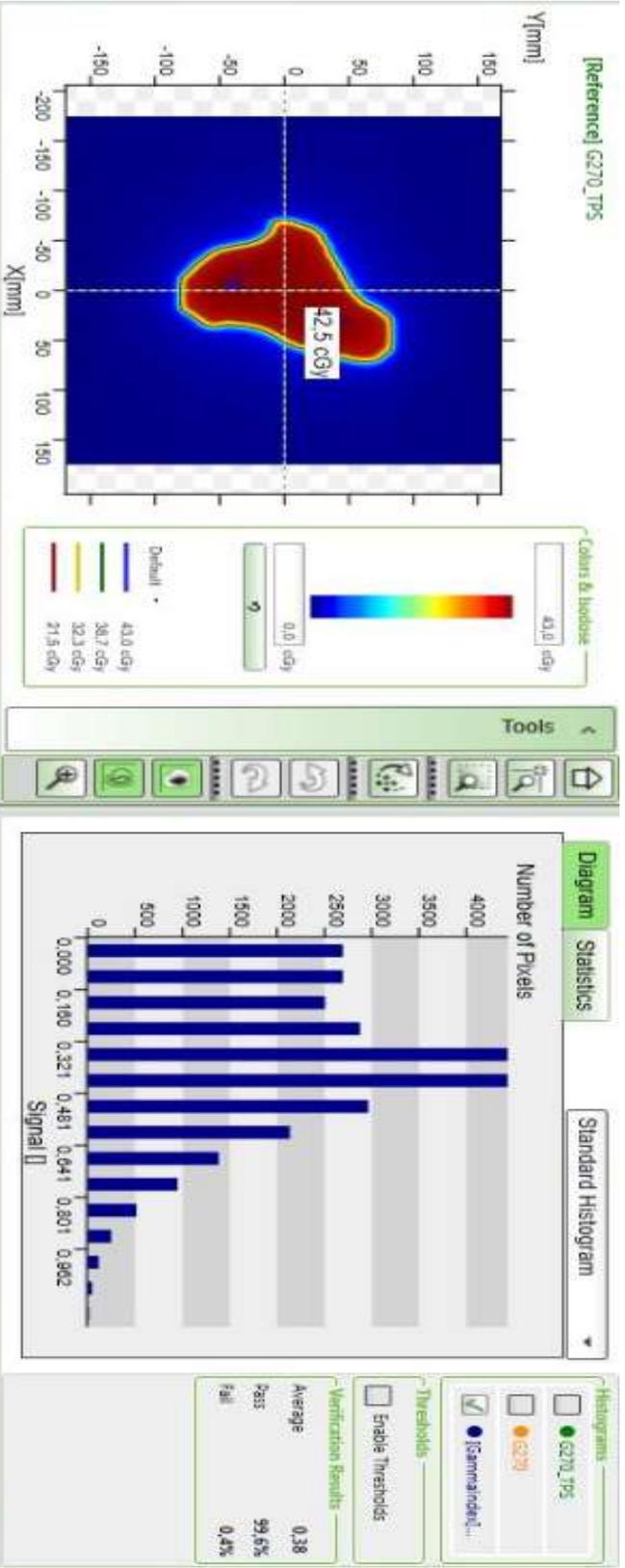


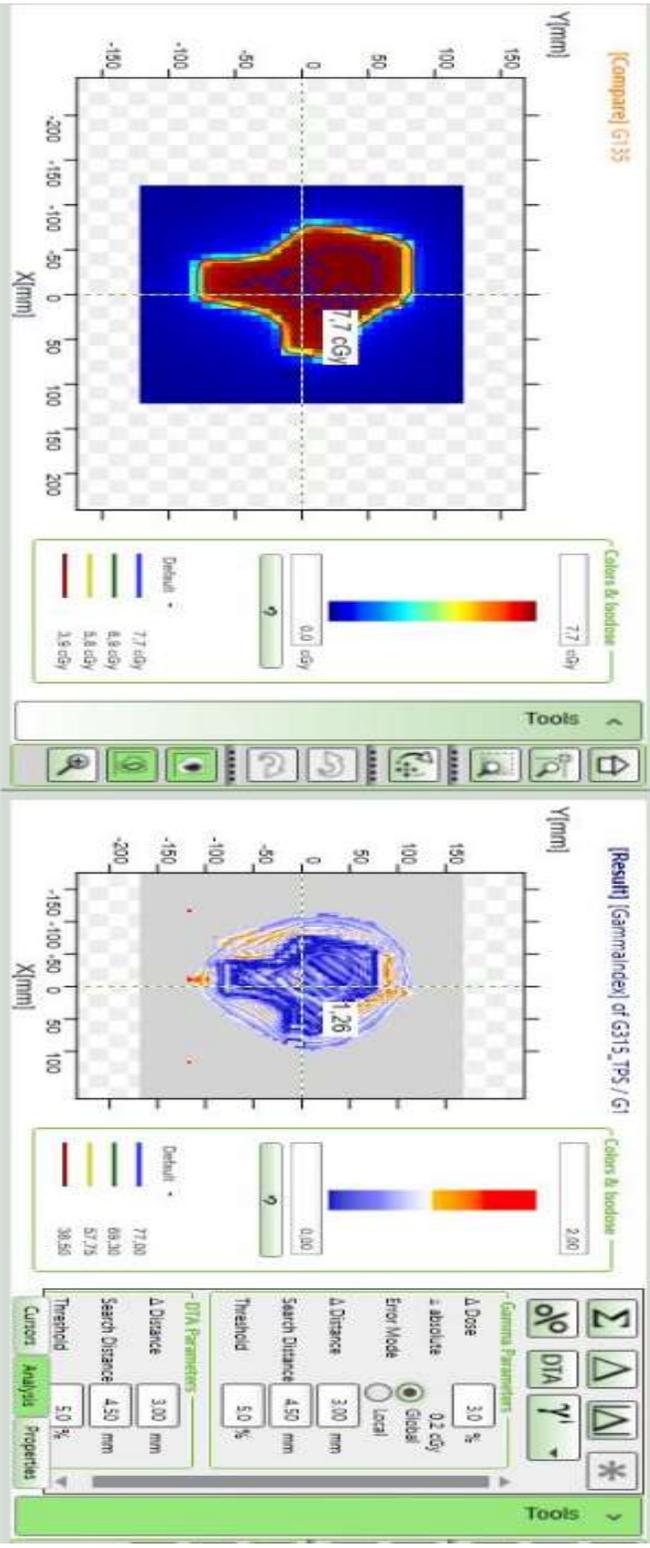
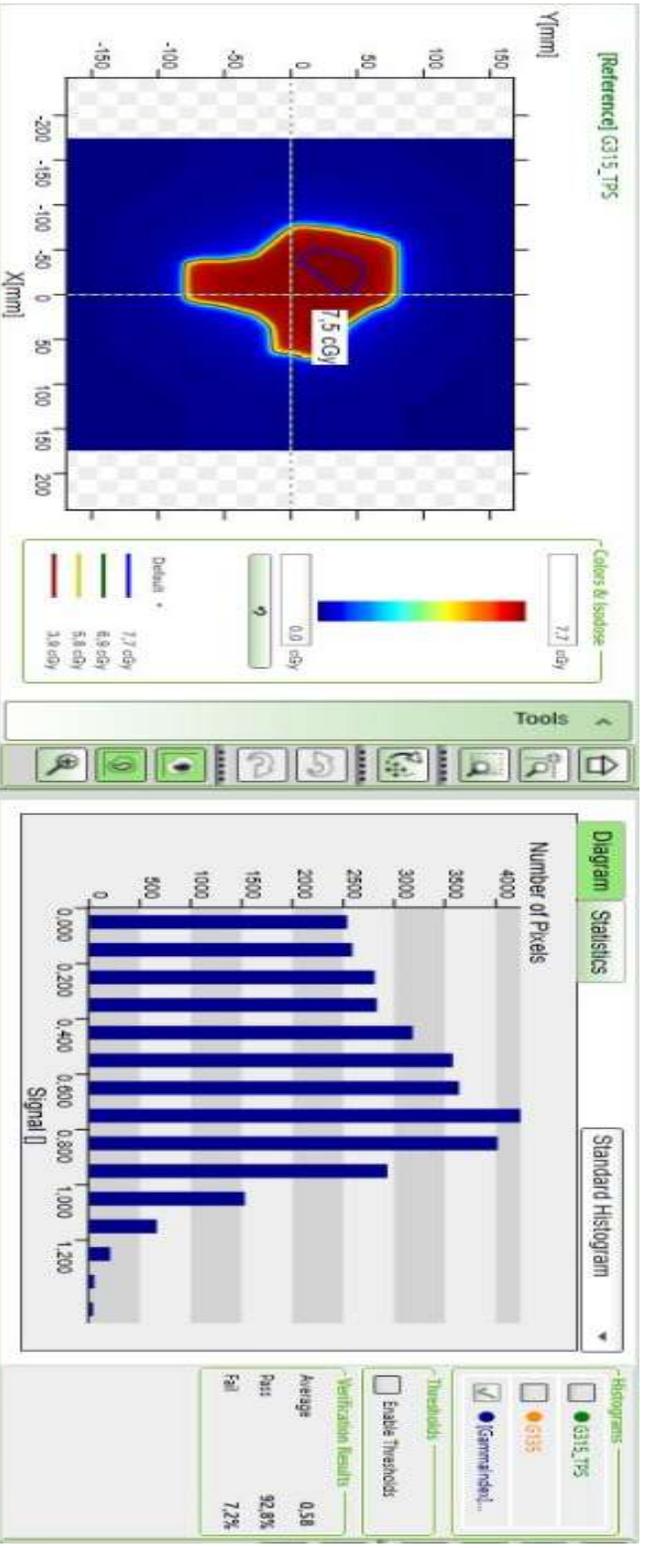




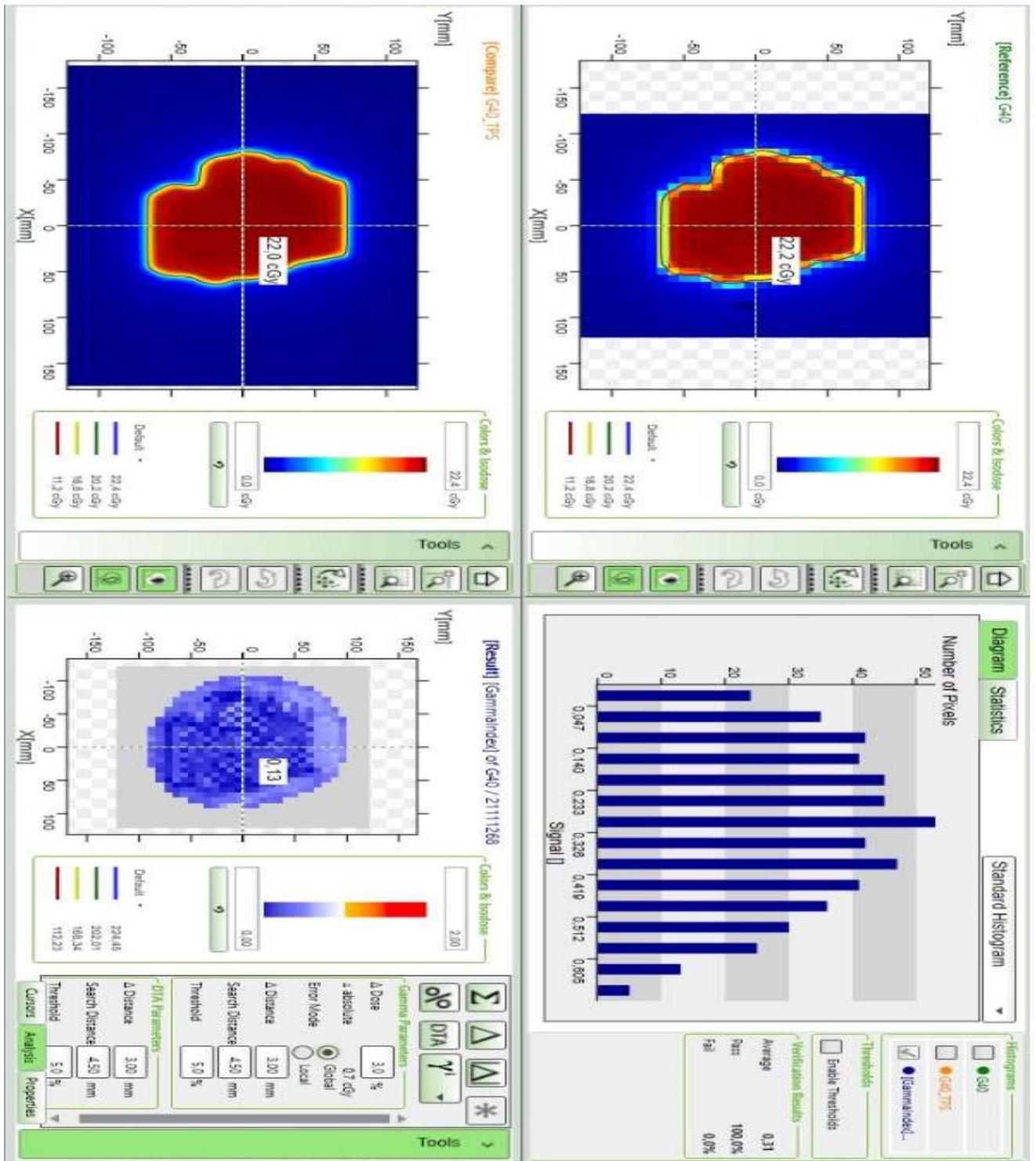


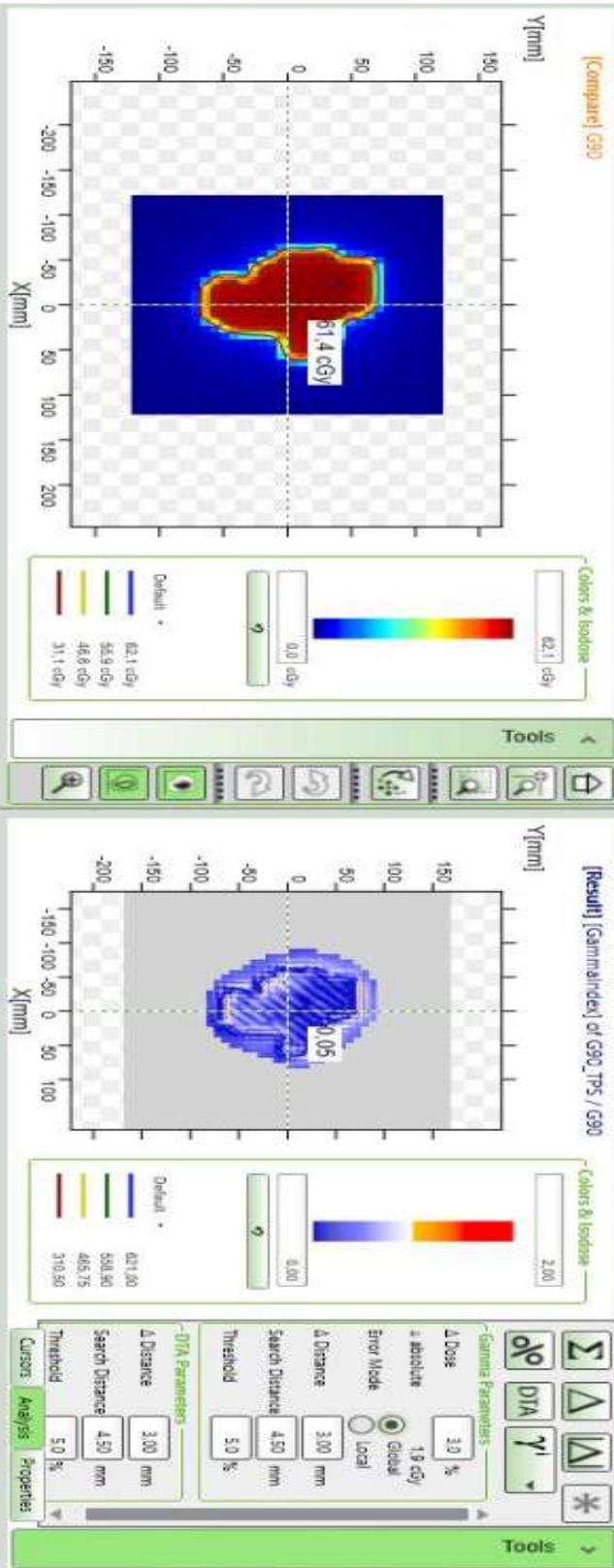
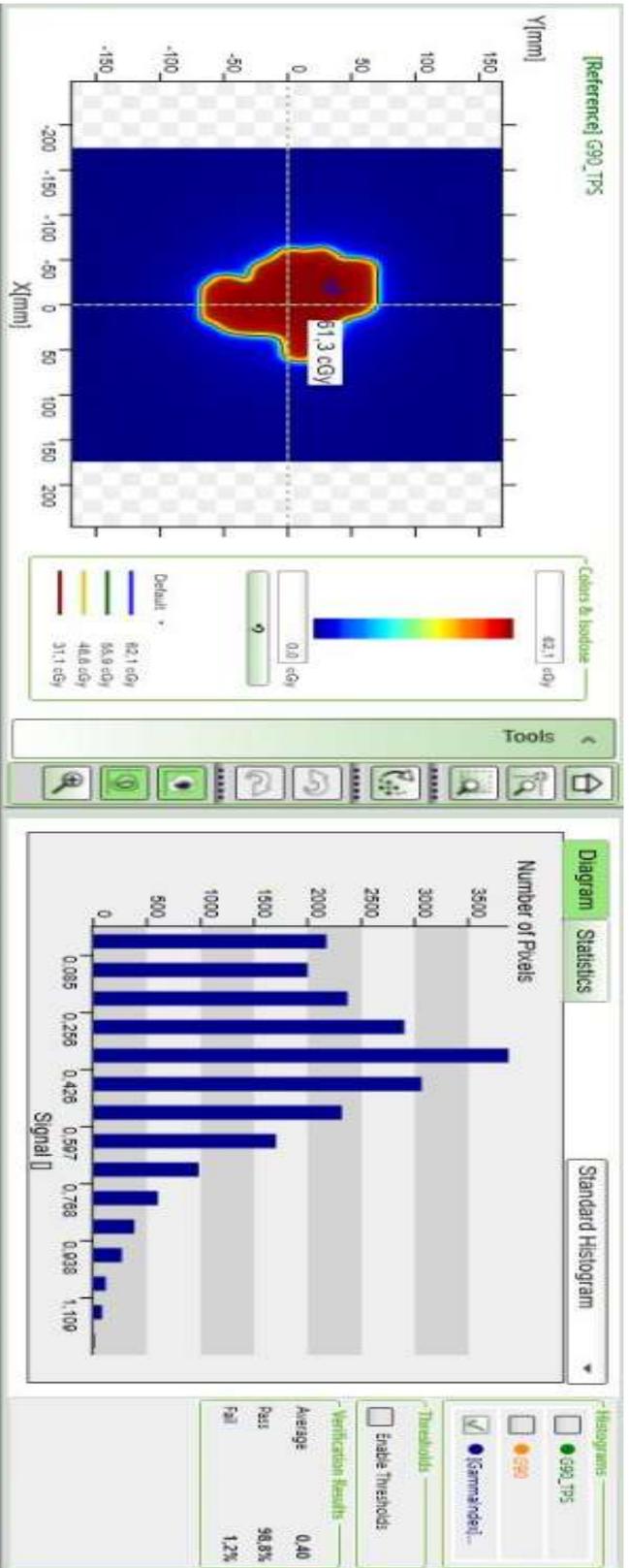


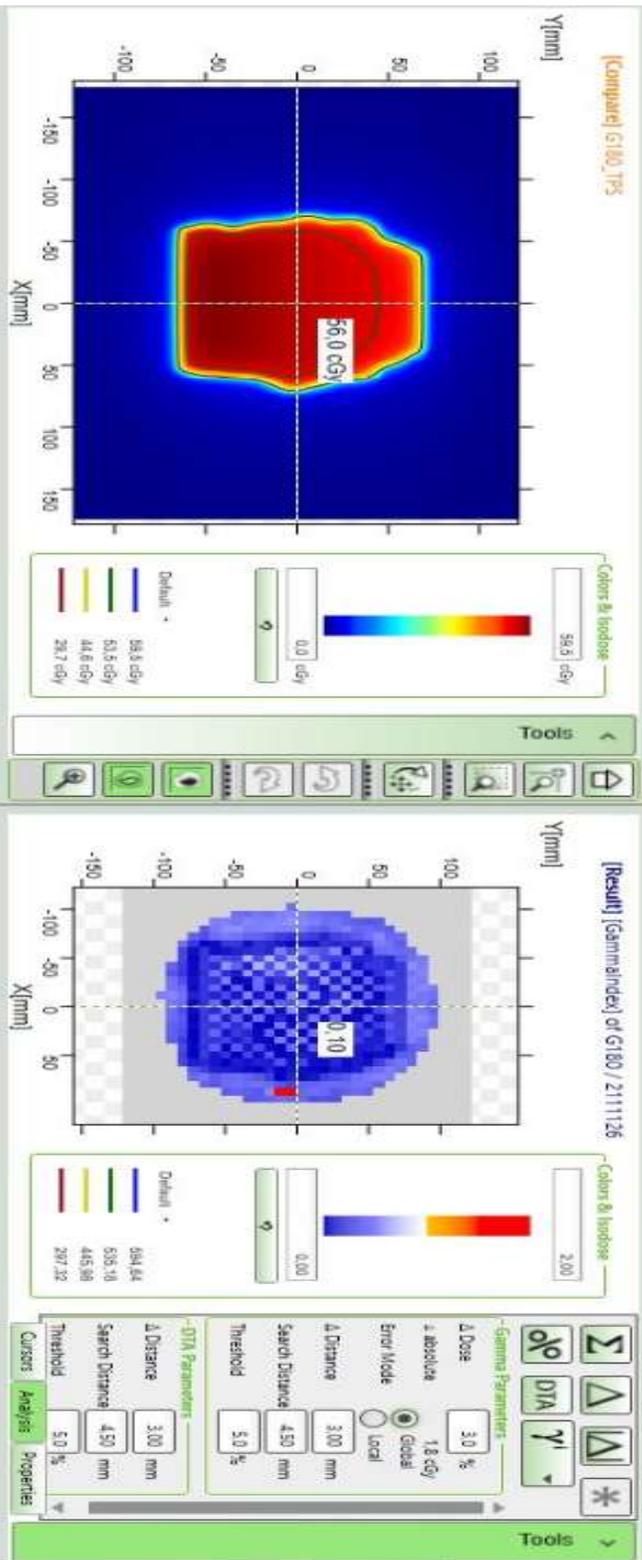
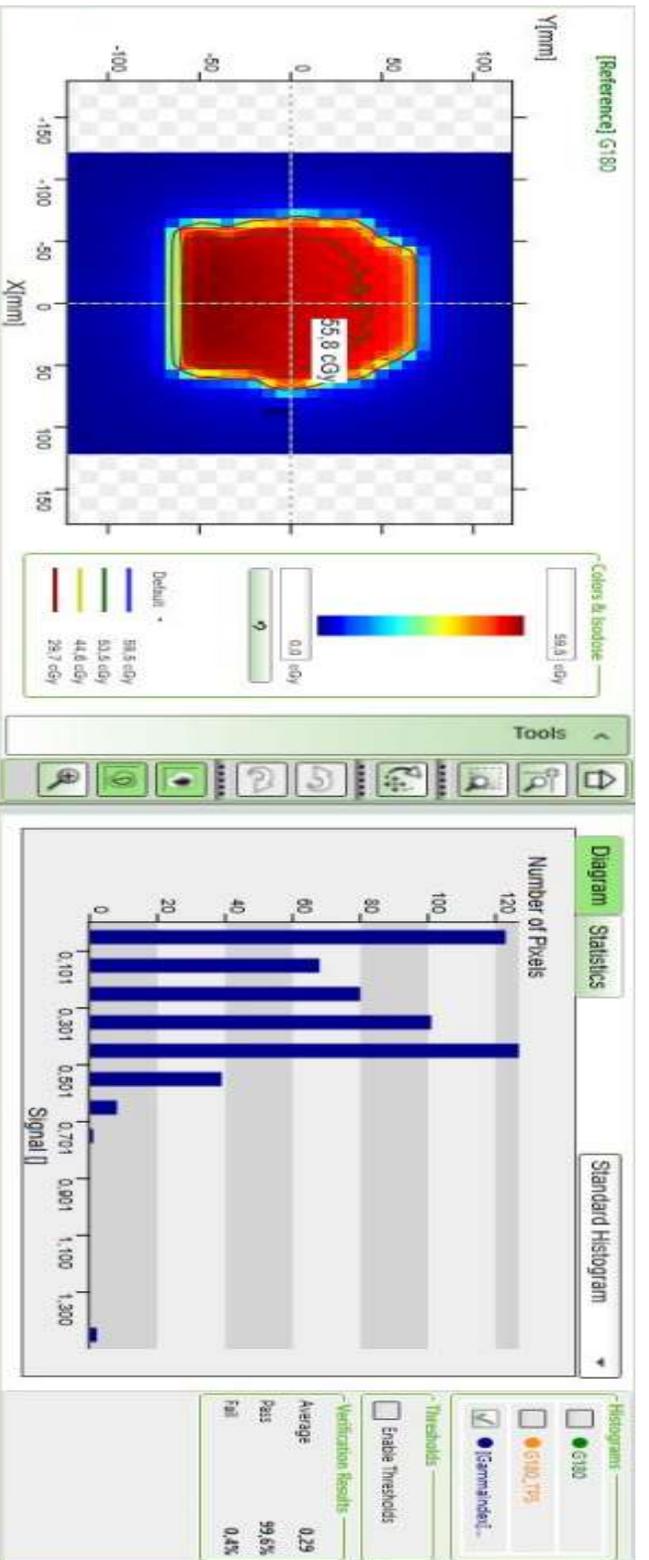


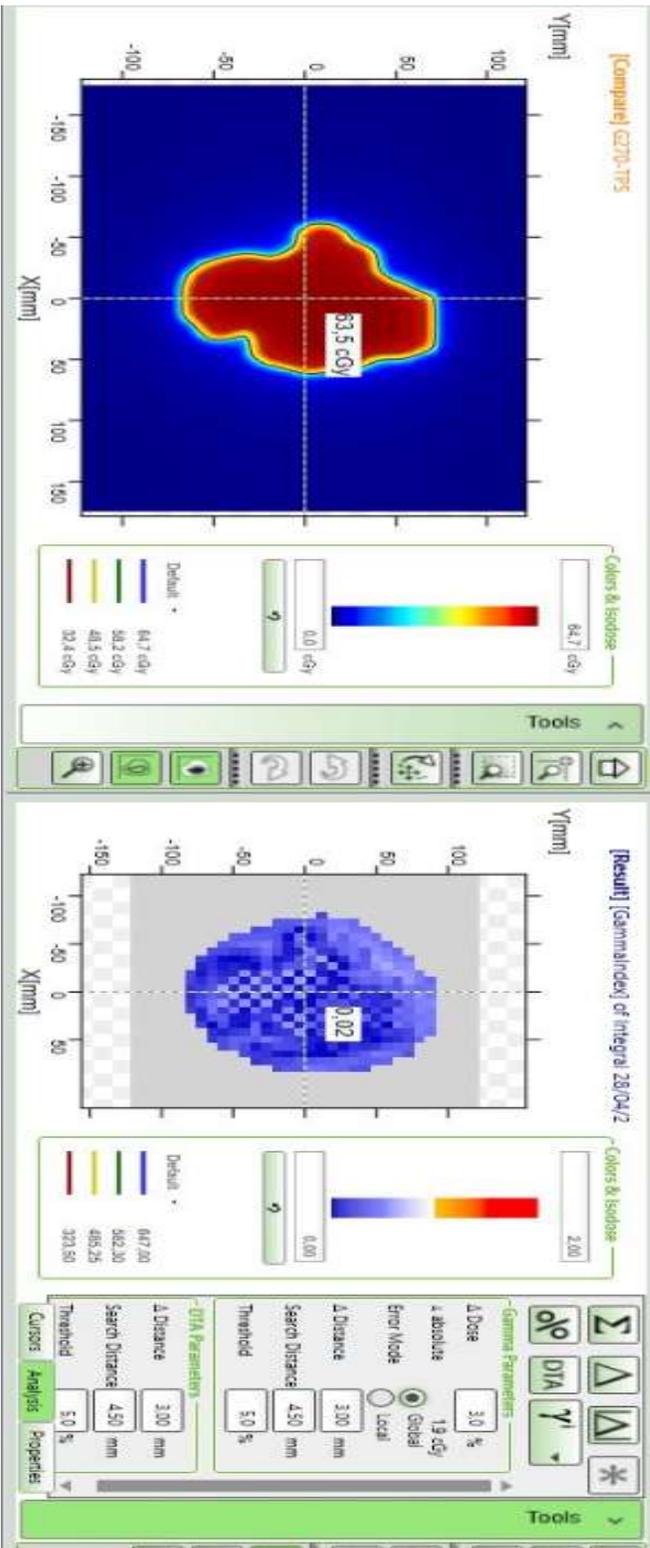
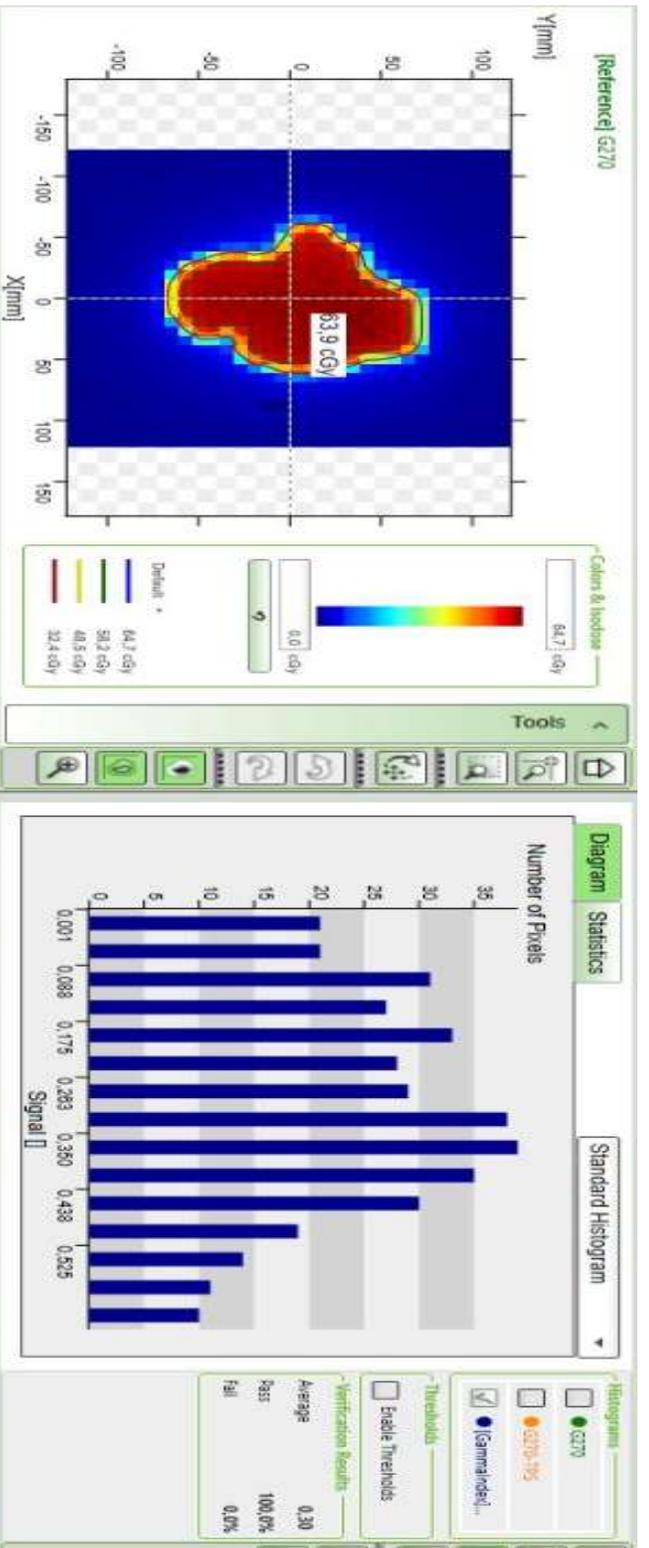


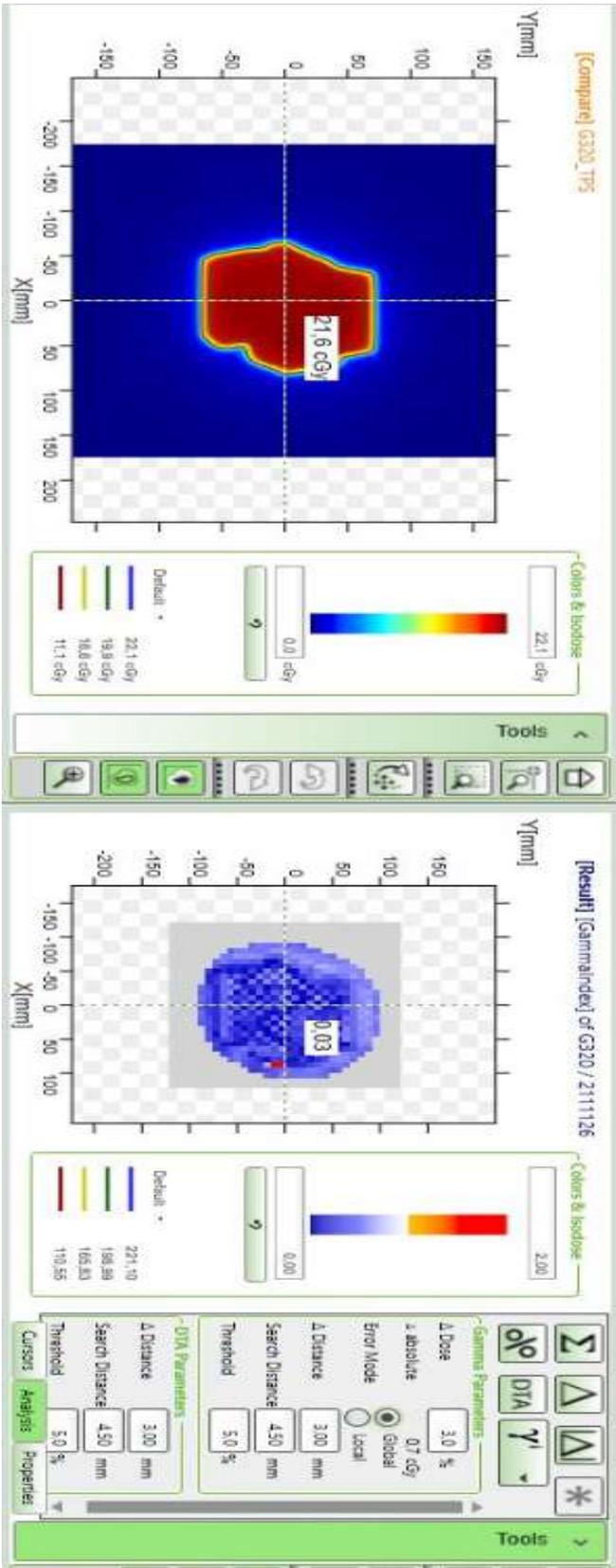
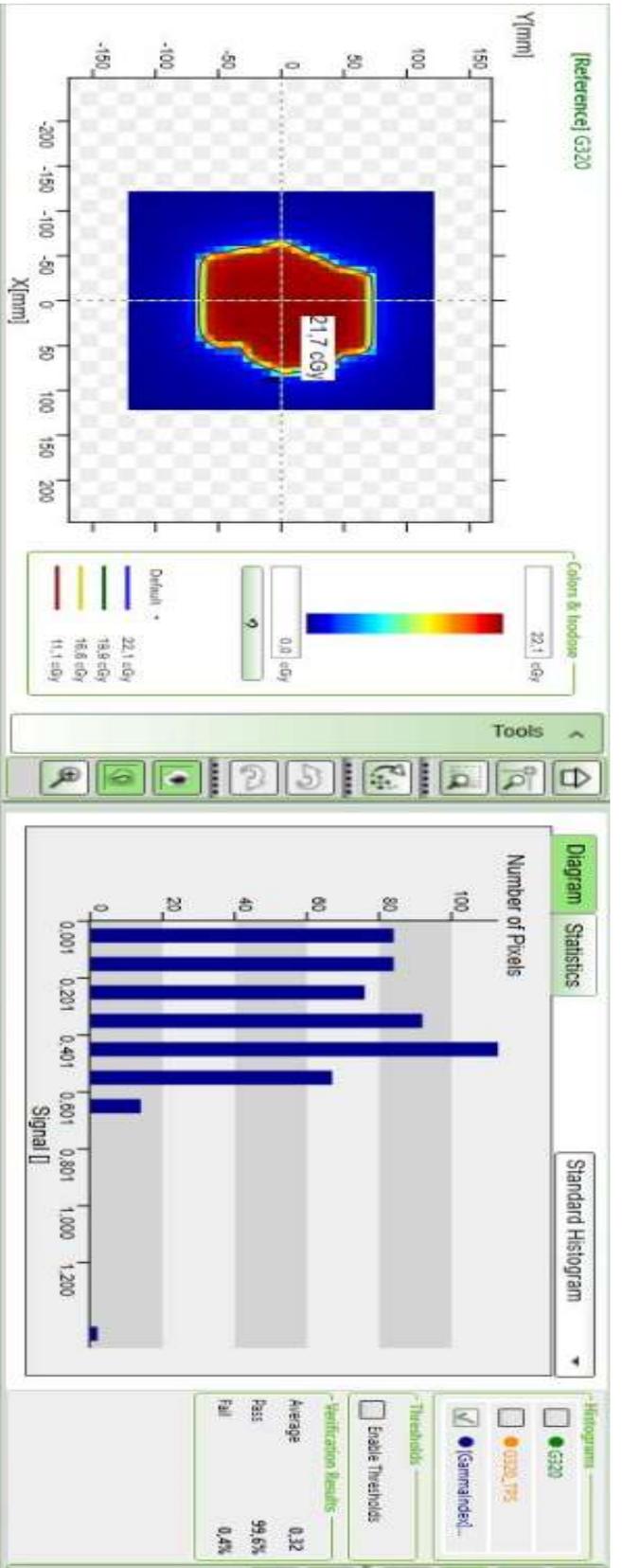
Anexo III: Resultados do terceiro paciente usando a matriz de controle de qualidade



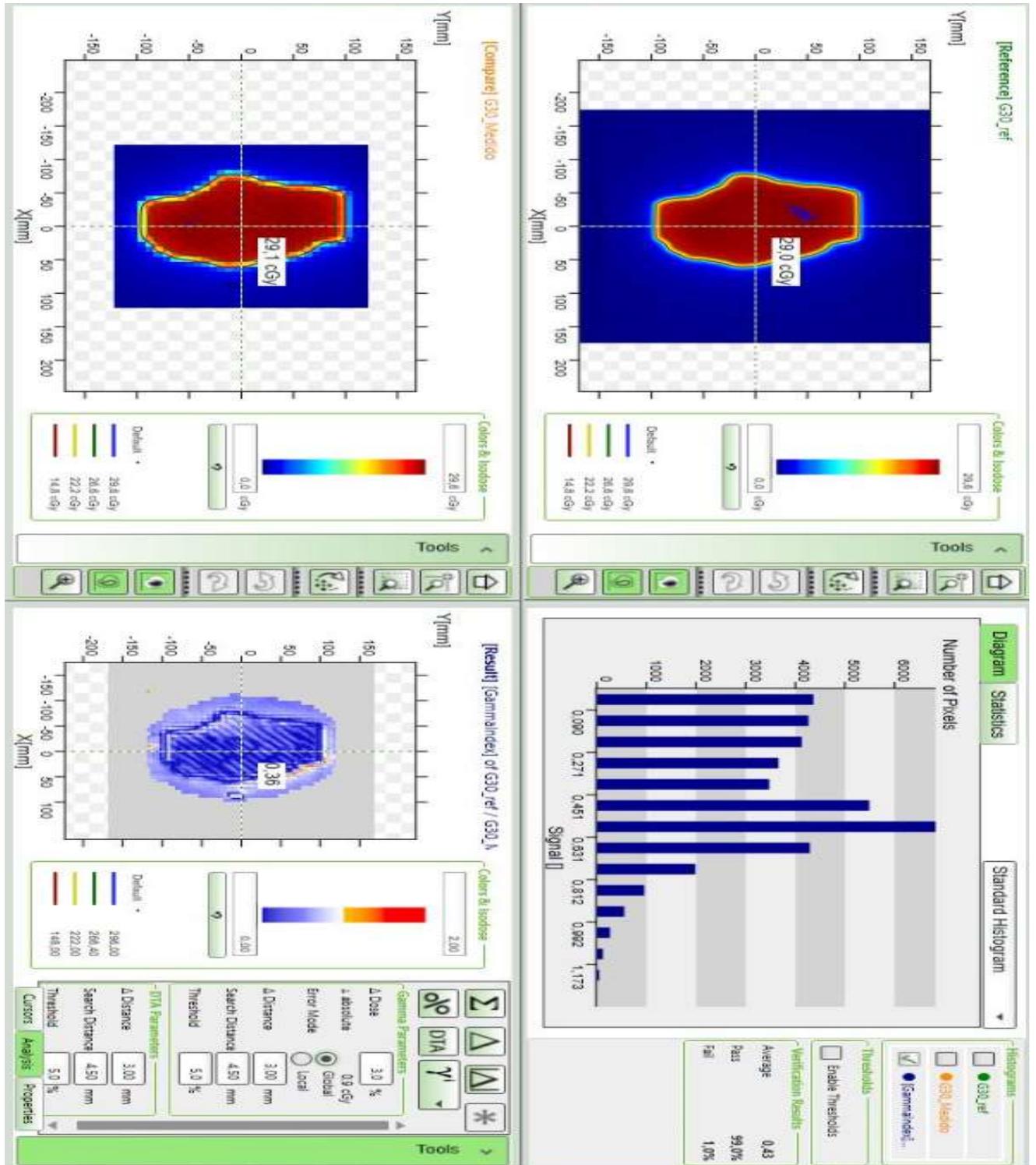


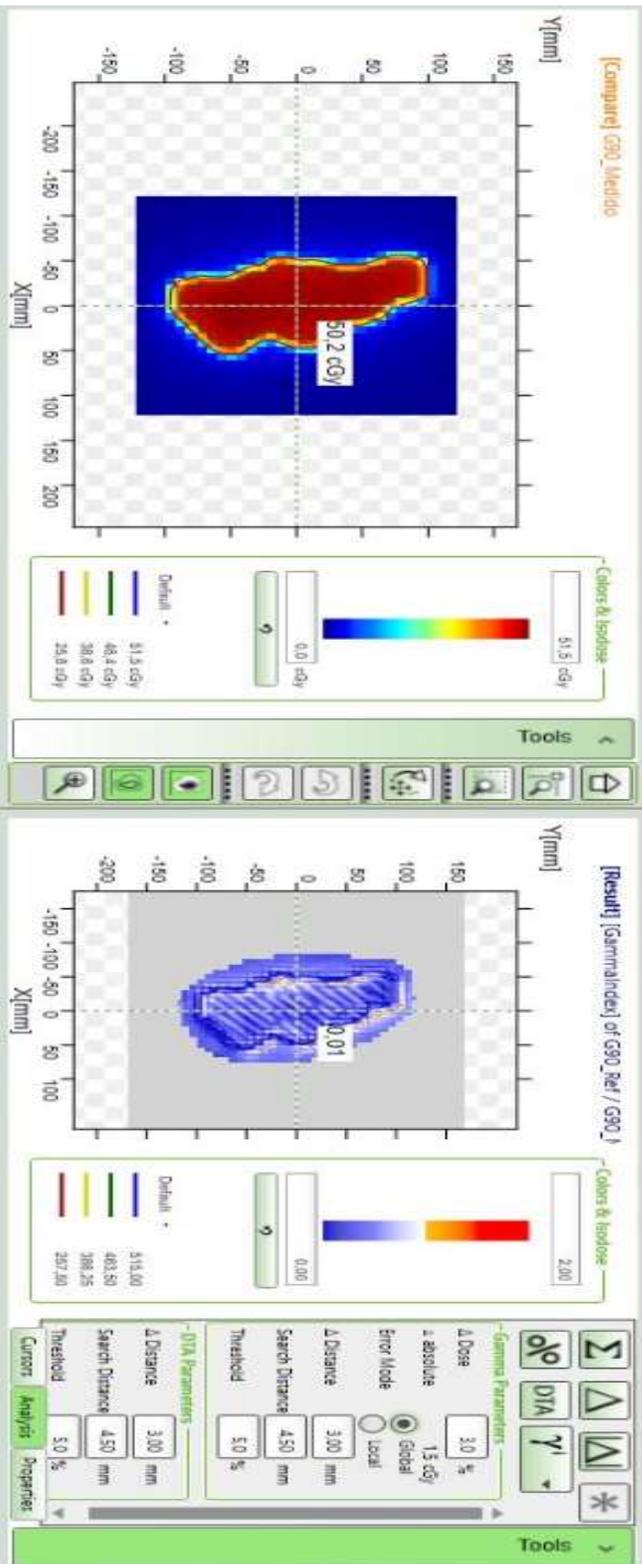
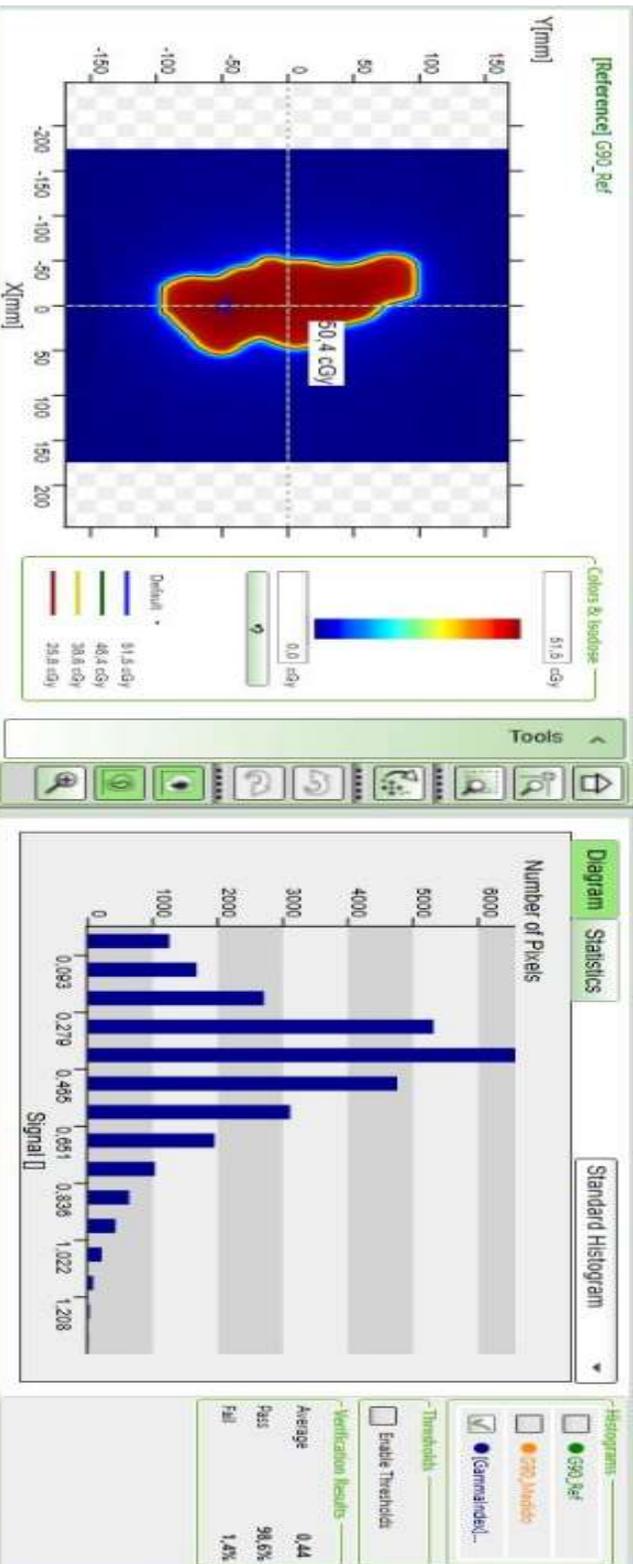


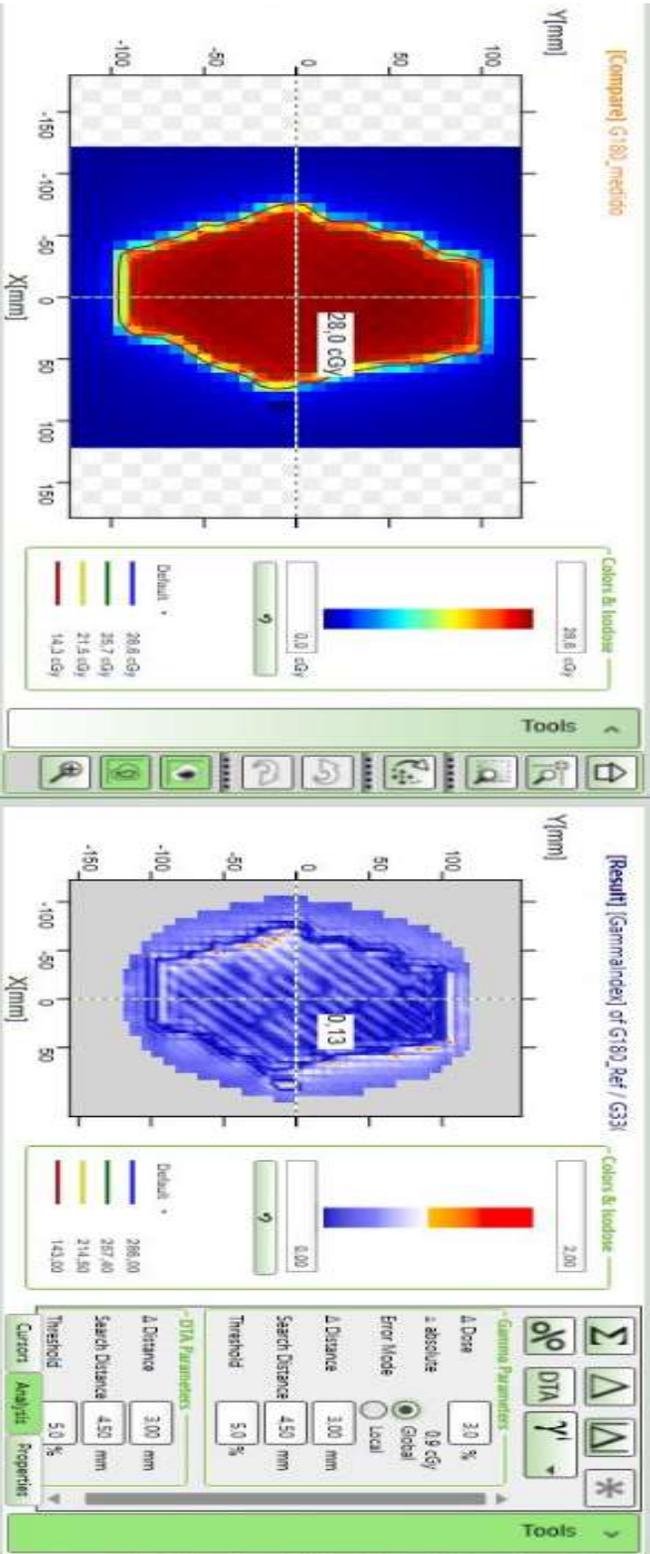
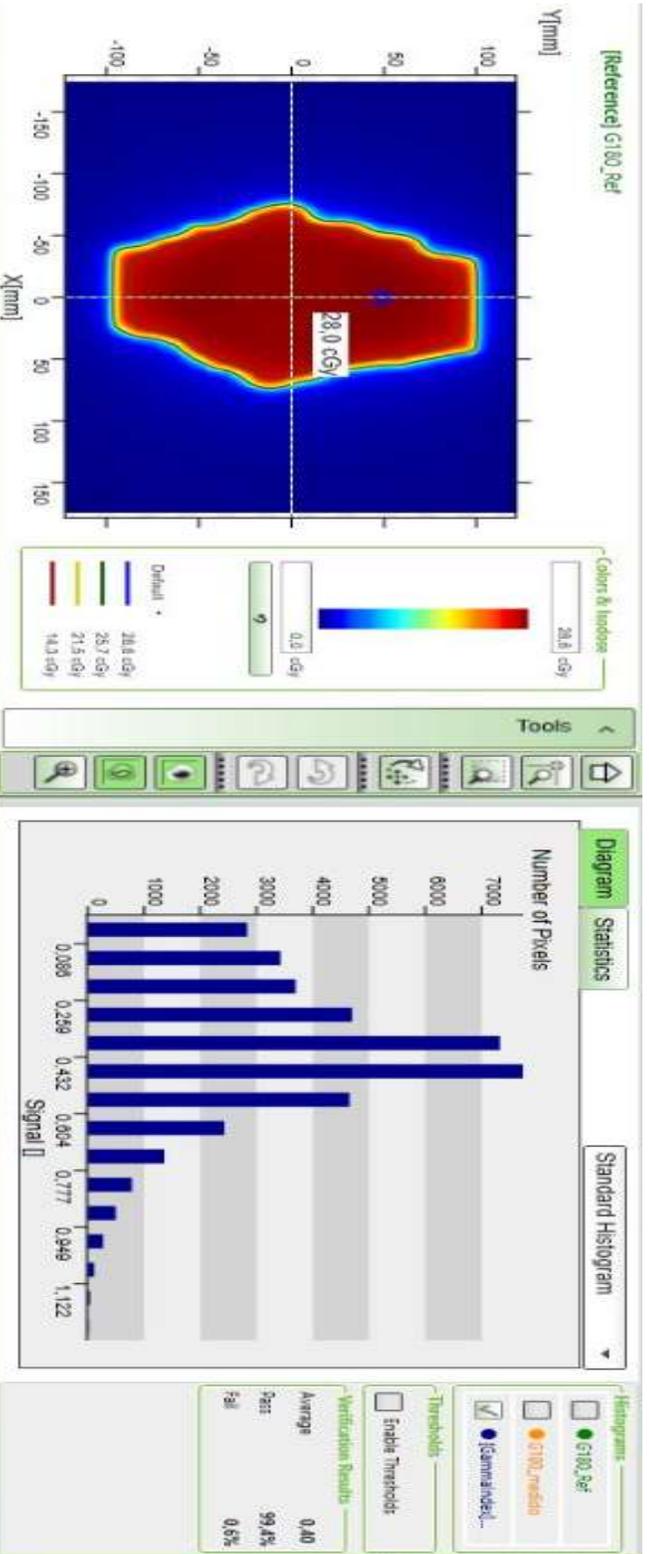


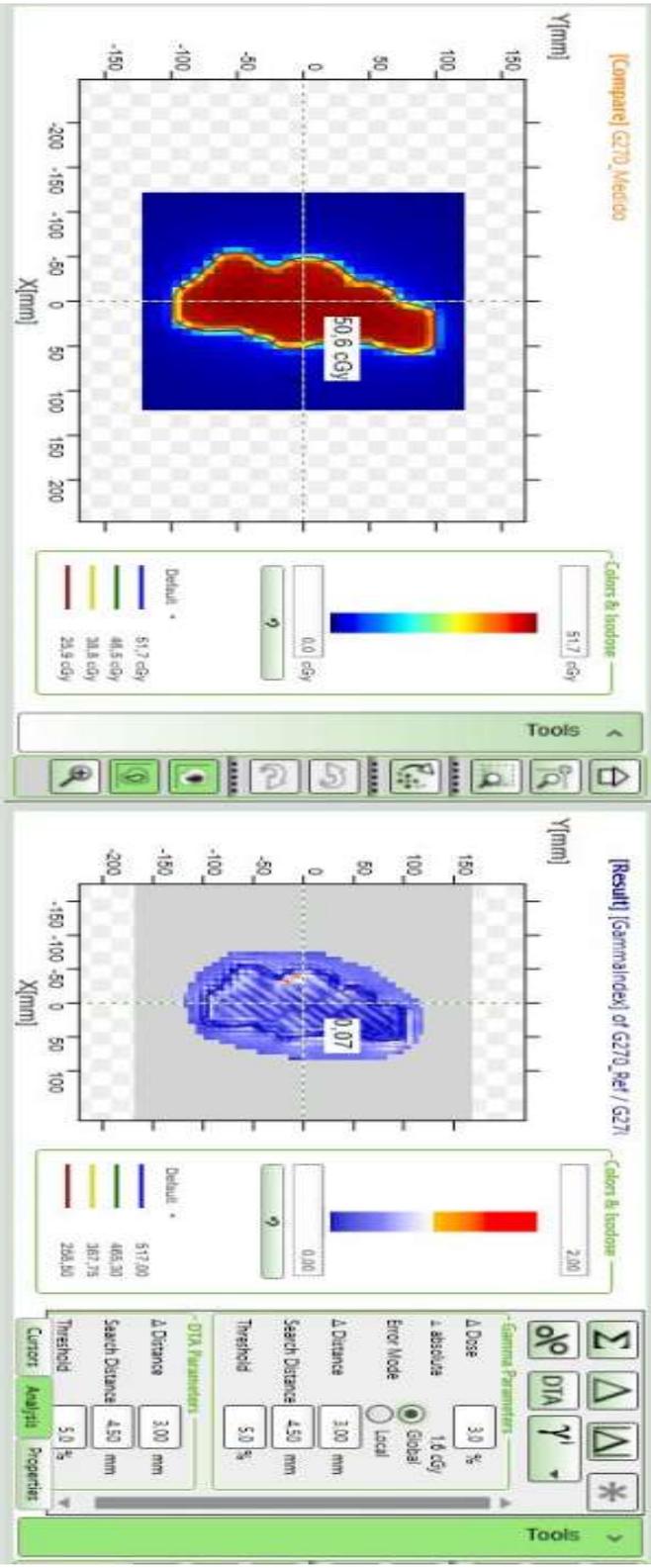
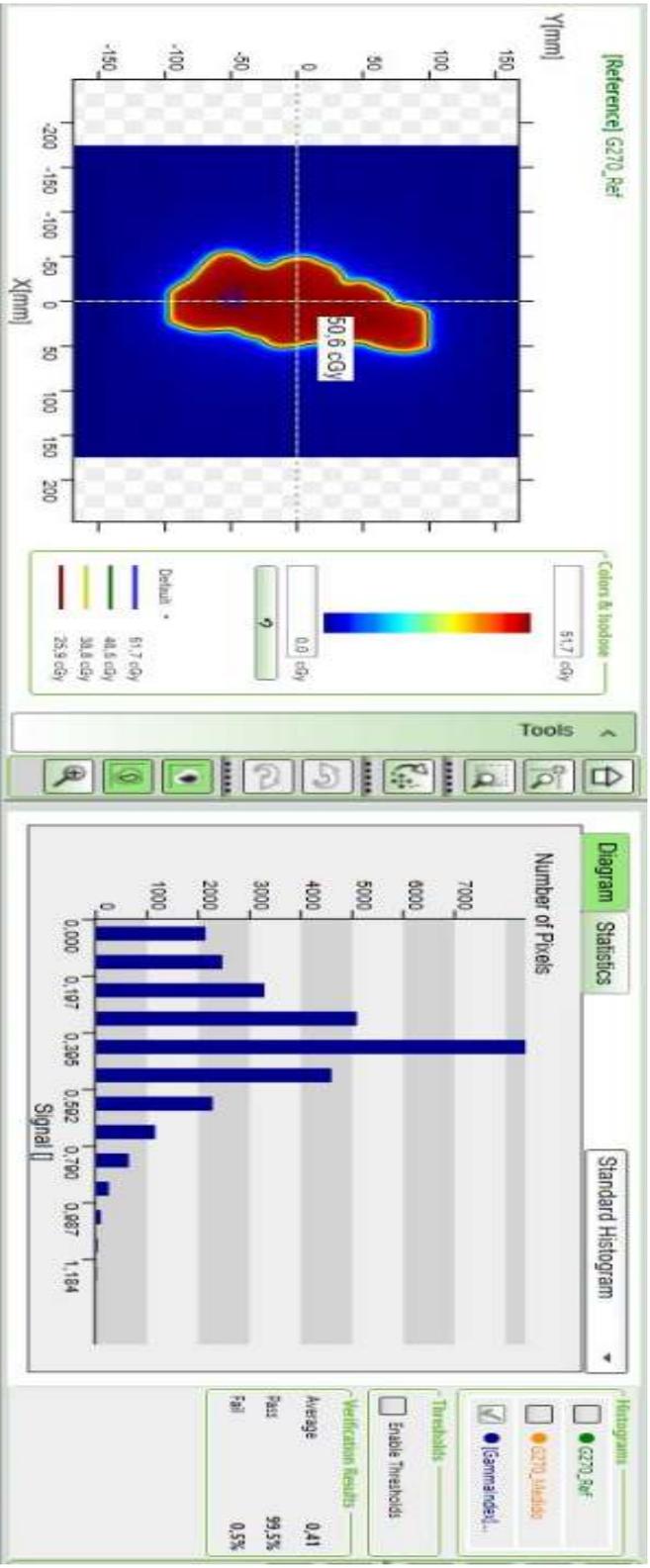


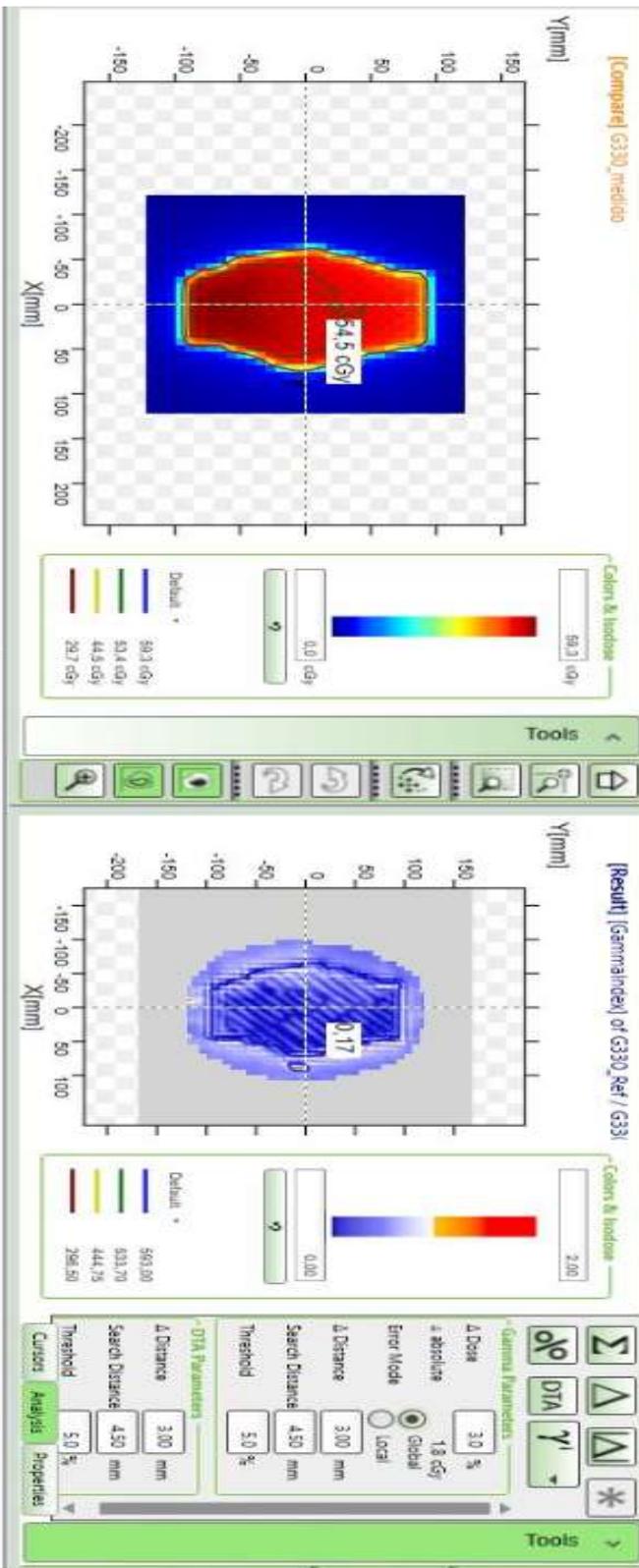
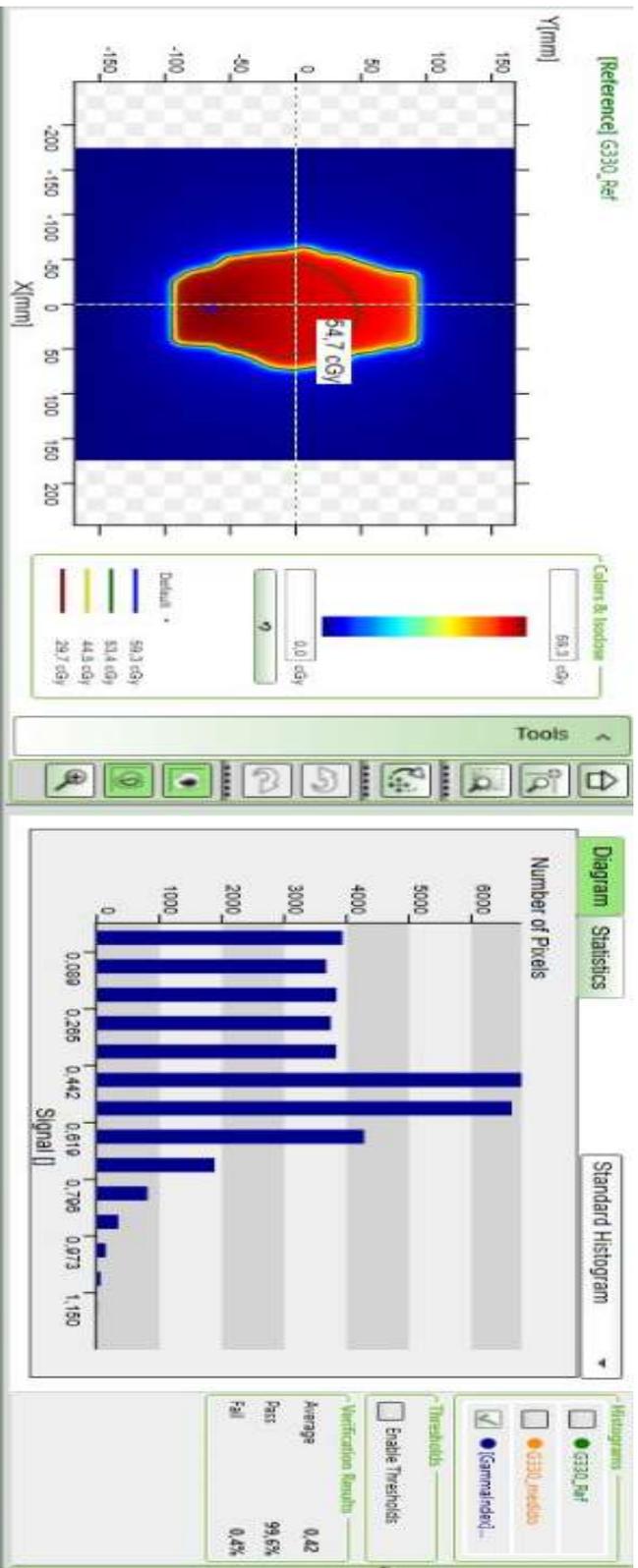
Anexo IV: Resultados do quarto paciente usando a matrixX evolution:

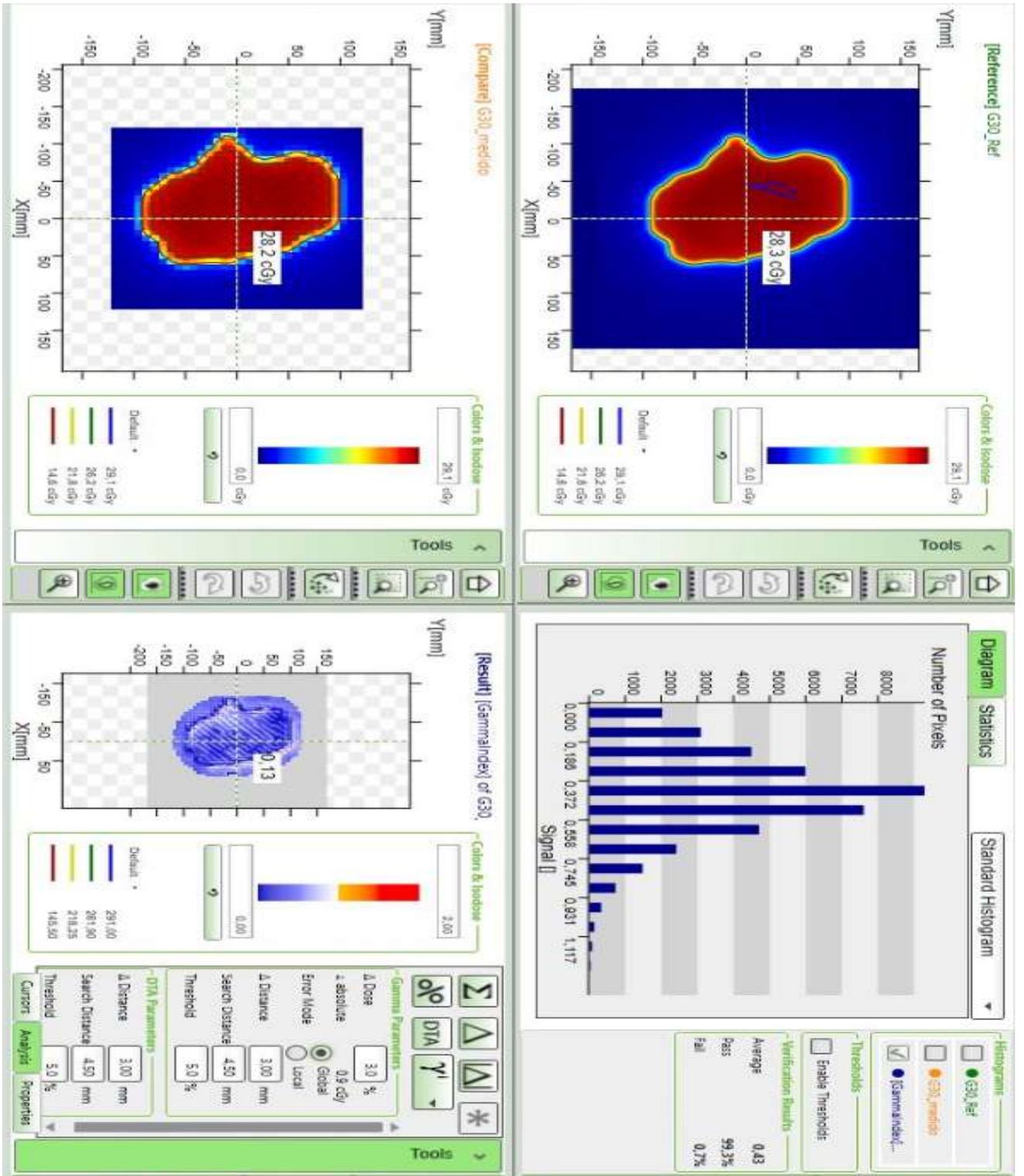




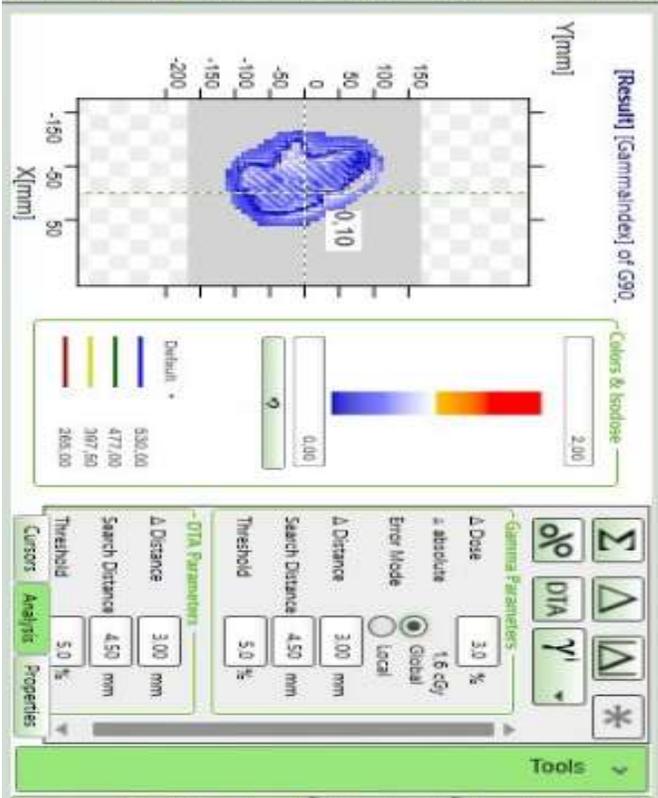
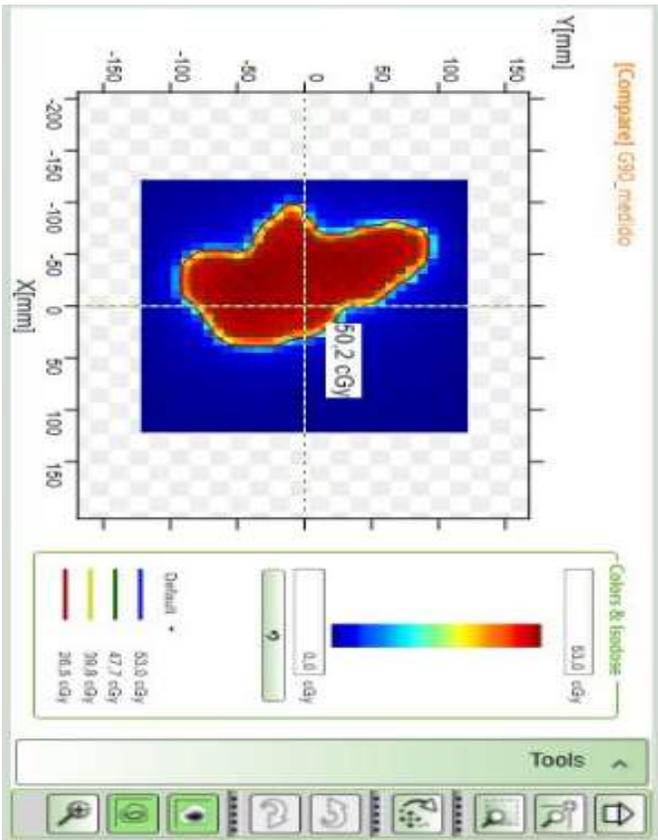
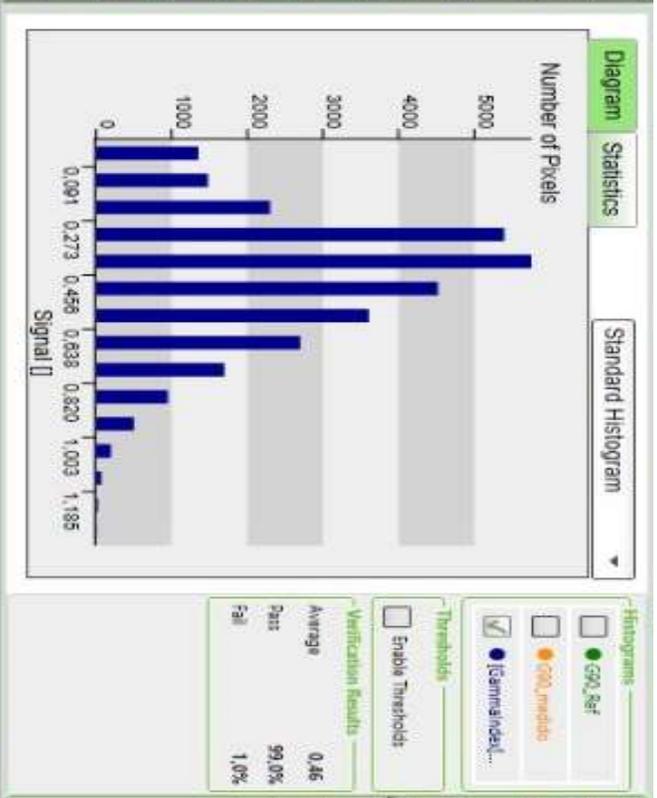
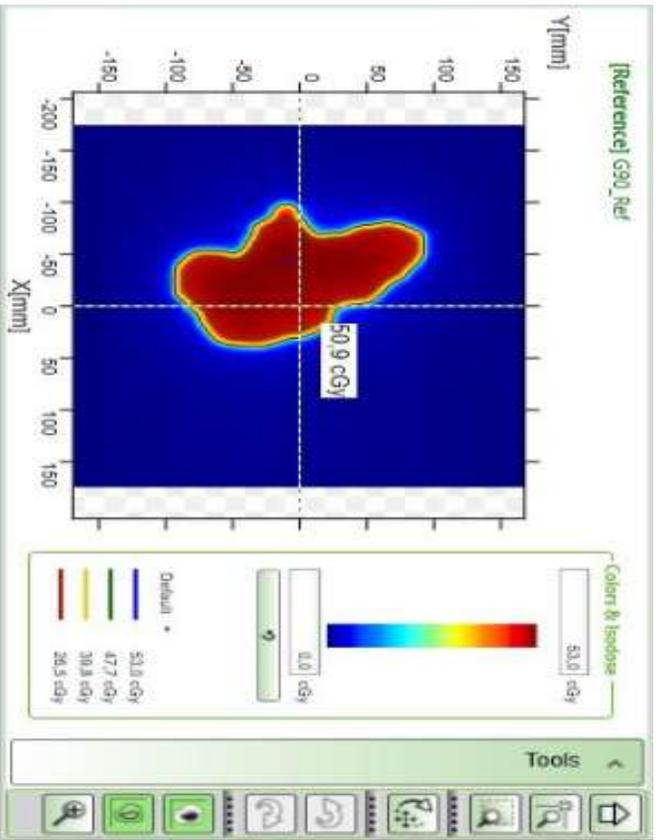


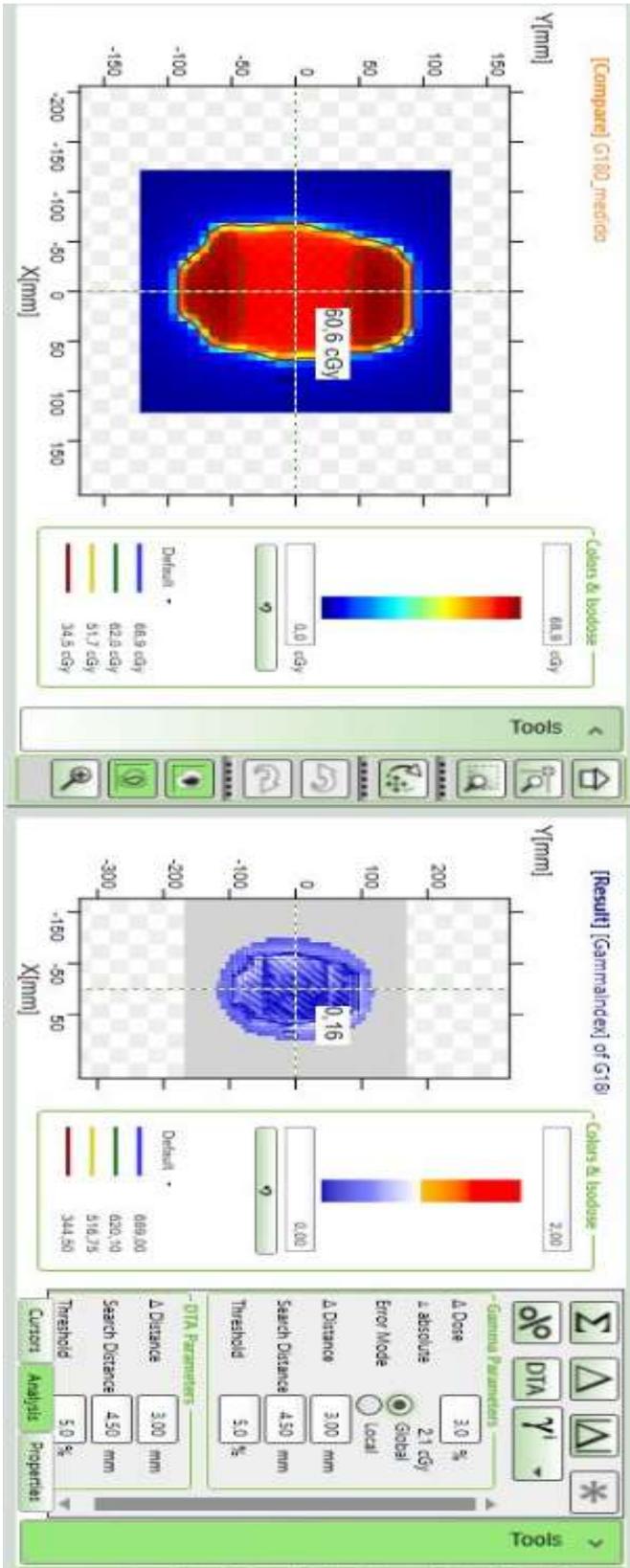
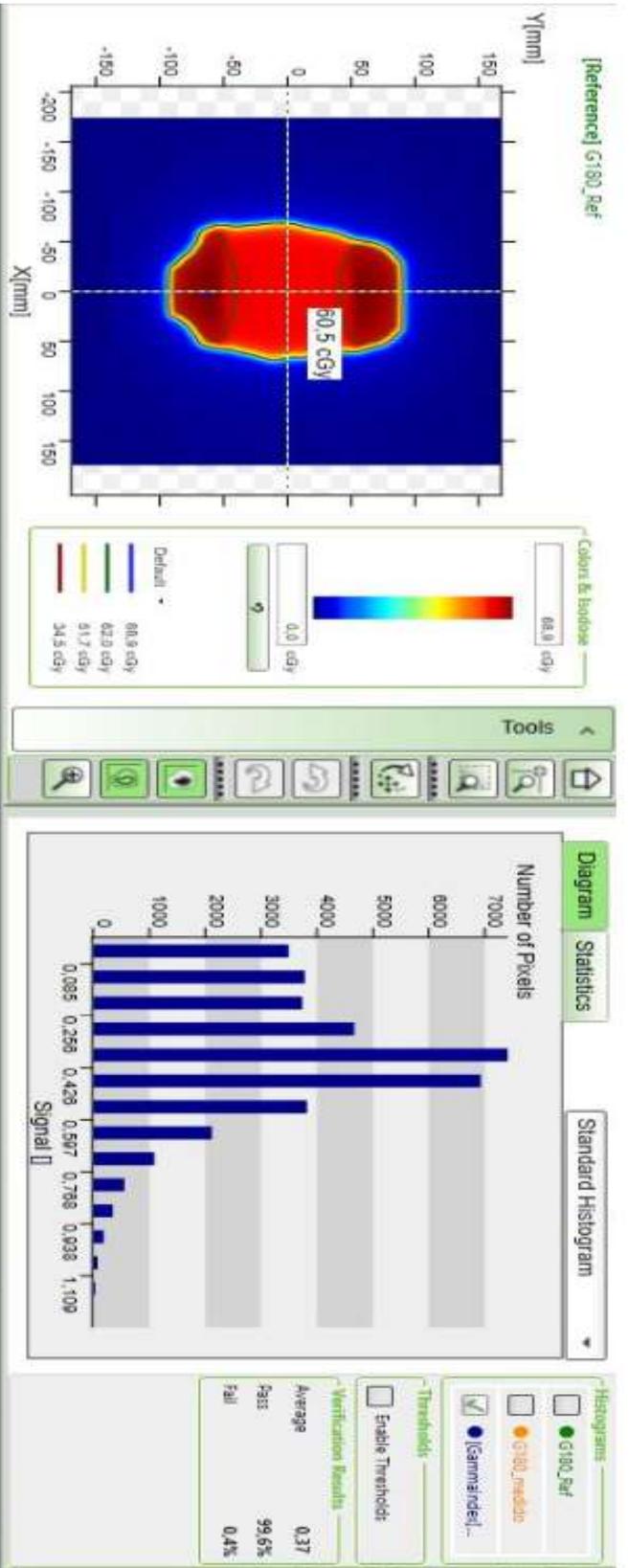


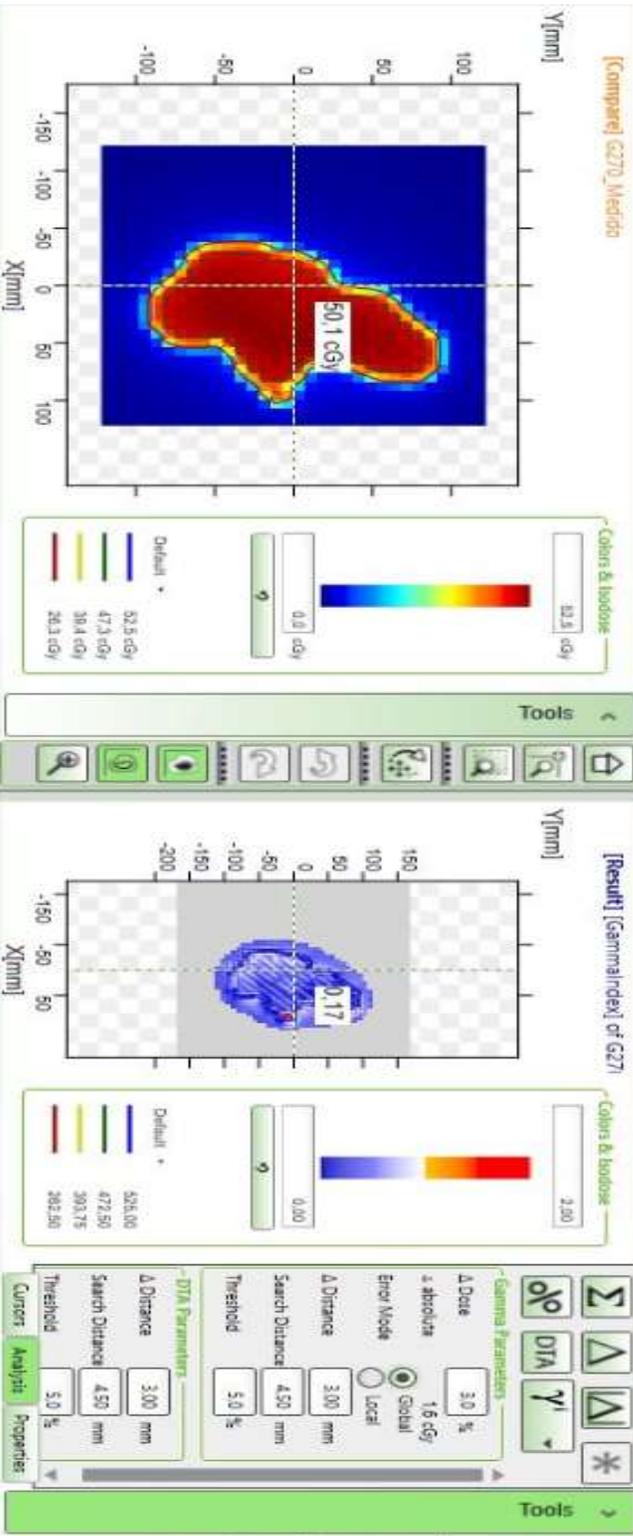
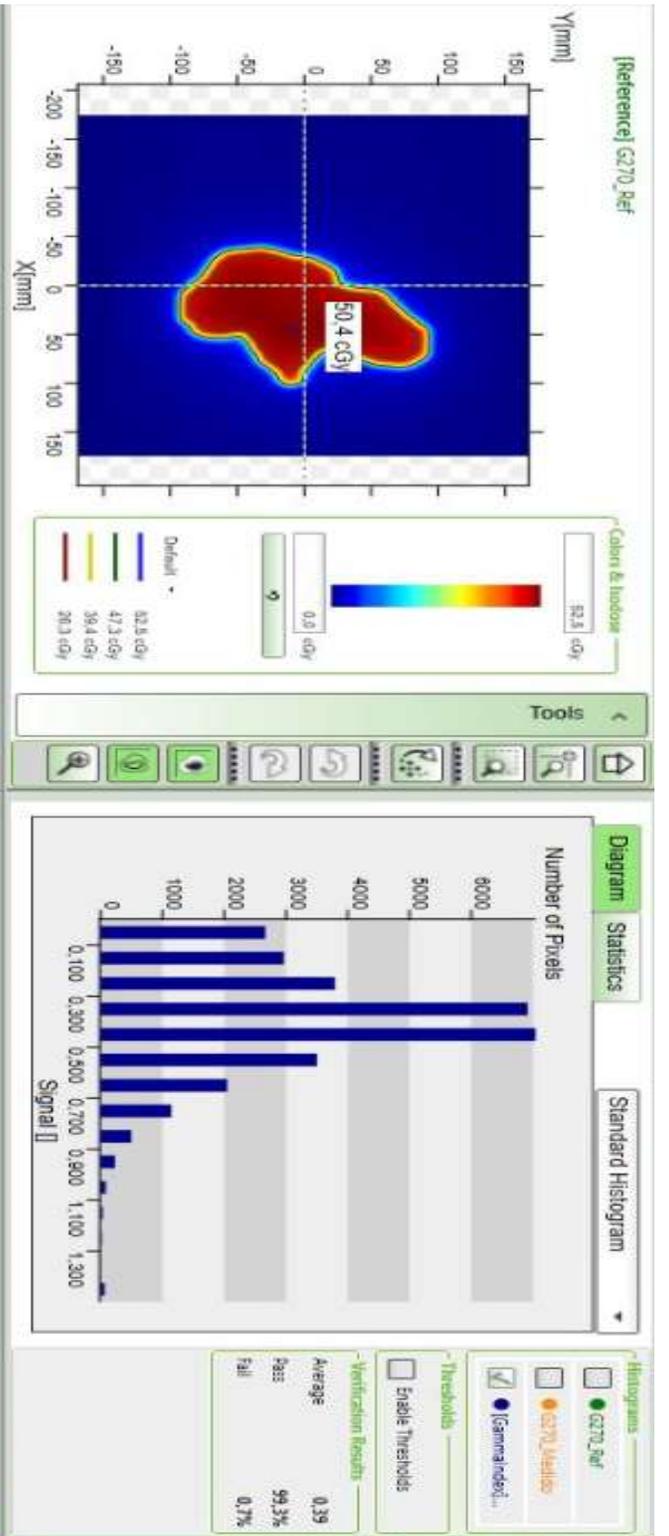


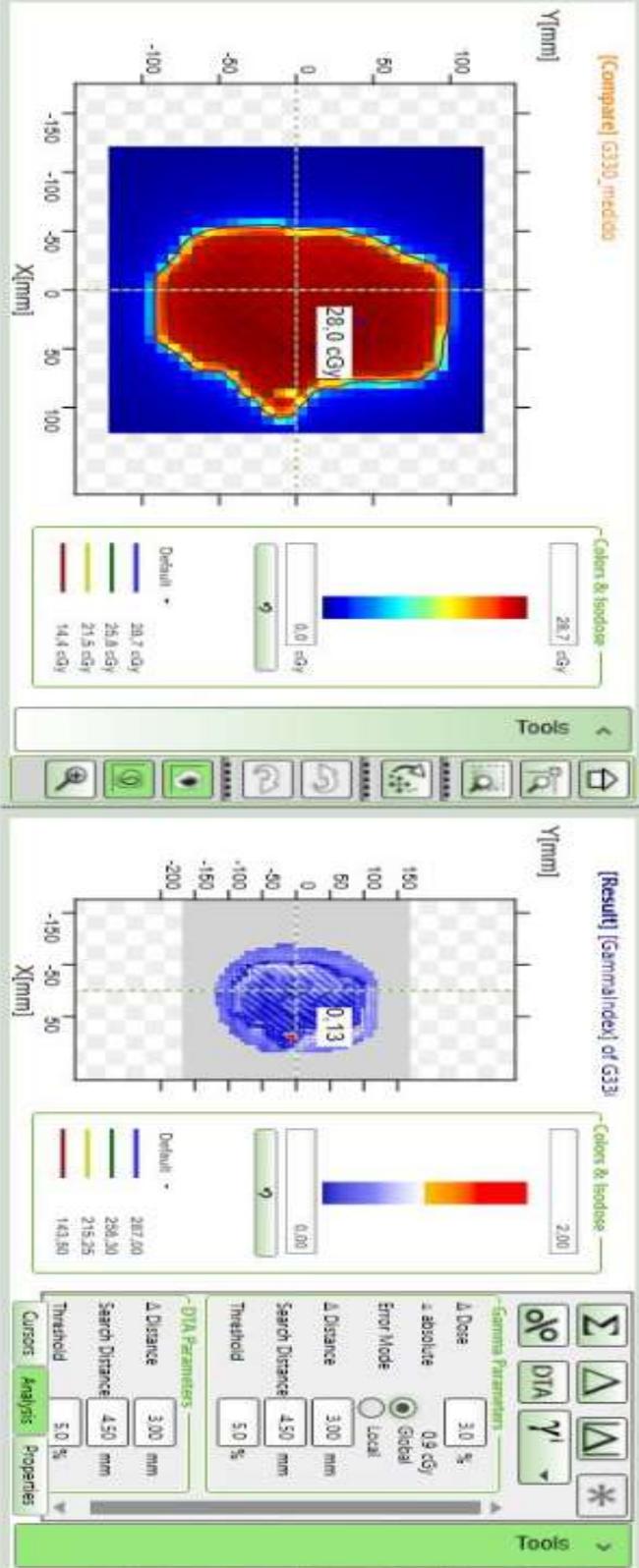
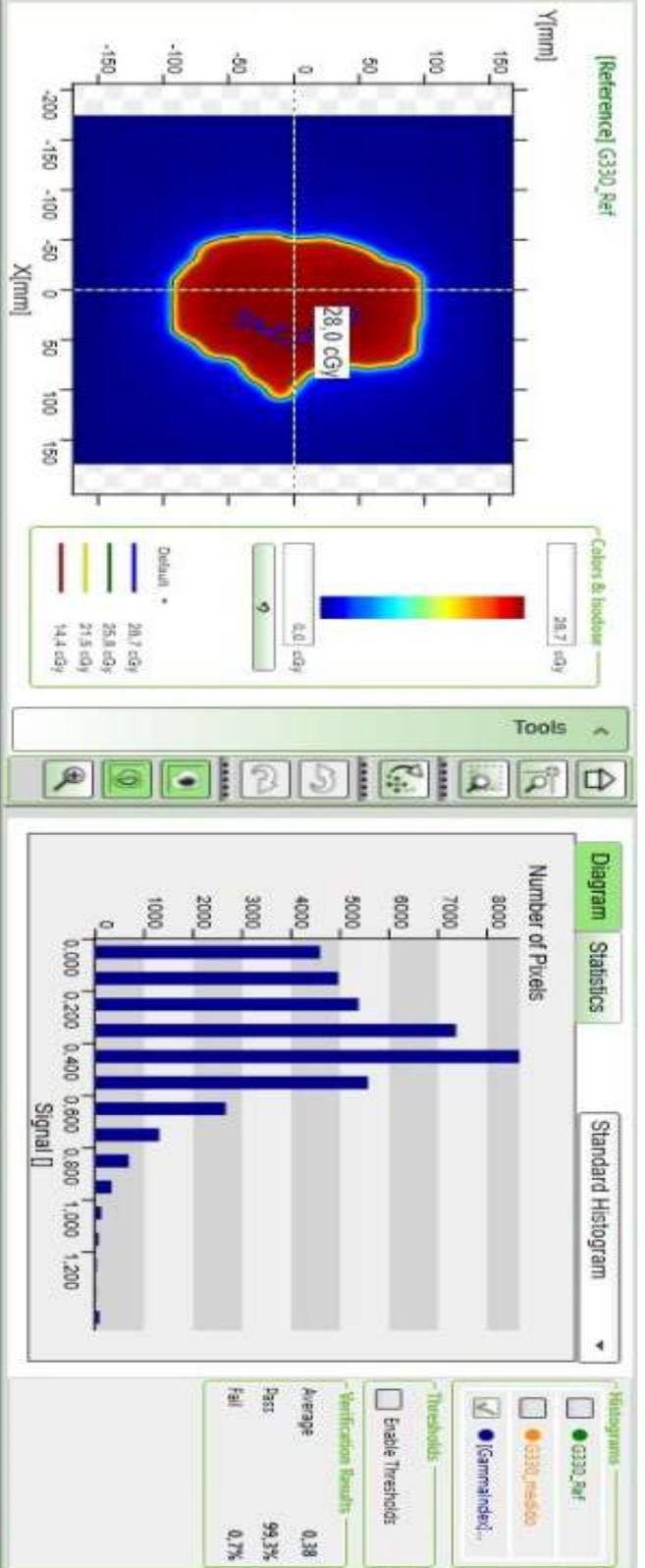


Anexo V: Resultados do quinto paciente usando a matriz de controle de qualidade

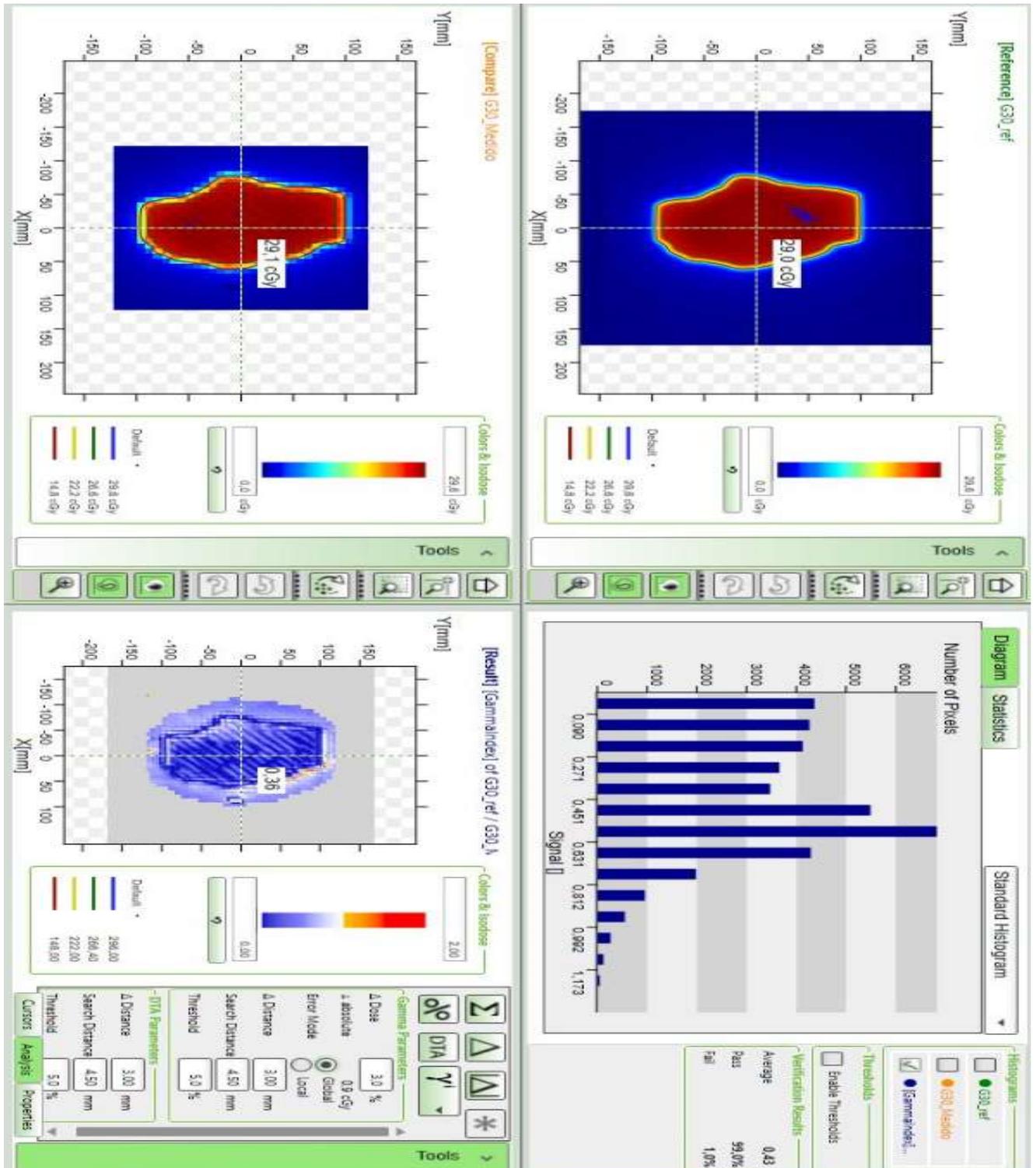


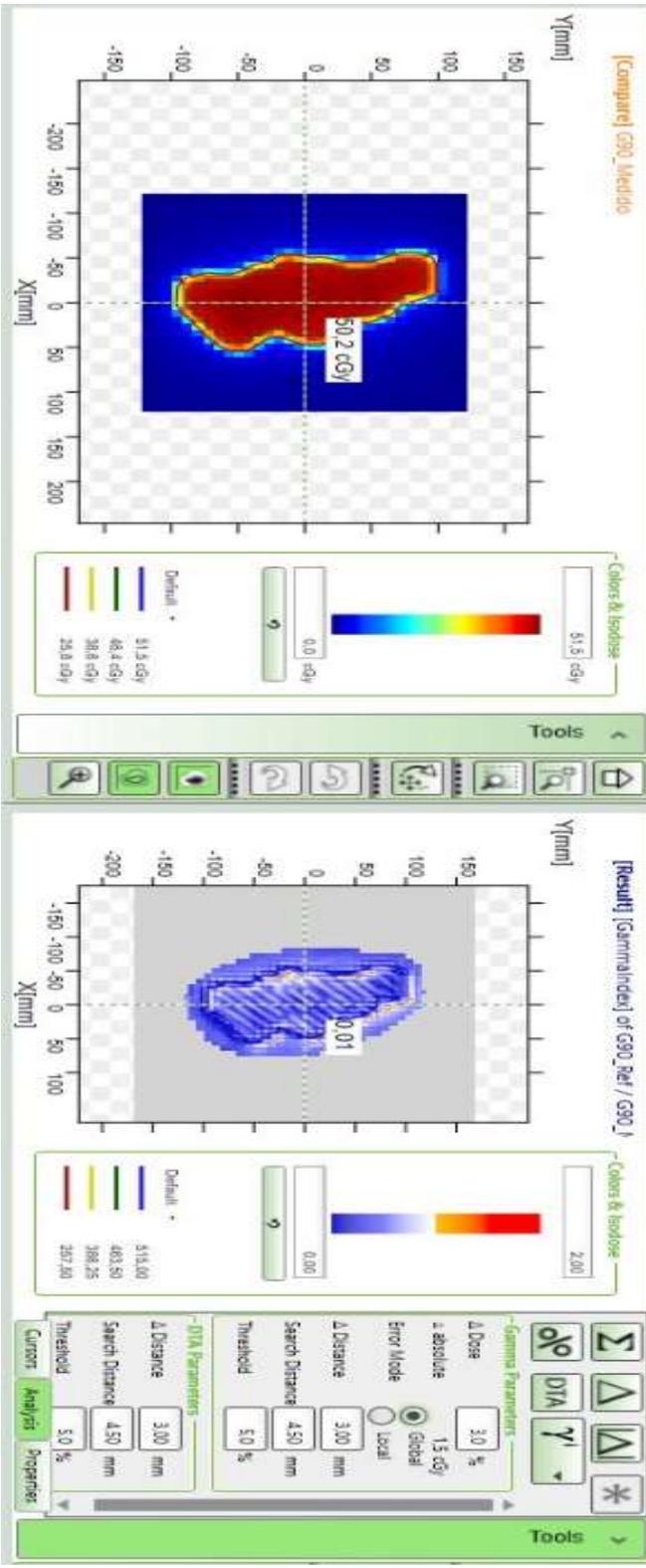
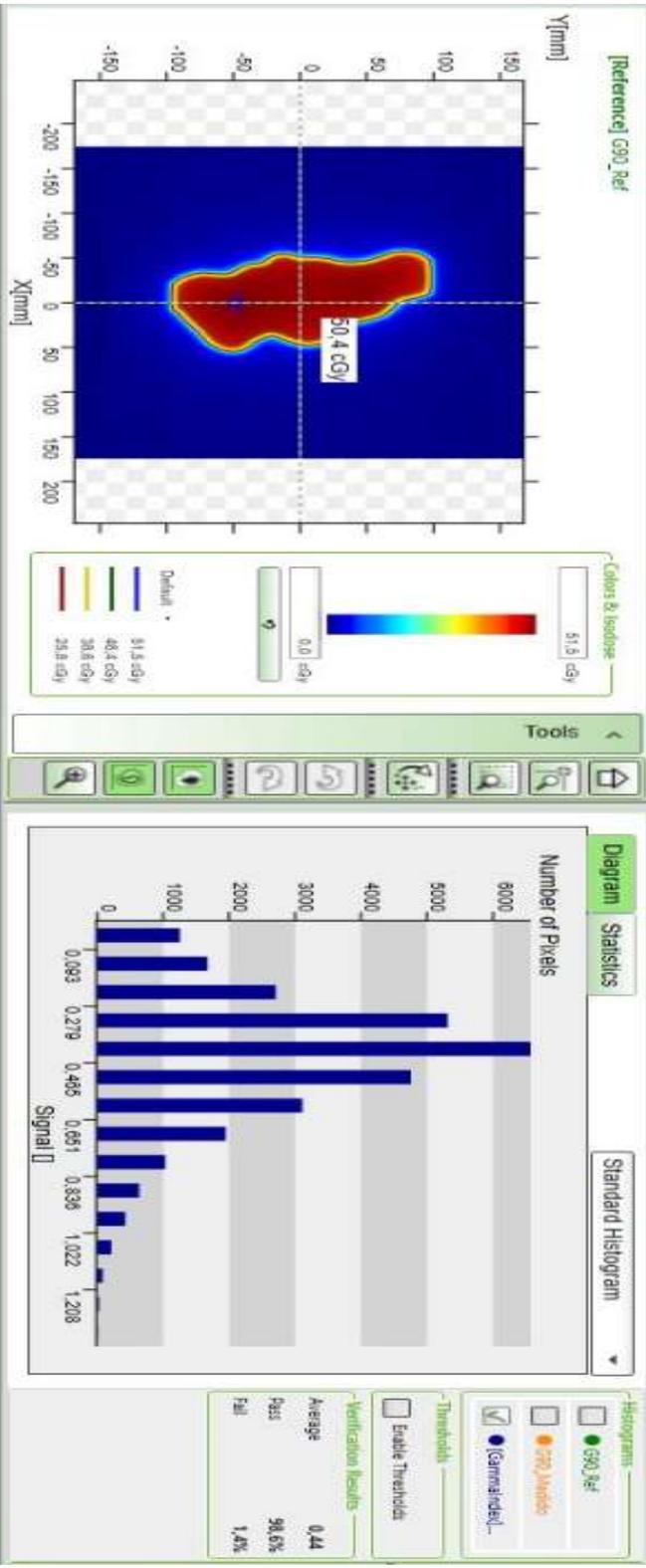


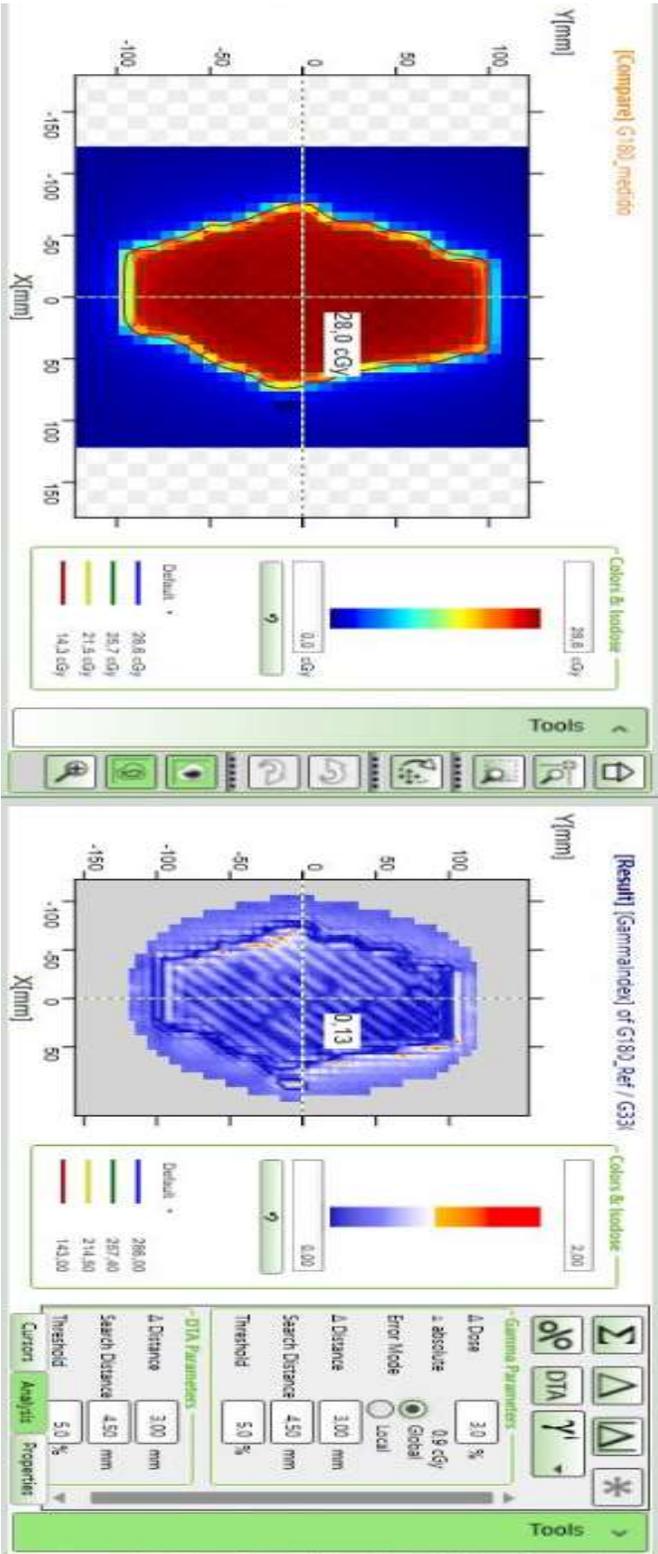
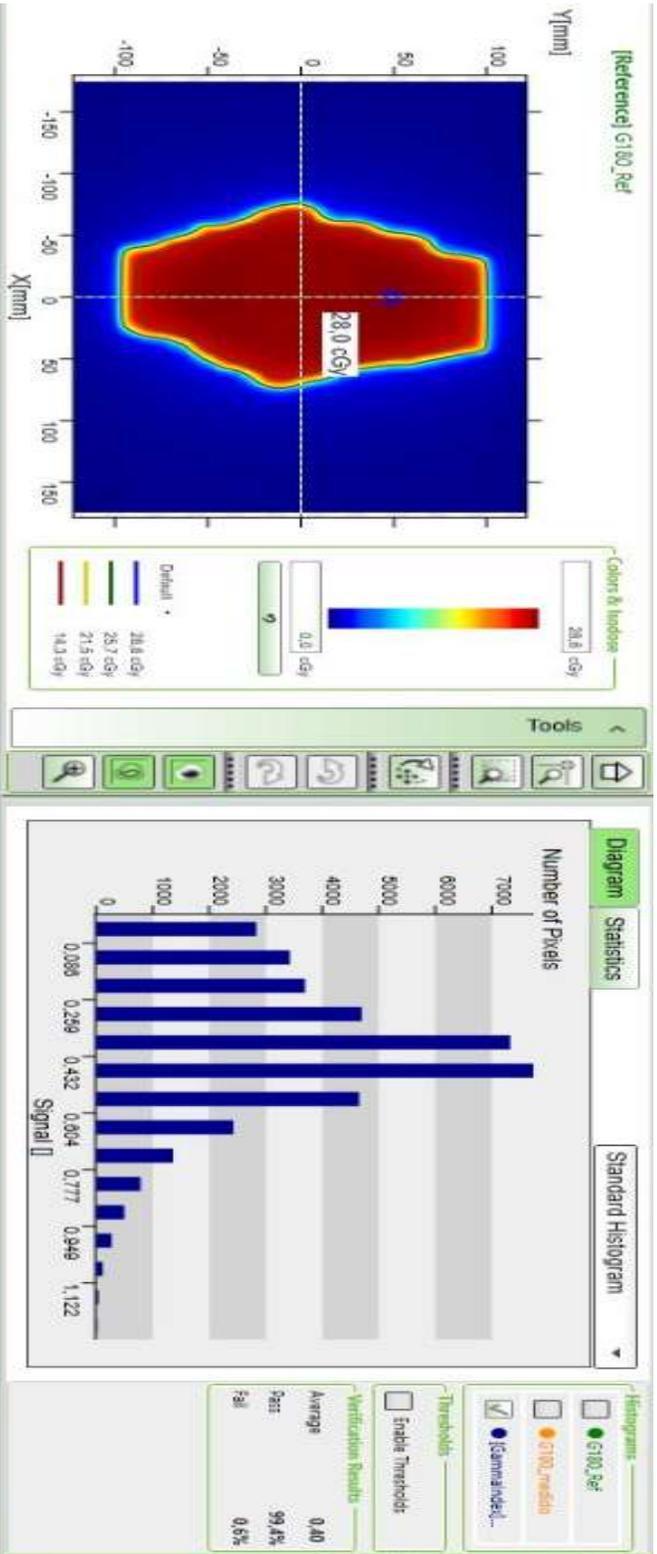


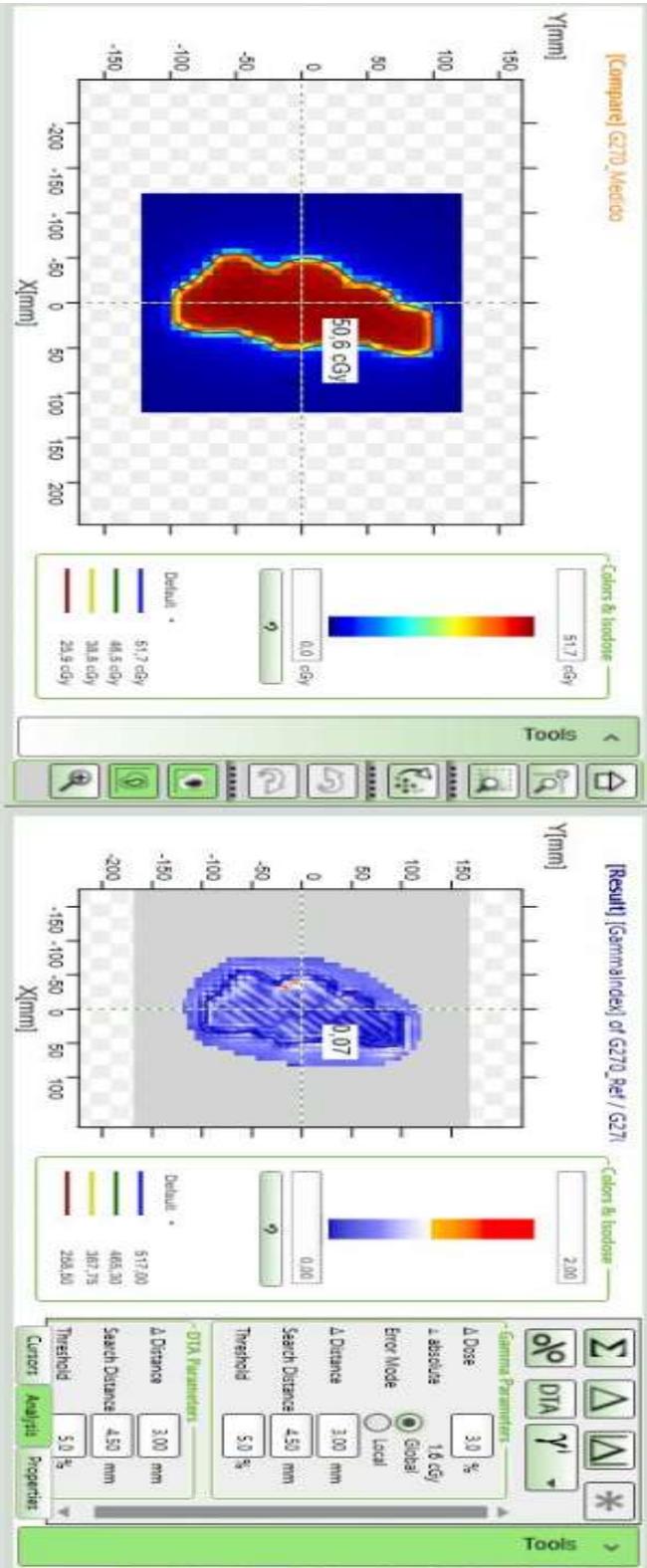
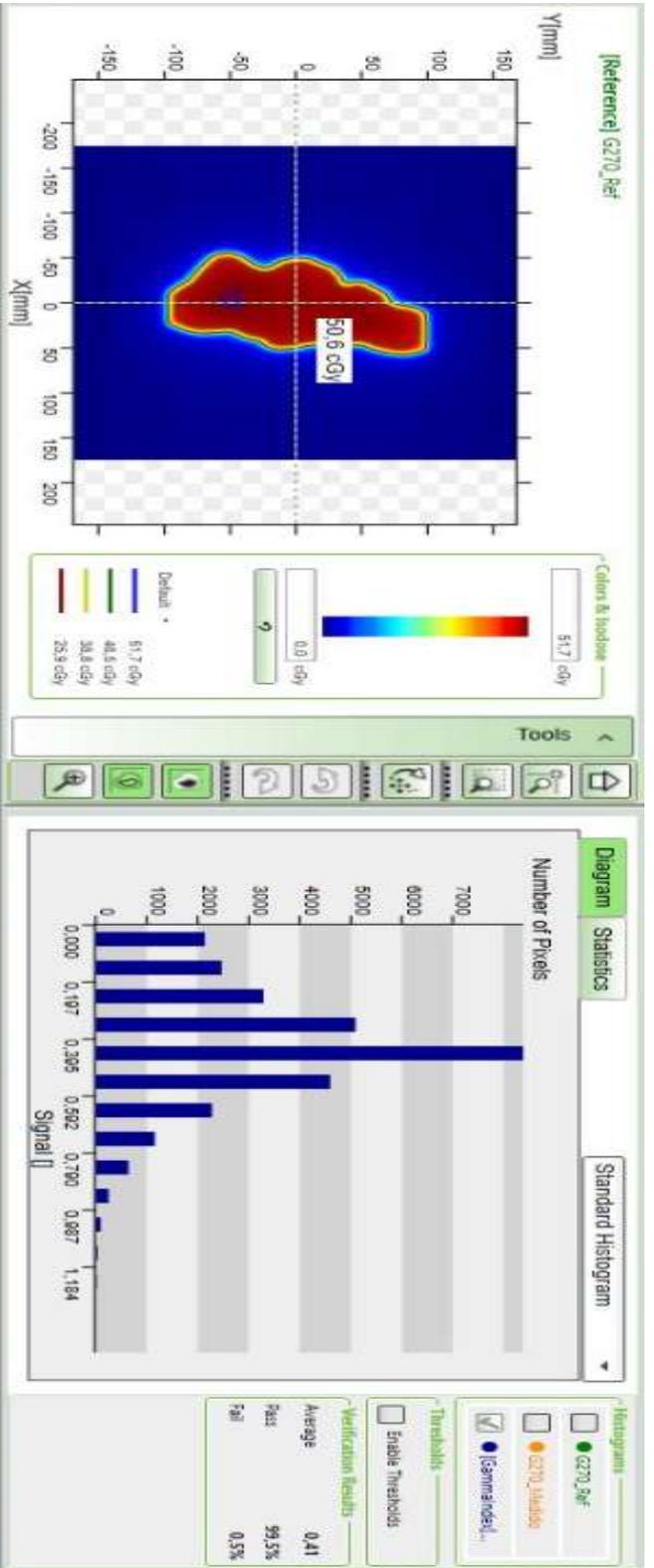


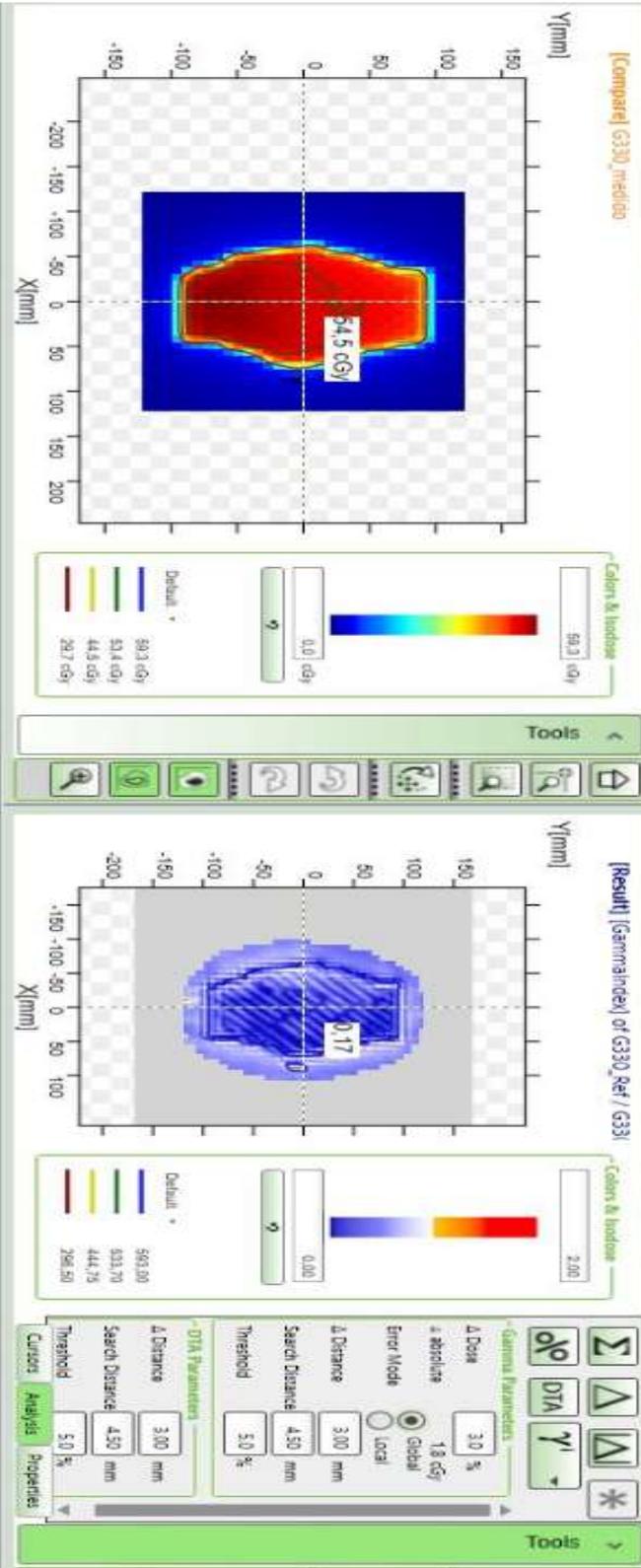
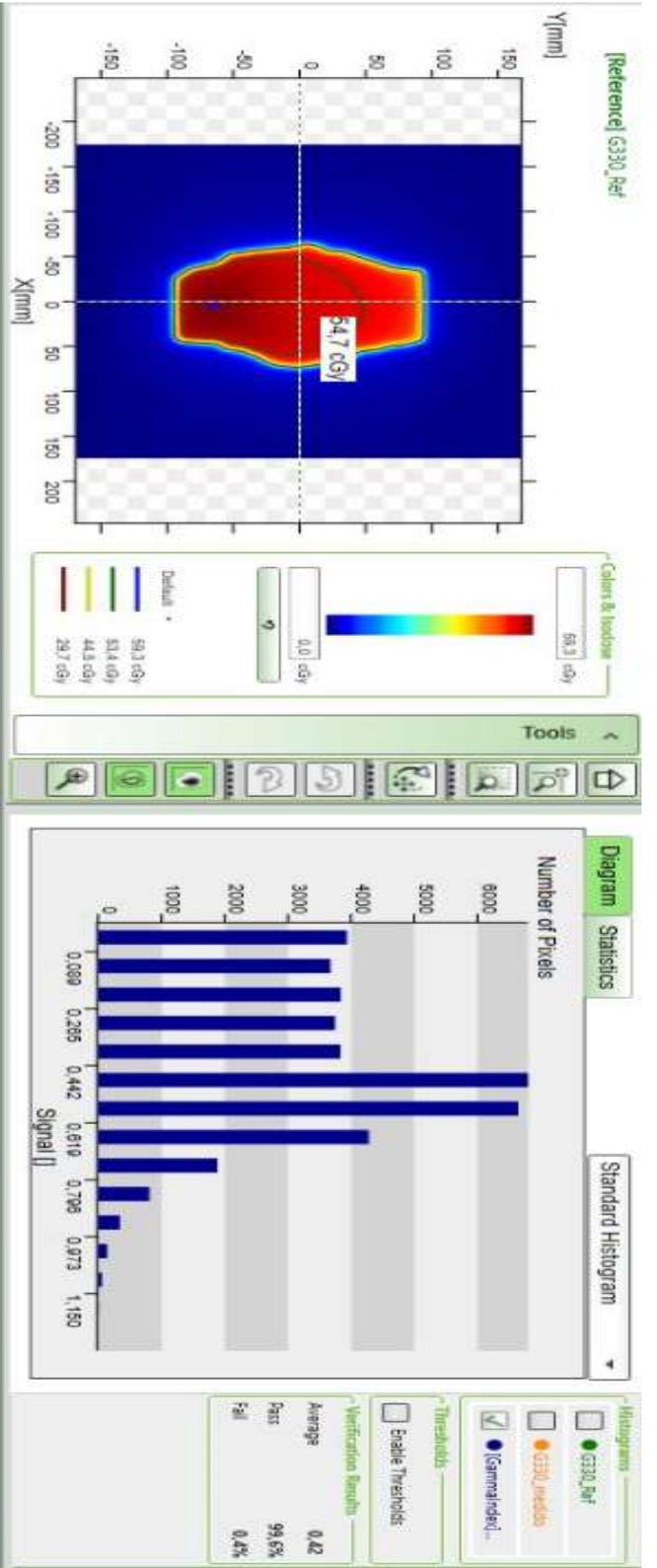
Anexo VI: Resultados do sexto paciente usando a matriz de controle de qualidade



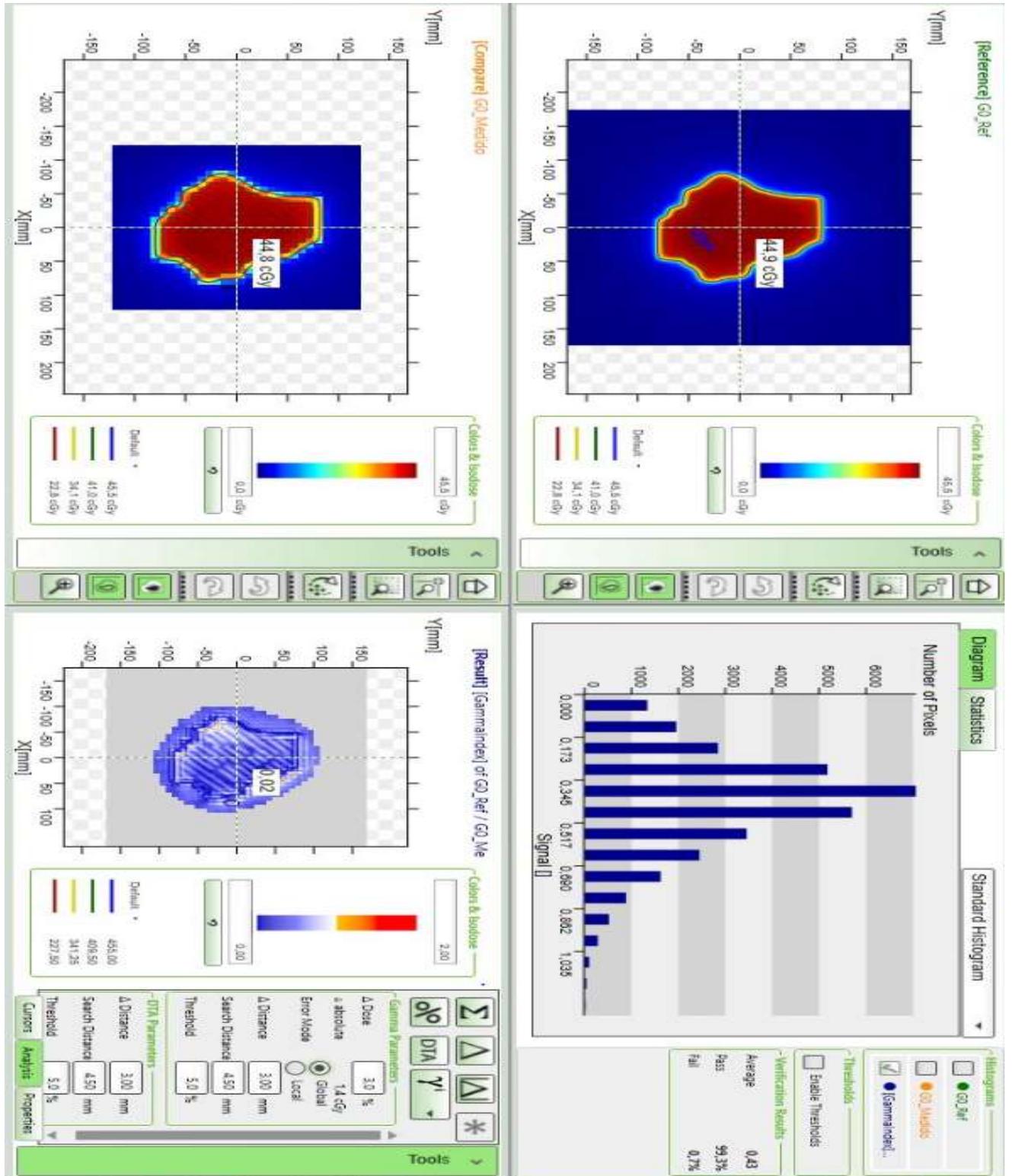


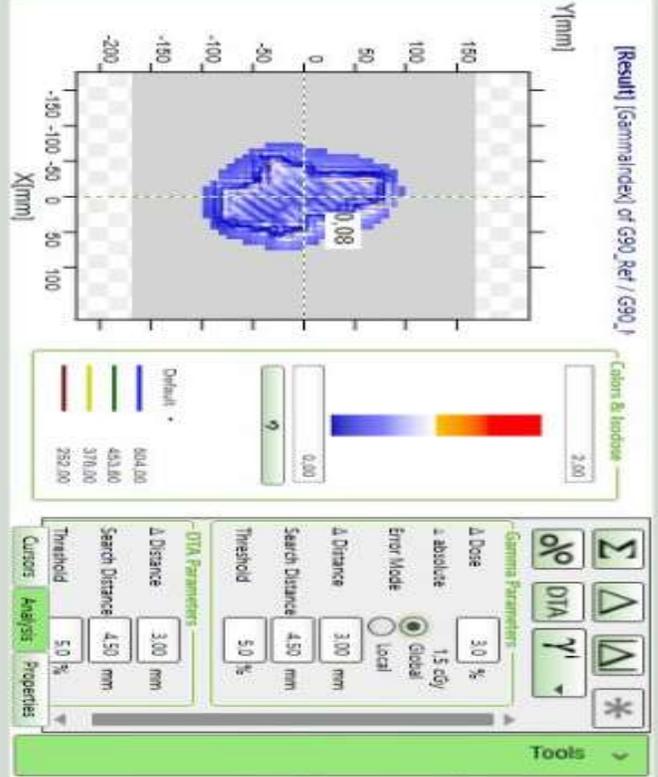
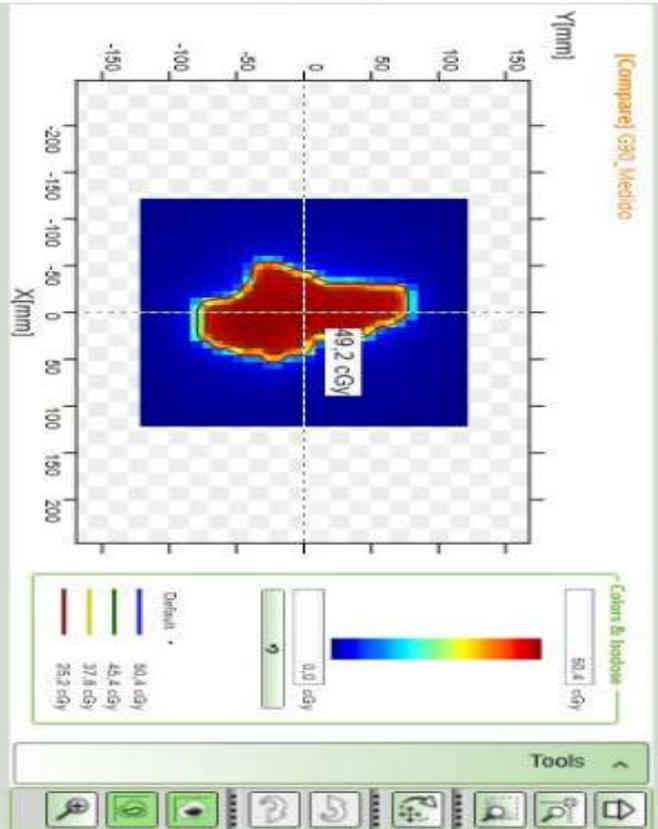
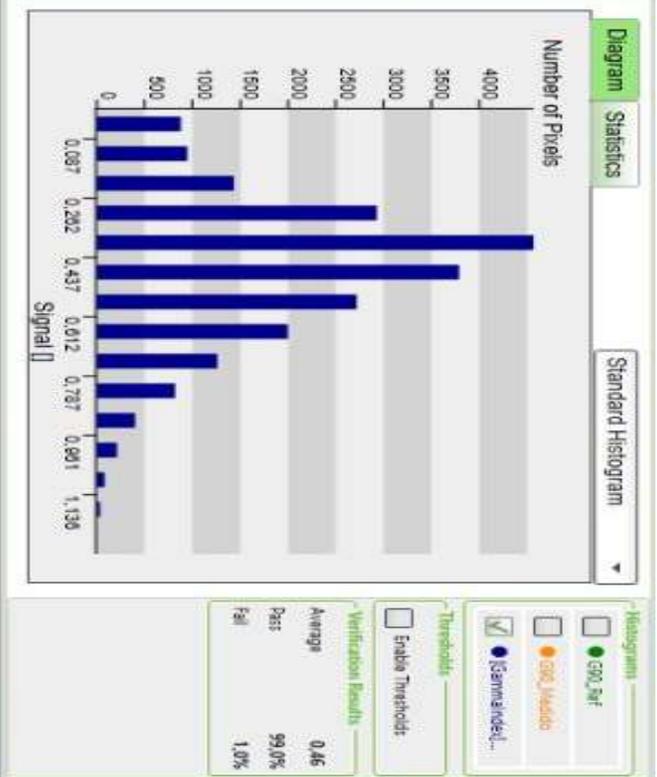
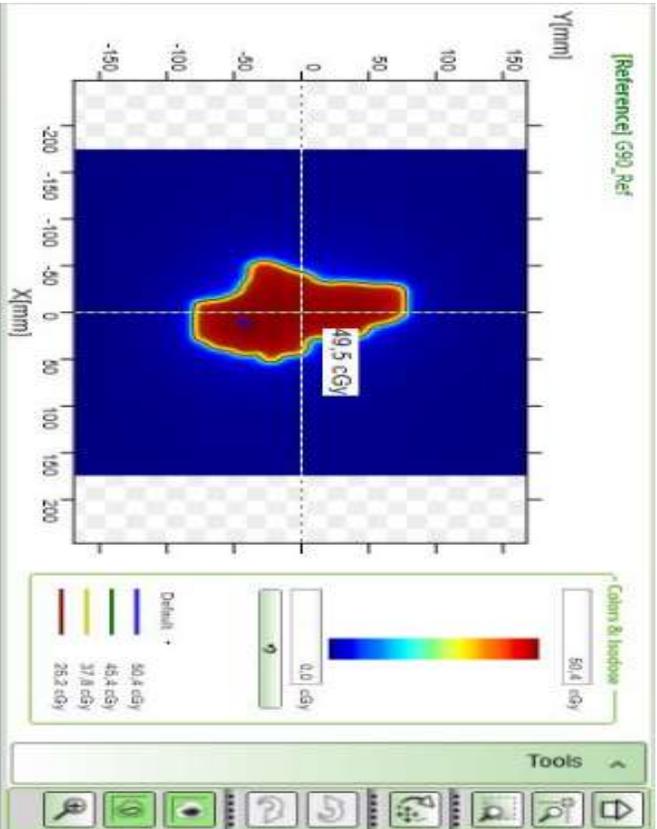


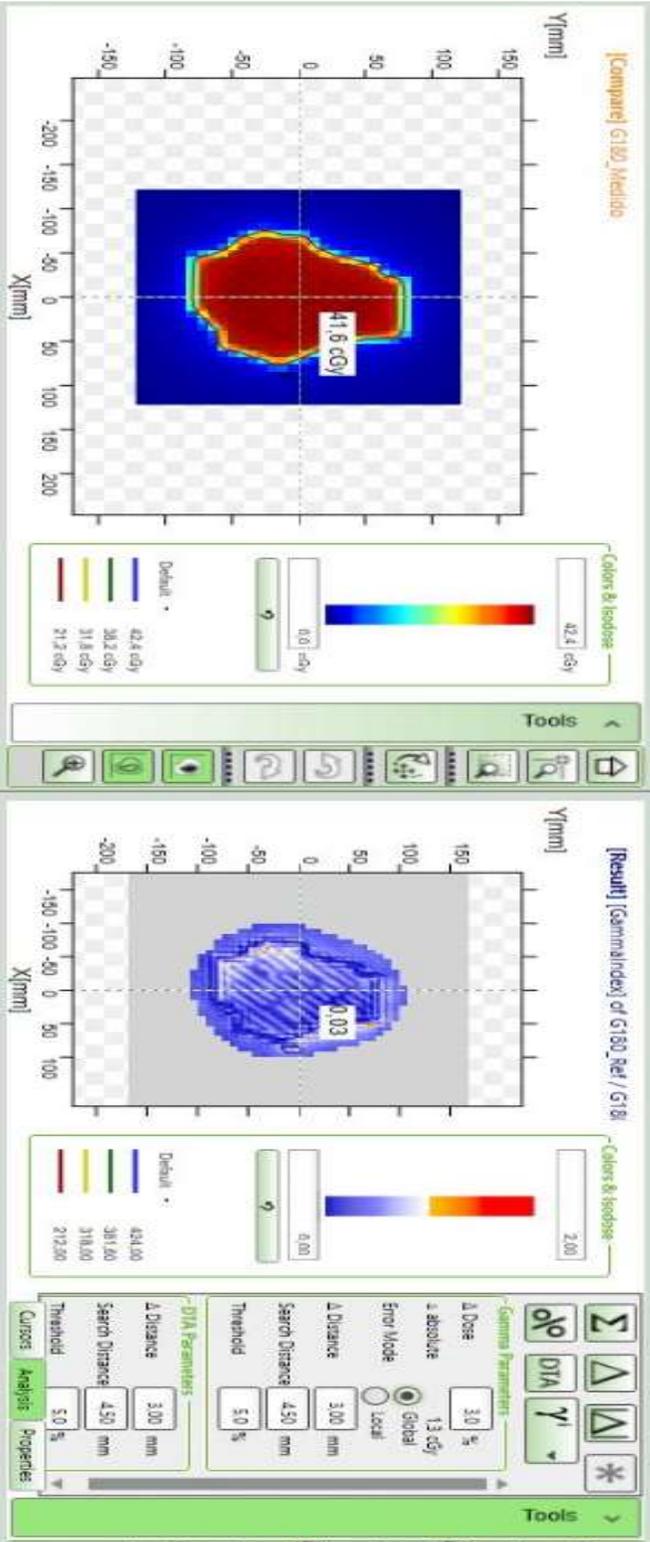
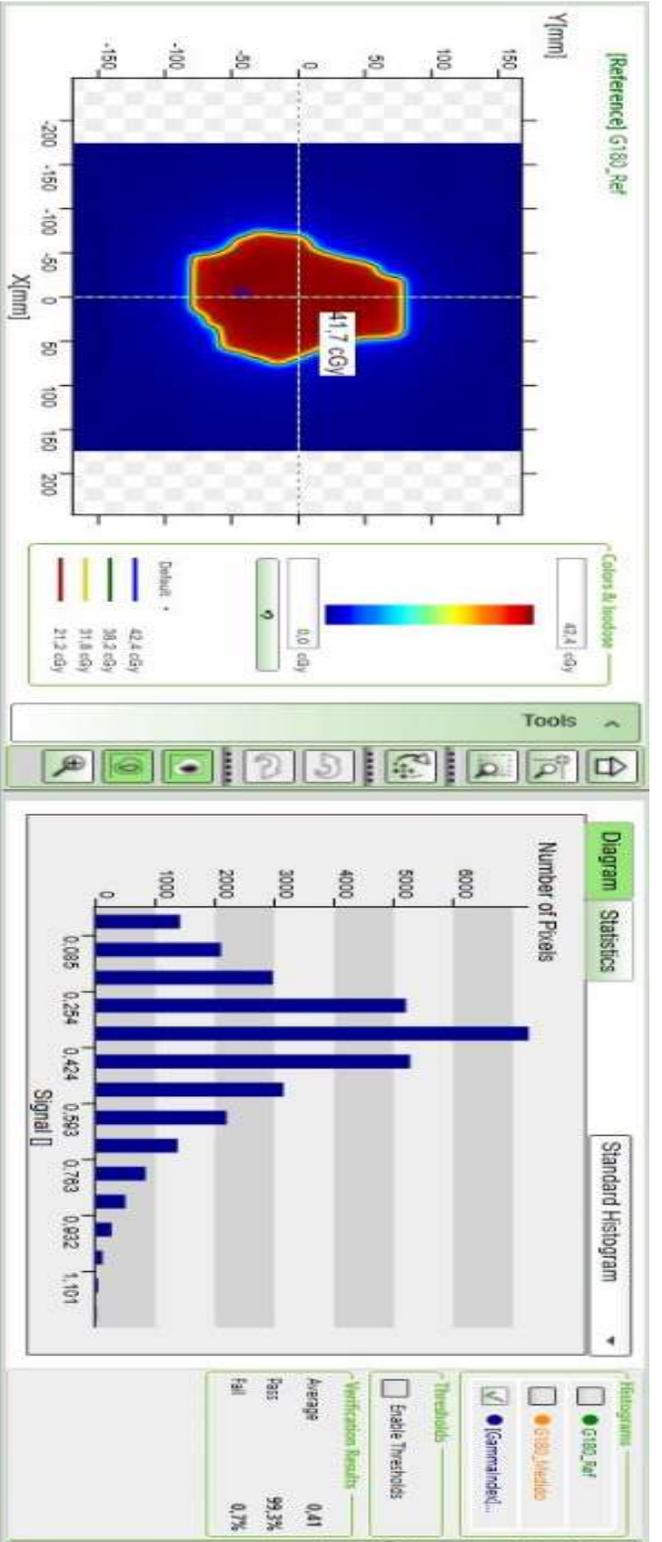


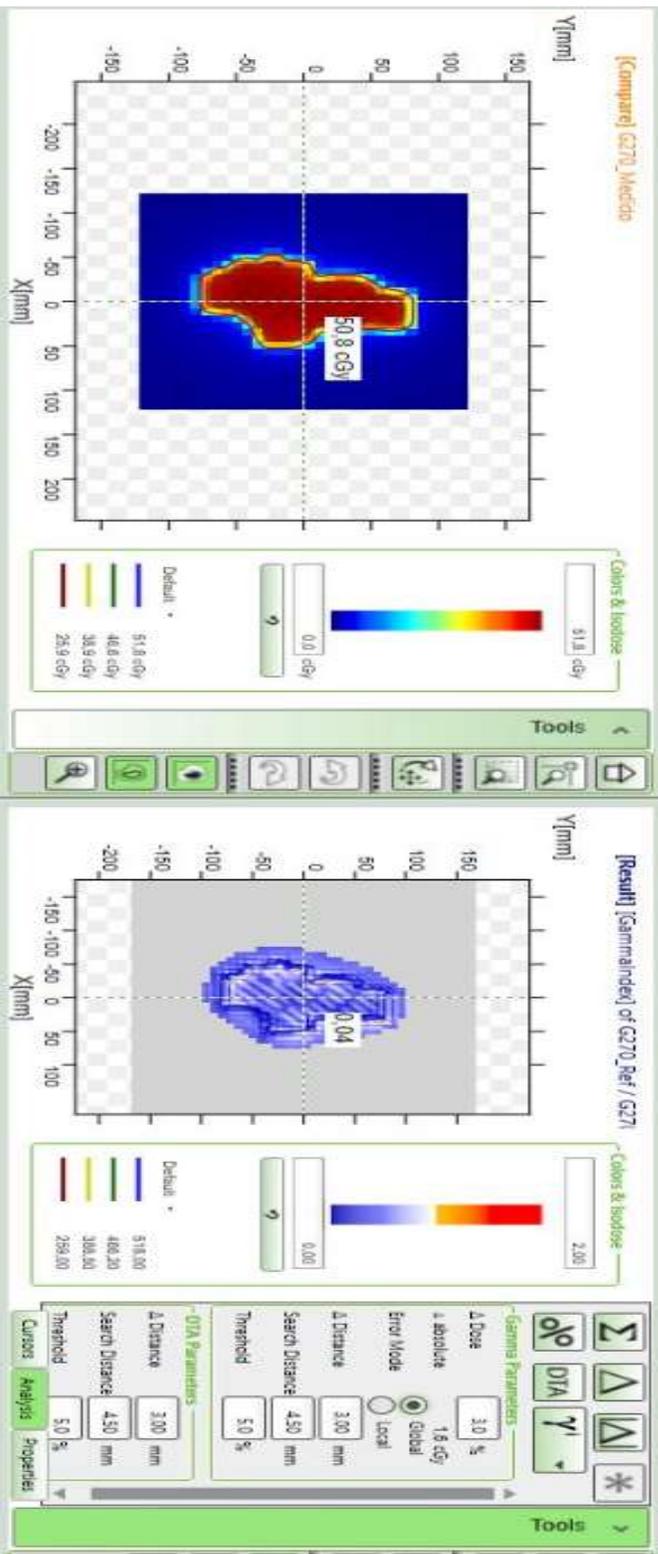
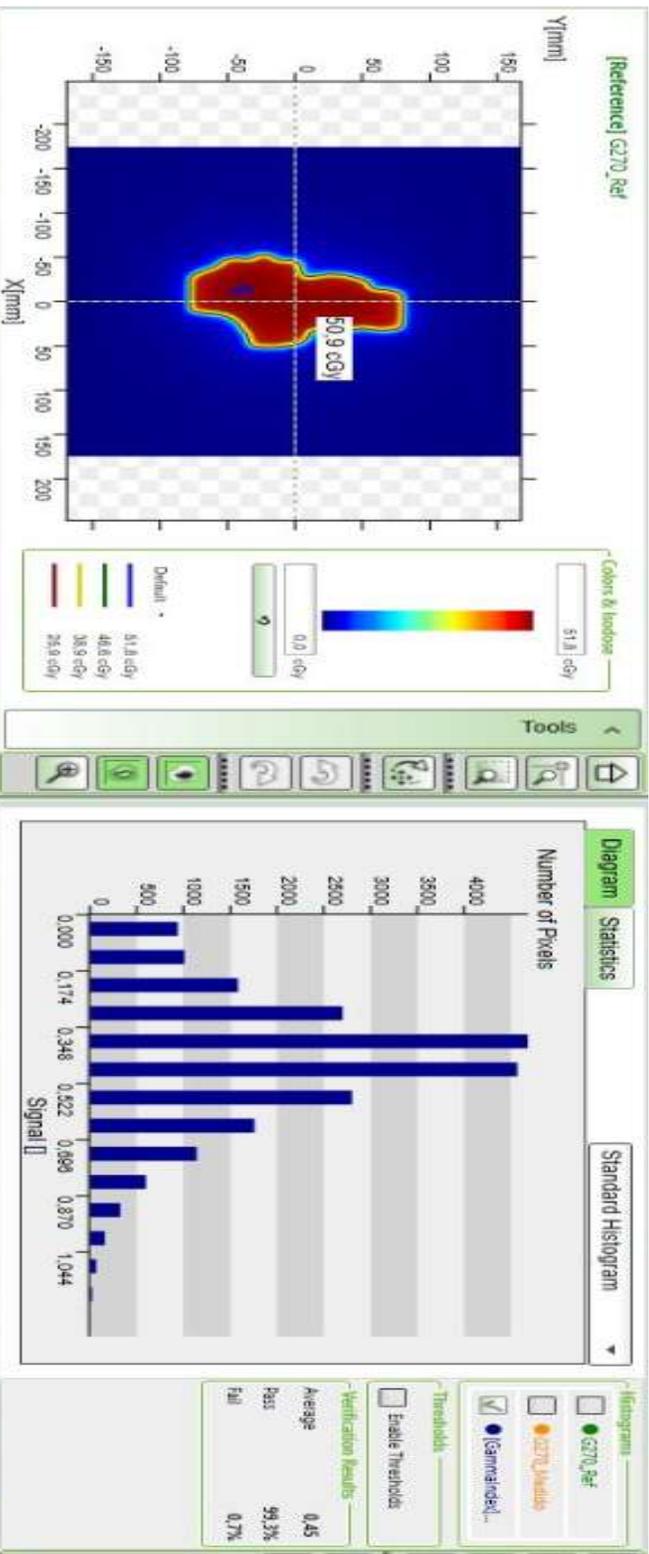


Anexo VII: Resultados do sétimo paciente usando a matrixX evolution

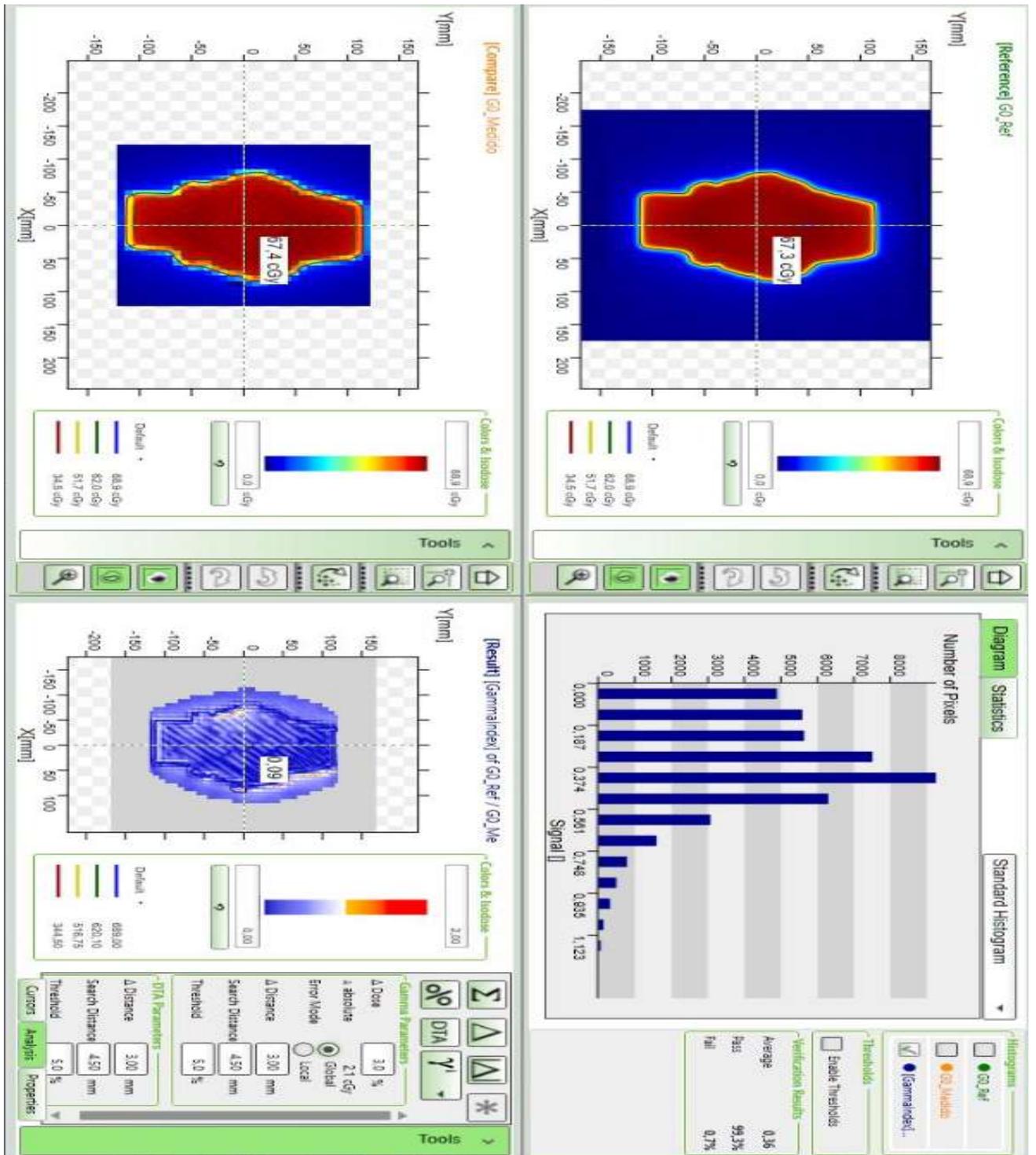


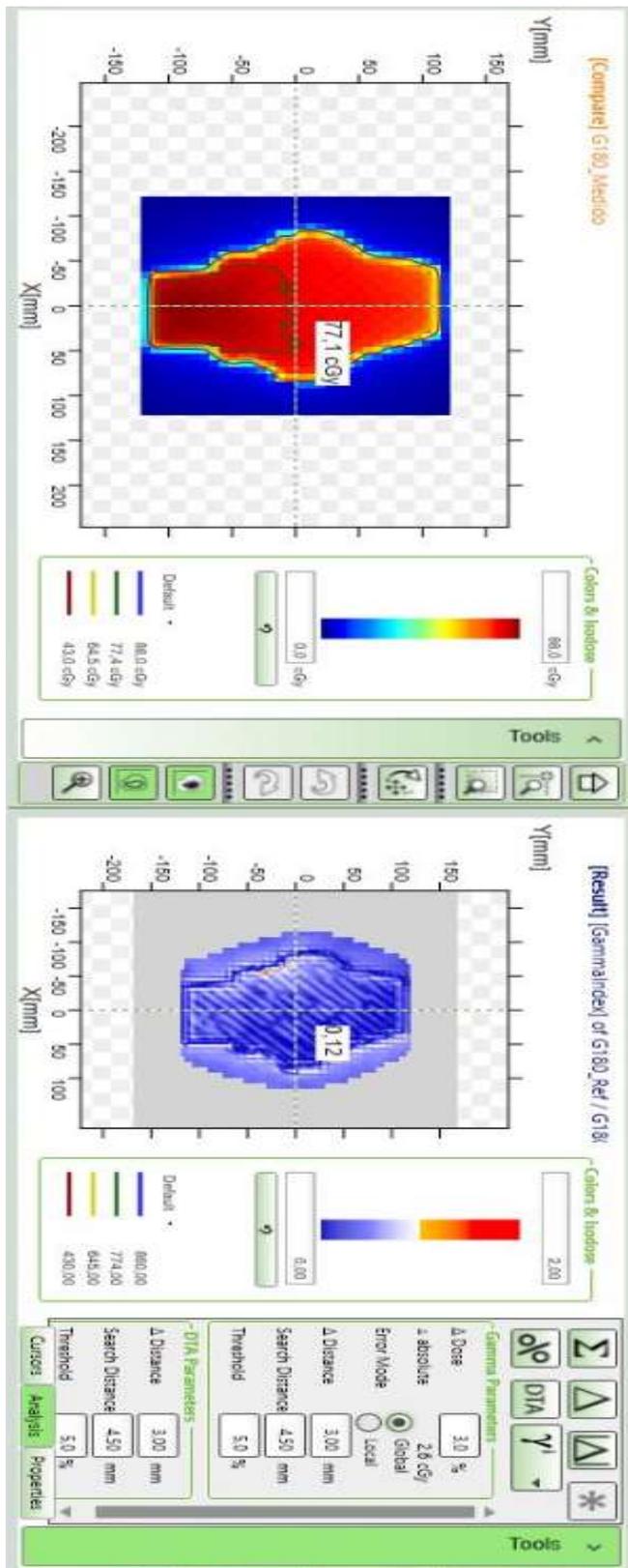
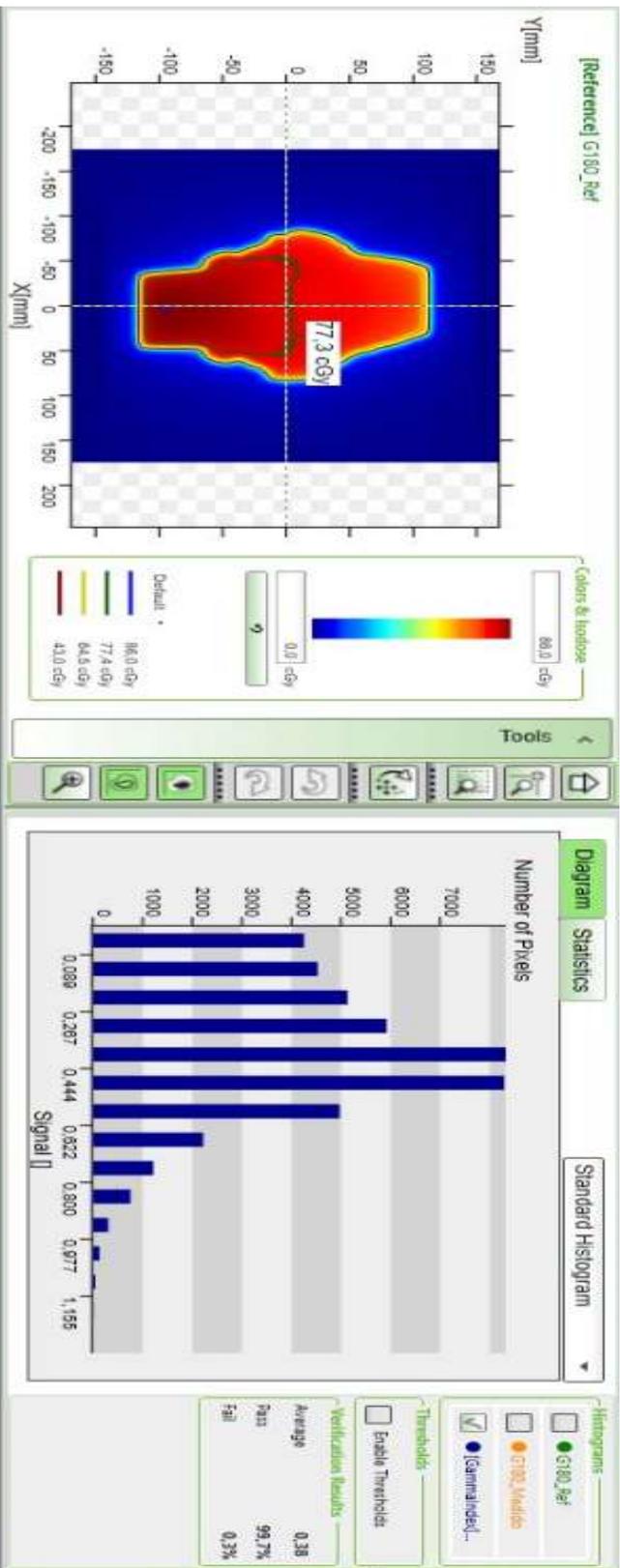


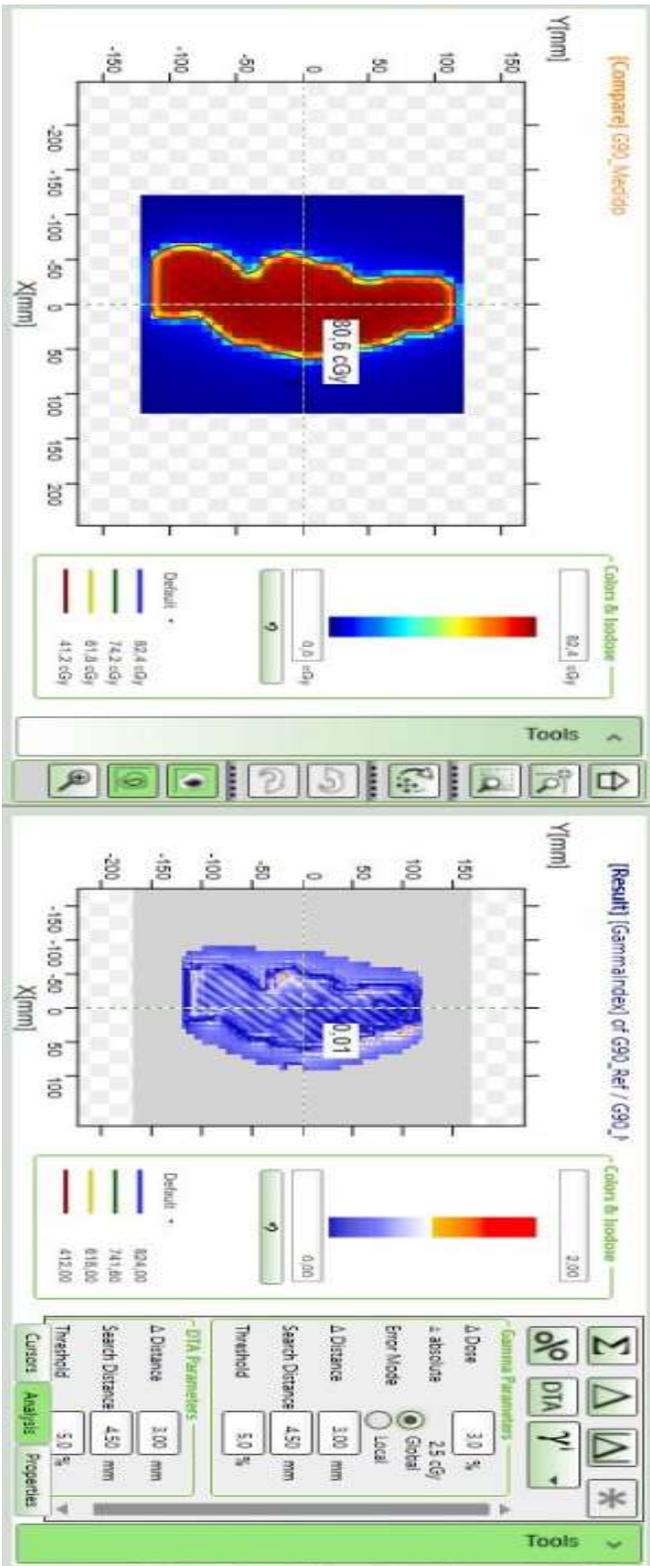
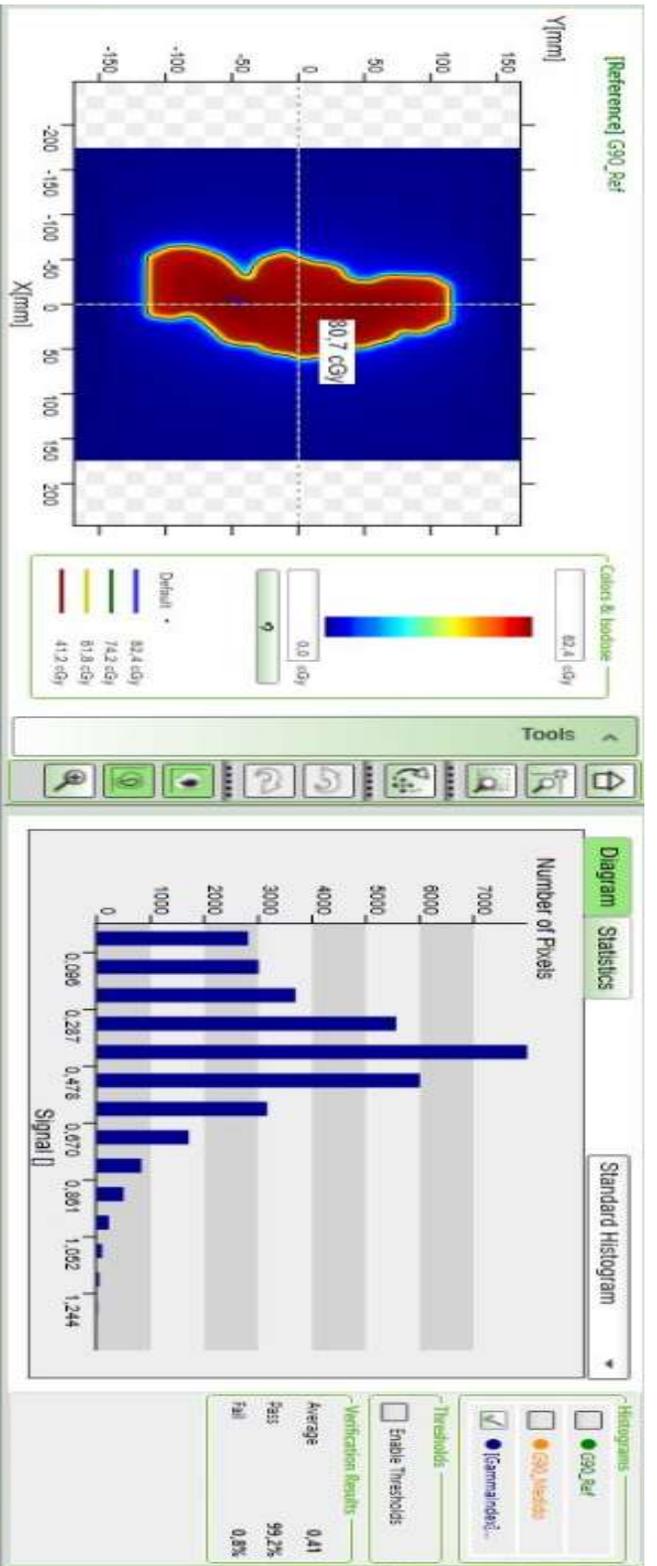


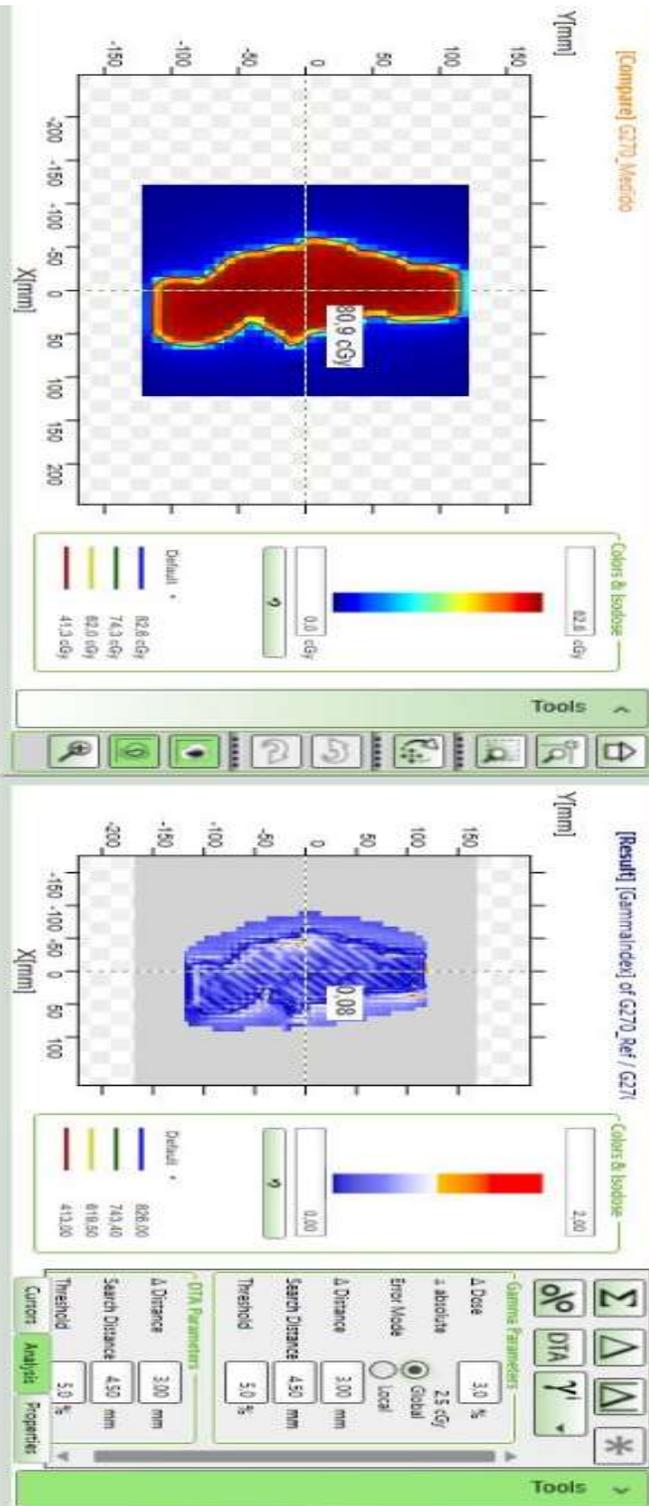
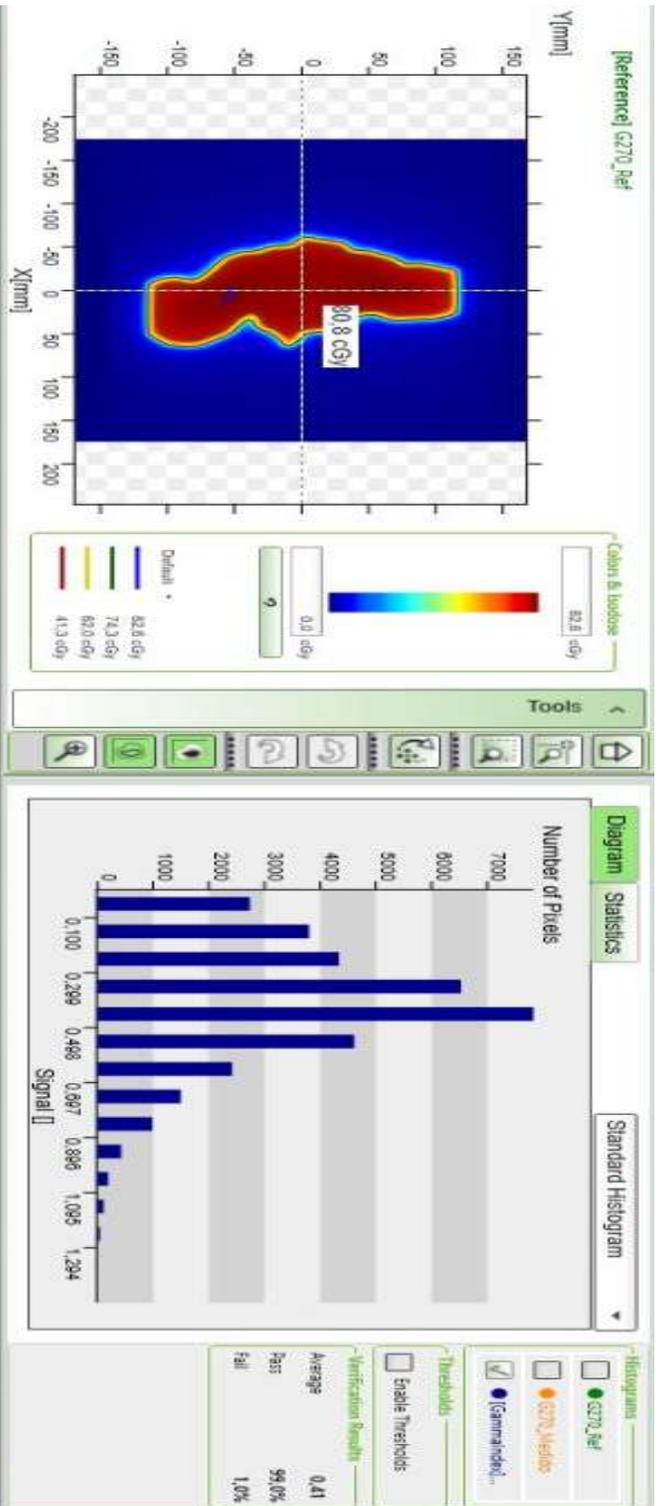


Anexo VIII: Resultados do oitavo paciente usando a matrixX evolution

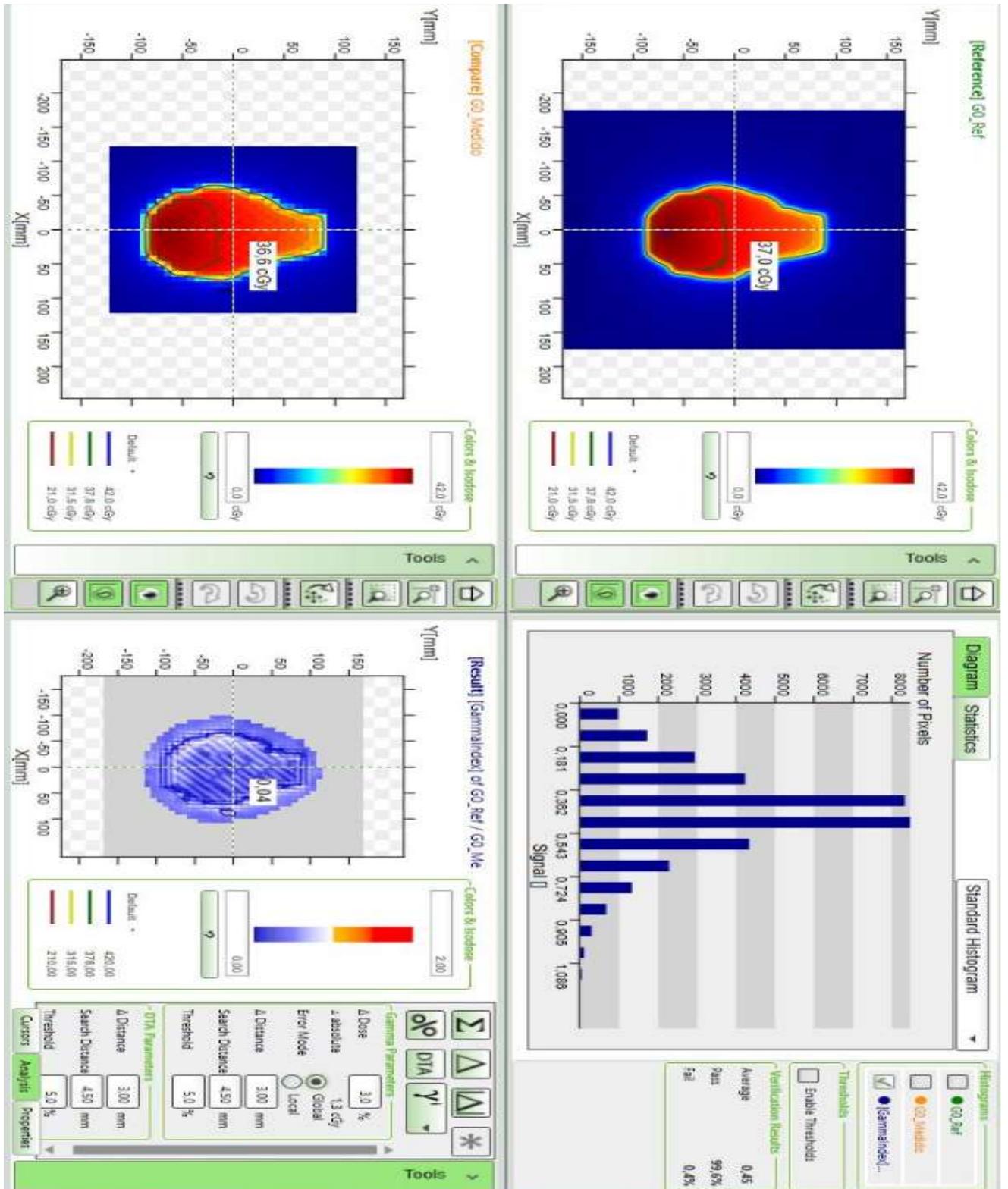


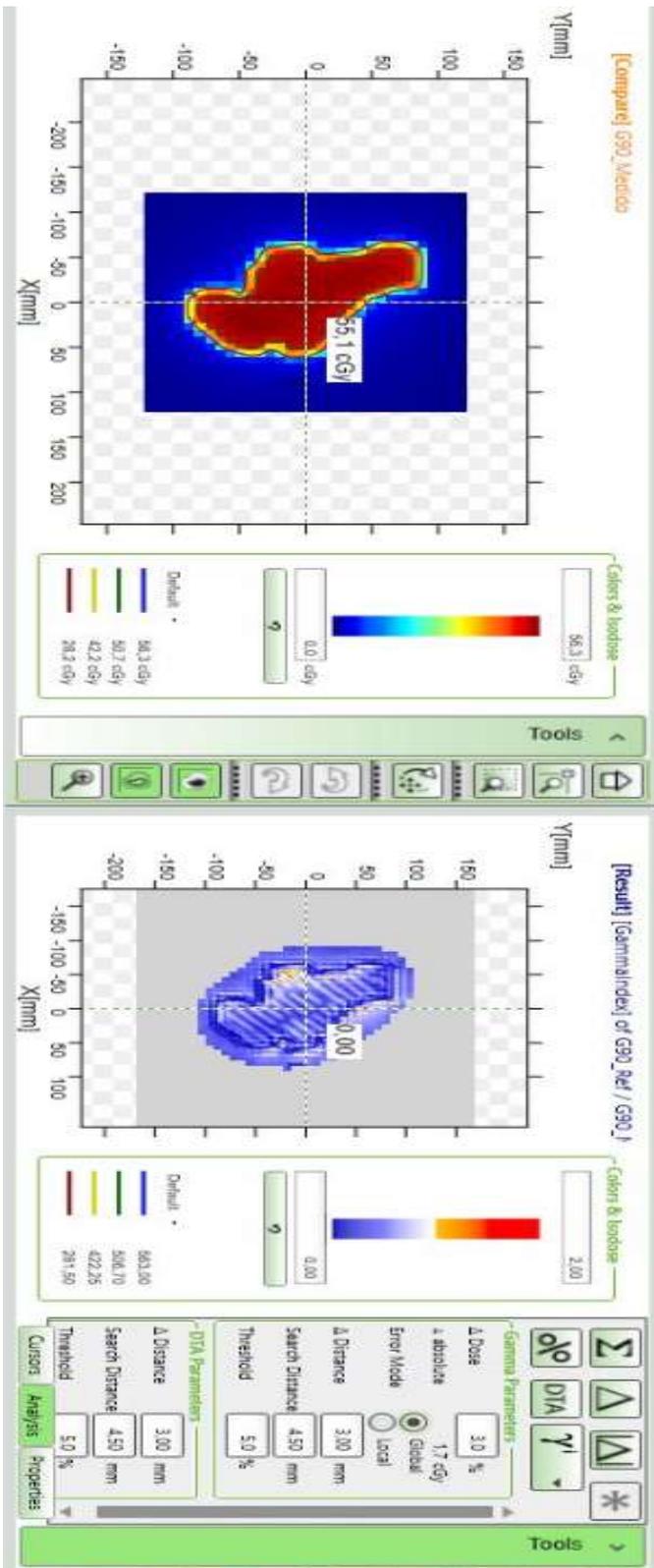
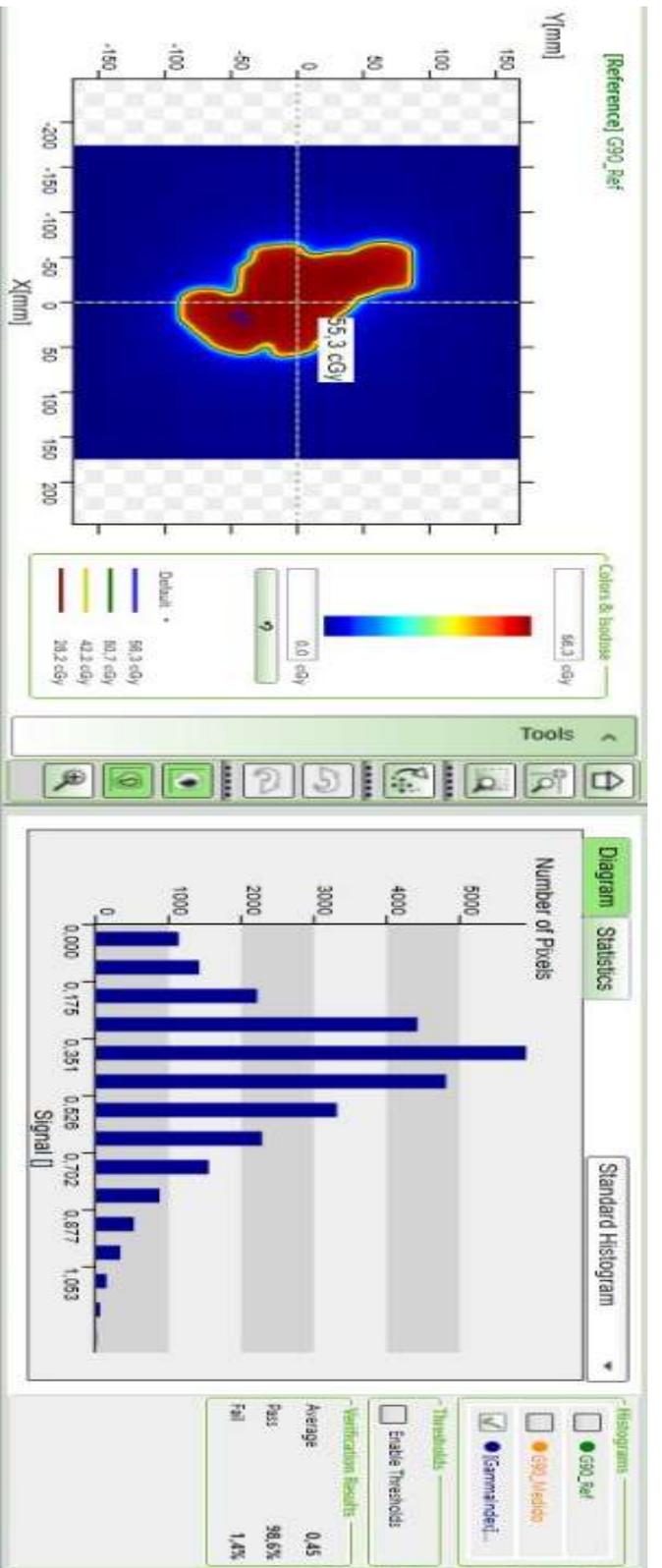


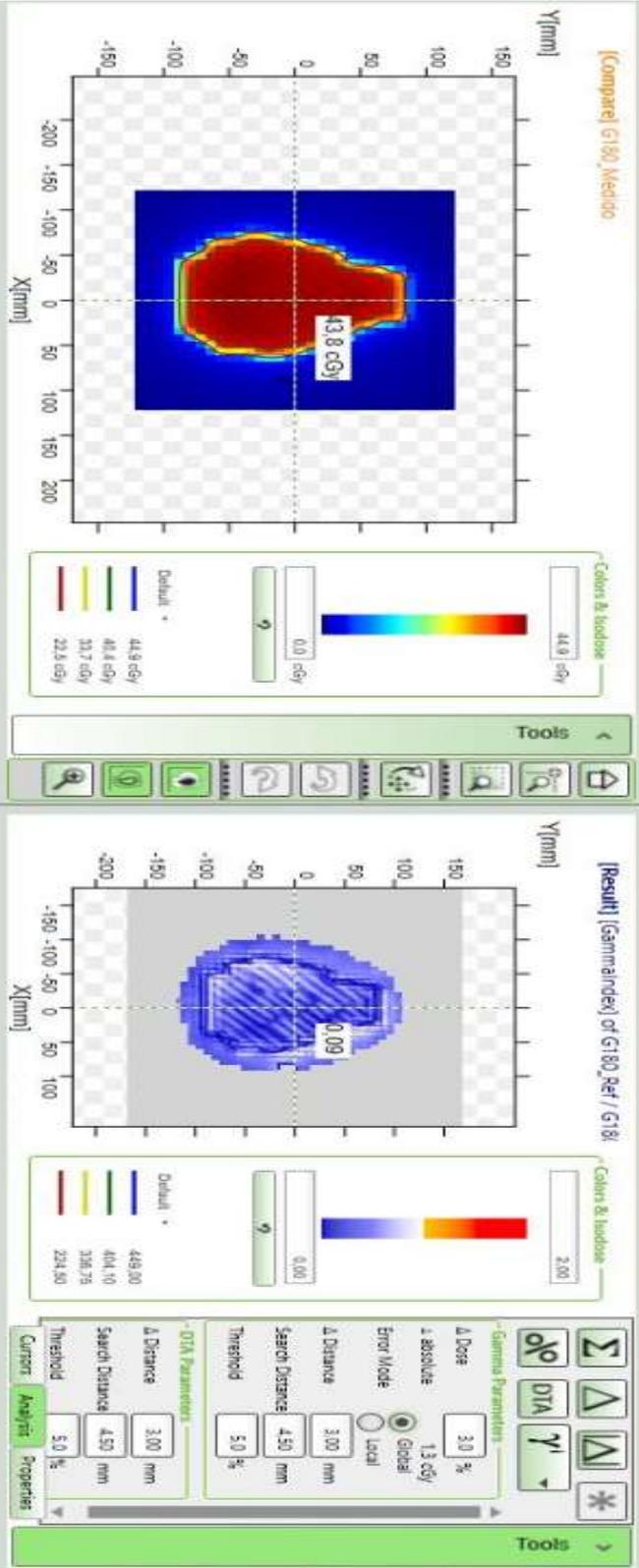
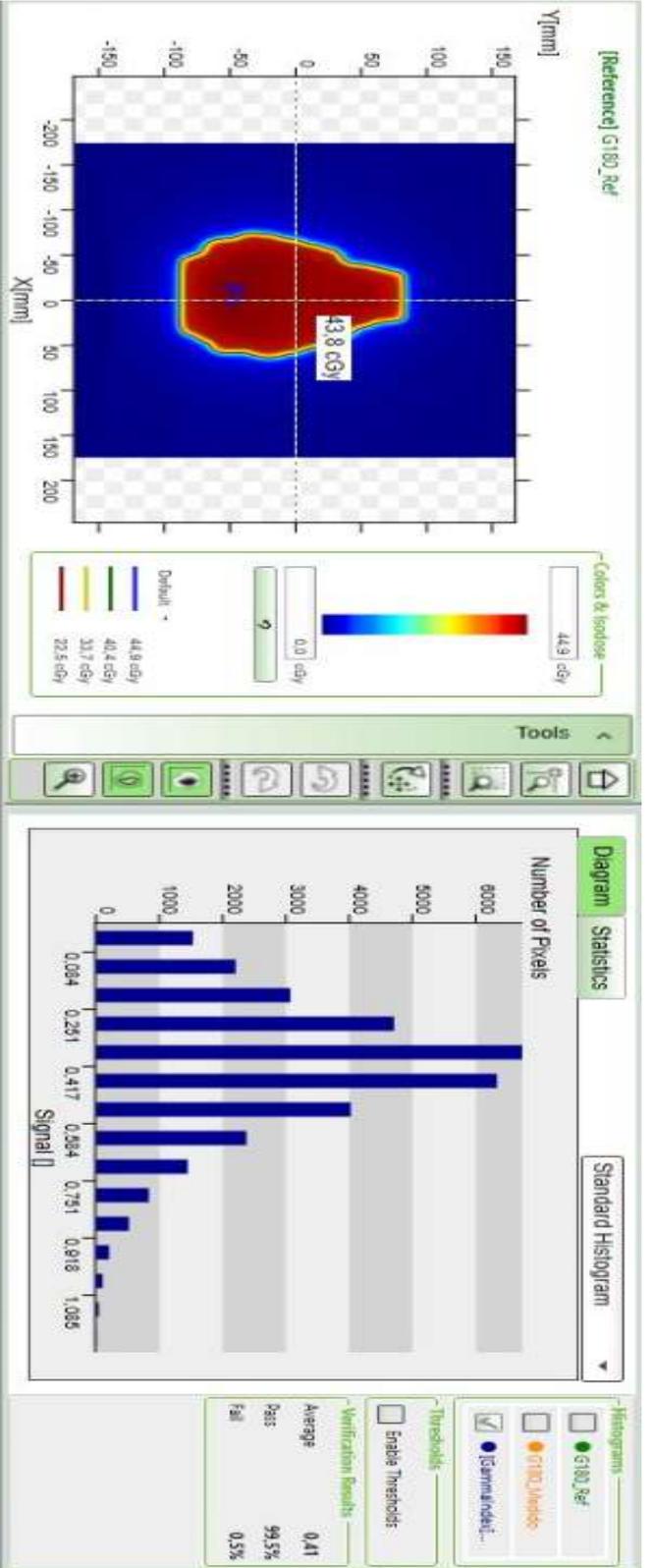


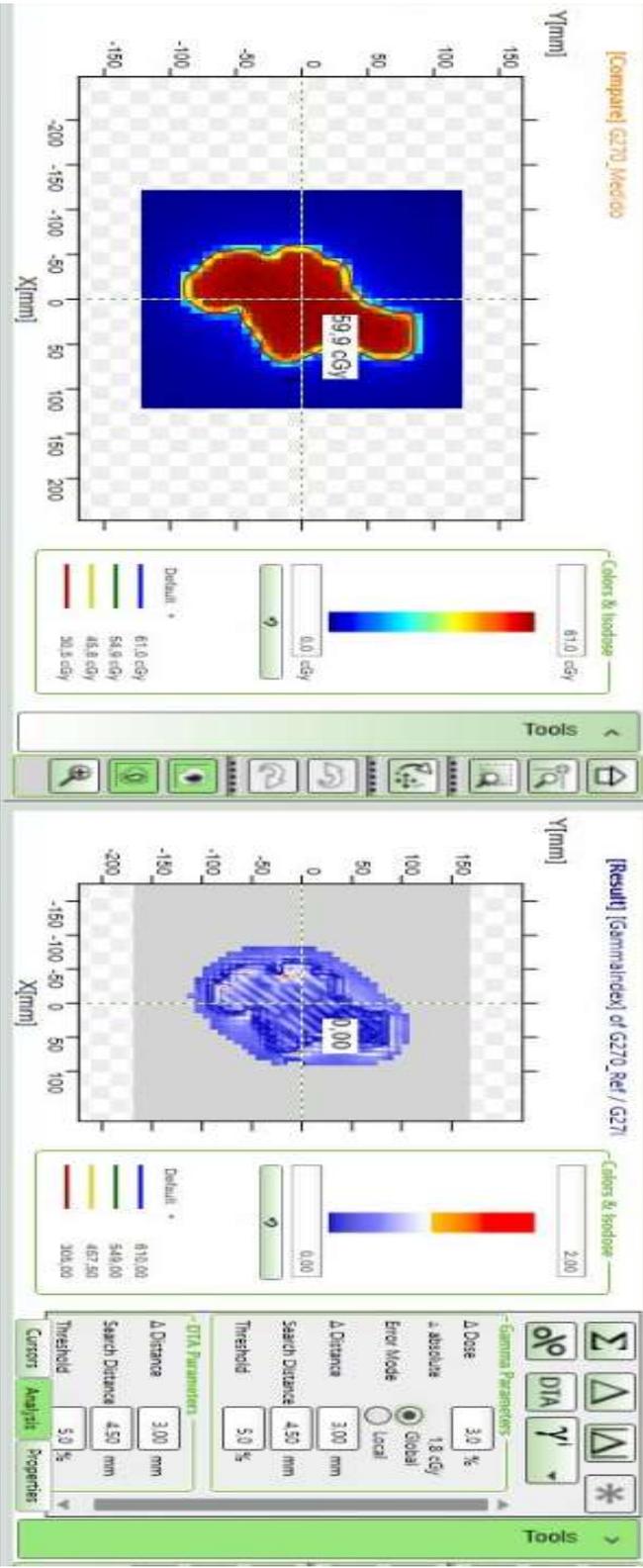
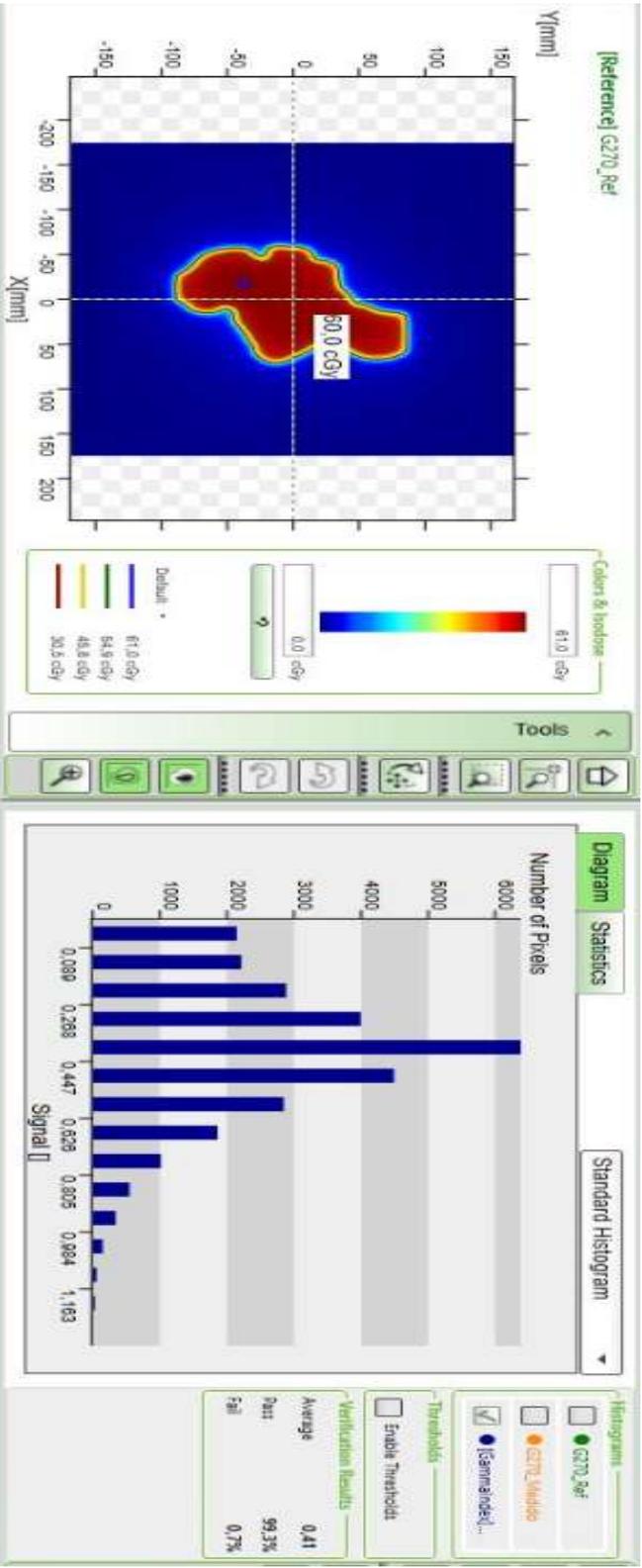


Anexo IX: Resultados do nono paciente usando a matrixX evolution









Anexo X: Resultados do décimo paciente usando a matrixX evolution

