

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES FÍSICO-
MECÂNICAS DAS CERAS ODONTOLÓGICAS
UTILIZADAS COMO BOLUS DURANTE A
RADIOTERAPIA**

FRANCIELI BATISTA HAUS DA COSTA PEREIRA

**Dissertação apresentada à Fundação Antônio
Prudente para obtenção do título de Mestre
em Ciências**

Área de concentração: Oncologia

Orientadora: Dra. Graziella Chagas Jaguar

**Co-orientador: Dr. Antônio Cássio de Assis
Pellizzon**

São Paulo

2019

FICHA CATALOGRÁFICA

Preparada pela Biblioteca da Fundação Antônio Prudente

Pereira, Francieli Batista Haus da Costa

**Avaliação das propriedades físico-mecânicas das ceras
odontológicas utilizadas como bolus durante a radioterapia /**

Francieli Batista Haus da Costa Pereira – São Paulo, 2019.

64p.

Dissertação Fundação Antônio Prudente

Curso de Pós-Graduação em Ciências - Área de concentração:
Oncologia.

Orientadora: Graziella Chagas Jaguar

Descritores: 1. Alumina Silicata/Alumina Silicata 2. Radioterapia/
metodos/Radiotherapy/methods. 3. Moldagem de Cera para
Incrustações/Inlay Casting Wax. 4. Relação Dose-Resposta à
Radiação/Dose-Response Relationship, Radiation. 5. Qualidade de
vida/Life of quality

AGRADECIMENTOS

À **Deus** por manter sempre presente minha fé.

Ao meu esposo **Geremias**, meu alicerce, por toda força, paciência e amor durante todo esse período.

Aos meus pais **Francisco e Neuza**, por entender, aceitar e apoiar com muito carinho o caminho que trilhei.

Ao meu irmão **Júlio**, minha cunhada **Lia**, meus sobrinhos **Milena e Gabriel** por compreender a minha ausência e partilhar das alegrias de cada conquista.

A **Joceli** pelas palavras de apoio e perseverança.

A **Dra Graziella Chagas Jaguar**, minha orientadora, pelas orientações e dicas durante todo esse período, por confiar no meu trabalho e estar sempre disposta a ensinar. Não tenho palavras para agradecer todo aprendizado que adquiri durante esses 2 anos ao seu lado.

Ao **Dr Cássio Pellizzon**, meu coorientador, por abrir as portas do departamento de radioterapia para que a pesquisa fosse realizada. E por sempre estar disposto para esclarecer minhas dúvidas.

A todos os Titulares do Departamento de Estomatologia do Hospital A.C.Camargo Cancer Center, por toda dedicação e amizade, em especial ao **Dr José Divaldo Prado e Dra Juliana Pirágine** por auxiliarem com muito carinho meu projeto.

Aos residentes do departamento de Estomatologia do A.C.Camargo Cancer Center, por todos os ensinamentos e apoio. Em especial, **a Juliana, Flávio e Daphine**, amigos que levarei para sempre em minha vida. Obrigada meus queridos!

A todos do Departamento de Radioterapia e Física Médica do Hospital A.C.Camargo Cancer Center, por toda dedicação, disponibilidade, ensinamentos e amizade, em especial aos Físicos-Médicos **Adriana, Karina e Cássio**. Aos residentes da física-médica **Amanda, Pedro**, e especialmente a **Mylena e Fernando** que cuidaram dos nossos filhos, não tenho palavras para agradecer. A dosimetrista **Alessandra** por todos os sorrisos, cuidado e disponibilidade para realizar as tcs. A todos os técnicos da radioterapia do 6EX.

Ao técnico do laboratório **Antônio**, por fornecer seu tempo e conhecimento.

A todas as minhas parceiras da pós graduação, **Letícia, Érica, Teresa, Mariana e Patrícia**. Obrigada por sempre terem um ombro amigo, pelos conselhos, sugestões e risadas que demos juntas. Obrigada meninas!

Um agradecimento especial a todos os funcionários da Biblioteca e da Pós-Graduação do A.C.Camargo Cancer Center, pela dedicação, apoio, disponibilidade e paciência durante todo este estudo, em especial a **Suely, Karla, Luciana e Cássia**.

Ao **CAPES**, pelo auxílio à pesquisa e apoio financeiro na forma de bolsa de estudos.

Agradeço, ainda, a todos aqueles que torceram por mim e contribuíram para a realização deste sonho.

RESUMO

Pereira FBHC. **Avaliação das propriedades físico-mecânicas das ceras odontológicas utilizadas como bolus durante a radioterapia.** São Paulo; 2019. [Dissertação de Mestrado da Fundação Antônio Prudente].

Introdução: As ceras odontológicas (cera 7 e cera utilidade) têm sido utilizadas como material de escolha para a confecção de bolus durante a radioterapia (RT) por serem não tóxicas, de custo acessível, fácil manipulação e apresentarem propriedades de espalhamento e absorção semelhantes às do tecido mole. Apesar disso, o efeito da radiação nas propriedades físico-mecânicas destas ceras ainda é desconhecido.

Objetivos: Estabelecer a quantidade de dose de radiação que as ceras suportam sem sofrer alterações; identificar o melhor tipo de cera para uso como boluse avaliar se há necessidade de substituição deste dispositivo durante as sessões de RT. **Método:** A amostra foi constituída por 96 corpos de prova, confeccionados em cera utilidade (n=48) e cera 7 (n=48), e foram distribuídos e alocados em dois grupos: controle (não irradiado) e teste (irradiado). Cada grupo apresentou a mesma quantidade de cera utilidade (n=24) e cera 7 (n=24). Os 48 corpos de prova do grupo teste receberam dose de radiação no mesmo momento, o que foi realizado no acelerador linear 6EX da Varian com feixe de 6 MV de fótons e dose total de 69,9Gy, divididos em doses de 2,12Gy por fração, totalizando 33 sessões de RT. As análises foram feitas em 3 fases: Fase 1 (10^a sessão da RT), Fase 2 (20^a sessão) e Fase 3 (33^a sessão). Os corpos de prova do grupo controle foram avaliados no mesmo momento do grupo teste, através dos seguintes parâmetros: dosimetria, peso, altura, largura, comprimento, densidade (HU), dureza e rigidez. **Resultados:** Os 48 corpos de prova do grupo teste receberam a dose de irradiação prescrita (69,9Gy). Os corpos de prova confeccionados em cera utilidade que foram irradiados, apresentaram alterações significativas nas variáveis altura (p=0,004) e peso (p=0,002) na

Fase 1, enquanto que a cera 7 apresentou alteração significativa em relação ao peso ($p=0,011$) somente na Fase 3. Tanto a cera 7 quanto a utilidade submetidas a 10 sessões de RT não apresentaram valores significativos quando comparado antes e depois de serem irradiados ($p=0,535$). Porém ao comparar os blocos antes e depois de serem irradiados em 20 e 33 sessões foi possível observar valores estatísticos significativos ($p\leq 0,001$) para a densidade (HU). Não foram encontradas diferenças significativas entre as sessões de RT quanto à dureza nos corpos de prova confeccionados em cera 7 ($p= 0,673$). Por outro lado, a dureza da cera utilidade sofreu alterações significativas entre as sessões de RT ($p=0,007$). Ao analisar os dados de rigidez, a cera 7 apresentou uma rigidez estatisticamente superior (487,5) quando comparado à cera utilidade (200,1) durante todas as fases ($p= \leq 0,001$). Utilizando o teste ANOVA, foi observado que os corpos de prova quando irradiados apresentaram maiores valores em relação à altura ($p=0,005$), comprimento ($p=0,004$), peso ($p\leq 0,001$), densidade (HU) ($p\leq 0,001$) e dureza ($p\leq 0,001$) quando comparados ao grupo controle.

Conclusão: As ceras odontológicas suportaram receber 69,9Gy sem sofrer alterações que impeçam o seu uso para um satisfatório tratamento radioterápico. As ceras do tipo 7 e utilidade apresentaram bom desempenho frente as análises físico-mecânicas, podendo serem utilizadas como material de escolha para a confecção do bolus, não sendo necessário confeccionar novo bolus ao longo das sessões de RT.

Descritores: Alumina Silicata. Radioterapia/métodos. Moldagem de Cera para Incrustações. Relação Dose-Resposta à Radiação. Qualidade de vida

SUMMARY

Pereira FBHC. **[Evaluation of the physical-mechanical properties of dental waxes employed as individualized custom bolus during radiotherapy]**. São Paulo; 2019. [Dissertação de Mestrado da Fundação Antônio Prudente].

Introduction: Dental waxes (7 wax and utility wax) have been considered as the prime choice for bolus preparation during radiotherapy (RT) due to its affordable cost, non-toxic and easy to handle characteristics. It also presents similar electron scattering and absorption capability to soft tissues. Nevertheless, the radiation's effect on the physical-mechanical properties of these waxes remain unknown. **Objectives:** Determine the radiation dose tolerated by dental waxes without alterations, identify the best type of wax to use as bolus, and evaluate the need of bolus replacement during RT sessions. **Method:** The sample consisted of 96 specimens made of utility wax ($n = 48$) and 7 wax ($n = 48$). They were distributed and allocated into two groups: control (non-irradiated) and experimental (irradiated). Groups were composed by 24 specimens of each wax type. The 48 test specimens from the experimental group received radiation dose at the same time. Dosimetry measurements were performed with a linear accelerator (Varian 6EX), at a 6 MV electron beam energy value, and a total dose of 69.9Gy. The whole dose was divided into 2.12Gy per fraction, totalizing 33 RT sessions. Analyzes were performed in three phases: phase 1 (at the 10th RT session), phase 2 (at the 20th RT session), and phase 3 (at the 33th RT session). Specimens of the control group were evaluated at the same phases as the experimental group under the following parameters: dosimetry, weight, height, width, length, density, hardness, and stiffness. **Results:** All the 48 specimens from the experimental group received the same prescribed irradiation dose (69.9Gy). Significant height ($p=0.004$) and weight ($p=0.002$) alterations were observed in the irradiated utility wax specimens, where as the 7 wax

specimens demonstrated weight variation ($p=0.011$) only at Phase 3. Both wax 7 and utility submitted to 10 sessions did not show significant values when compared before and after irradiation ($p=0.535$). However, when comparing the blocks before and after being irradiated in 20 and 33 sessions it was possible to observe significant statistical values ($p\leq 0.001$) for density HU. No significant differences were found regarding RT sessions and hardness in 7 wax specimens ($p=0.693$). On the other hand, the utility wax hardness changed significantly during RT sessions ($p = 0.007$). When stiffness was analyzed, 7 wax demonstrated a higher statistically values (487.5) when compared to utility wax (200.1) throughout the different phases ($p\leq 0.001$). The ANOVA test showed that the irradiated specimens presented higher values in relation to height ($p = 0.005$), length ($p=0.004$), weight ($p\leq 0.001$), density ($p\leq 0.001$), and hardness ($p\leq 0.001$) when compared to the control group. **Conclusion:** Radiation caused alterations in the physical-mechanical properties of the studied waxes. The 7 and utility waxes have a good performance in the face of physical-mechanical analysis and can be used as the material of choice for bolus confection, and it is not necessary to make new bolus during RT sessions.

Key-words: Alumina Silicata. Radiotherapy/methods. Inlay Casting Wax. Dose-Response Relationship. Radiation. Life of quality

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Curvas eixo PDD centrais típicas em água para um 10 x 10 centímetros 2 tamanhos de campo e um SSD de 100 cm	7
Figura 2	Sequência da fabricação do bolus em cera 7 na rotina do Departamento de Estomatologia do A.C.Camargo Cancer Center.....	14
Figura 3	Fabricação dos modelos em gesso	18
Figura 4	Fabricação das bases para irradiação e dos corpos de prova em cera	19
Figura 5	Corpos de prova confeccionados em cera 7 e utilidade	20
Figura 6	Planejamento radioterápico dos corpos de prova do grupo teste.....	21
Figura 7	Posicionamento das bases com os corpos de prova do grupo teste durante a RT	22
Figura 8	Imagem da TC indicando o campo de irradiação (30 x 30 cm) ...	23
Figura 9	Instrumentos de precisão de peso e dimensões	24
Figura 10	Esquema da escala de cinza da densidade (HU).....	25
Figura 11	Representação da distância mínima de uma impressão ao bordo do bloco de 2,5d ou 3d e entre os centros das impressões adjacentes 4d ou 6d	26

Figura 12	Teste para avaliação da dureza.....	27
Figura 13	Representação das direções que as impressões foram medidas.....	28
Figura 14	Descrição DVH dos corpos de prova irradiados	31
Figura 15	Comparação da diferença dos pesos entre os corpos de prova confeccionados em cera 7 irradiados na 10 ^a 20 ^a e 33 ^a sessão de RT	34
Figura 16	Diferença da altura nos corpos de prova confeccionados em cera utilidade na 10 ^a 20 ^a e 33 ^a sessão de RT	36
Figura 17	Comparação da diferença dos pesos entre os corpos de prova confeccionados em cera utilidade irradiados na 10 ^a 20 ^a e 33 ^a sessão de RT.....	37
Figura 18	Comparação de largura entre os grupos (controle e teste) e tipos de cera (7 e utilidade) e interação entre os fatores.....	38
Figura 19	Comparação de altura entre os grupos (controle e teste) e tipos de cera (7 e utilidade) e interação entre os fatores.....	39
Figura 20	Comparação de comprimento entre os grupos (controle e teste) e tipos de cera (7 e utilidade) e interação entre os fatores	40
Figura 21	Comparação do peso entre os grupos (controle e teste) e tipos de cera (7 e utilidade) e interação entre os fatores.....	41
Figura 22	Comparação de densidade HU da cera 7 antes e após a irradiação.	42

Figura 23	Comparação de densidade HU da cera utilidade antes e após a irradiação.	43
Figura 24	Comparação da dureza (HB) entre as sessões de RT	47
Figura 25	Comparação da dureza (HB) entre o grupo controle e teste	47
Figura 26	Comparação da dureza (HB) entre os grupos, tipos de cera e interação entre eles.....	48
Figura 27	Comparação da rigidez entre a cera 7 e utilidade	51
Figura 28	Comparação da rigidez entre o grupo controle, teste e interação entre eles.....	52

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Distribuição dos corpos de prova em cada grupo, nas diferentes fases.....	16
Tabela 2	Descrição da largura, altura, comprimento e peso dos 96 blocos antes da RT.....	32
Tabela 3	Comparação entre as diferenças da largura, altura, comprimento e peso dos corpos de prova do grupo controle.....	33
Tabela 4	Comparação da diferença entre a largura, altura e comprimento entre os corpos de provas confeccionados de cera 7 durante as sessões de RT	34
Tabela 5	Comparação da diferença entre a largura, altura e comprimento entre os corpos de provas confeccionados de cera utilidade durante as sessões de RT	35
Tabela 6	Descrição do HU dos 96 corpos de prova	41
Tabela 7	Comparação da densidade (HU) antes e após a RT.....	44
Tabela 8	Descritiva da dureza dos 96 corpos de prova	44
Tabela 9	Comparação da dureza (HB) dos corpos de prova confeccionado em cera 7 ao longo das sessões da RT	45
Tabela 10	Comparação da dureza (HB) dos corpos de prova confeccionado em cera utilidade ao longo das sessões da RT.....	49

Tabela 11	Descritiva da rigidez dos 92 corpos de prova.....	49
Tabela 12	Comparação da rigidez dos corpos de prova confeccionado em cera 7 ao longo das sessões da RT	49
Tabela 13	Comparação da rigidez dos corpos de prova confeccionado em cera utilidade ao longo das sessões da RT	50

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

3D	Tridimensional
3DCRT	Radioterapia Conformada Tridimensional
ANOVA	Análise de Variância
COPE	Comissão de Pesquisa
DVH	Dose Volume Histograma
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
Gy	Gray
HB	Dureza de Brinell
HU	Unidades Housfield
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
IMRT	Radioterapia com Modulação da Intensidade
ISO	International Organization for Standardization
MV	Megavoltagem
N	Newtons
PPD	Porcentagem de dose em profundidade
RT	Radioterapia
SSD	Distância da fonte à superfície
TC	Tomografia Computadorizada

ÍNDICE

1	INTRODUÇÃO	1
2	OBJETIVOS	5
2.1	Objetivo Geral.....	5
2.2	Objetivos Específicos	5
3	REVISÃO DE LITERATURA.....	6
3.1	Radioterapia	6
3.2	<i>Build-UP</i>	8
3.3	Bolus	9
3.4	Tratamento Multidisciplinar	10
3.5	Ceras Odontológicas	11
3.6	Fabricação do Bolus	12
4	METODOLOGIA	15
4.1	Delineamento do Estudo	15
4.2	Definição da Amostra (Corpos de Prova)	15
4.3	Fabricação dos Modelos em Gesso para Posterior Confecção dos Corpos de Prova em Cera	16
4.4	Fabricação das Bases para Irradiação e Corpos de Prova em Cera.	18
4.5	Dosimetria	20
4.6	Radioterapia	21
4.6.1	Cálculo Dose Volume Histograma.....	23
4.7	Avaliação das Propriedades Físico-Mecânicas das Ceras Odontológicas.....	24
4.7.1	Peso e Dimensões	24
4.7.2	Avaliação da Densidade Unidades Hounsfield (HU)	24
4.7.3	Dureza	25
4.7.4	Rigidez.....	28
5	ANÁLISE ESTATÍSTICA	29

6	RESULTADOS.....	30
6.1	Descrição dos Corpos de Prova Quanto as Propriedades Físico-Mecânicas	30
6.1.1	Cálculo Dose Volume Histograma (DVH)	30
6.1.2	Largura, Altura, Comprimento e Peso	31
6.1.2.1	Descritiva da largura, altura, comprimento e peso	31
6.1.2.2	Largura, altura, comprimento e peso dos corpos de prova do grupo controle.....	32
6.1.2.3	Largura, Altura, Comprimento e Peso do Grupo Teste (durante e após a RT).....	33
6.1.2.4	Comparação de largura, altura, comprimento e peso entre o grupo controle e o grupo teste	37
6.1.3	Avaliação da Densidade Unidades Hounsfield (HU)	41
6.1.3.1	Comparação HU entre o grupo controle e grupo teste.....	42
6.1.3.2	Comparação HU entre os grupos, tipo de cera e interação entre eles	43
6.1.4	Avaliação da Dureza (HB)	44
6.1.4.1	Comparação HB entre as sessões de RT	45
6.1.4.2	Comparação HB entre o grupo controle e o grupo teste	47
6.1.4.3	Comparação HB entre o grupo controle e o grupo teste e interação entre eles.....	48
6.1.5	Avaliação da Rigidez	48
6.1.5.1	Comparação da Rigidez após a RT	49
6.1.5.2	Comparação Rigidez entre o Grupo Controle e o Grupo teste.....	51
7	DISCUSSÃO	53
8	CONCLUSÃO	59
9	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	60

Apêndice

Apêndice 1 Instrumento para Avaliação de Projetos de Pesquisa

1 INTRODUÇÃO

A radioterapia (RT) é uma modalidade amplamente empregada no tratamento das neoplasias malignas com crescentes índices de cura. Durante a irradiação com feixe de fótons, sabe-se que a dose absorvida no tecido aumenta conforme a penetração do feixe no órgão, alcançando valores máximos a uma espessura que varia entre 0,5 a 3,0 cm (SALAMN et al. 2017). Desta forma, a dose na superfície diminui à medida que a energia do feixe de fótons aumenta. Portanto, para tratamento de tumores superficiais, a literatura propõe o uso do bolus, que é definido como material equivalente ao tecido, com espessura variável, sendo colocado sobre a superfície a ser irradiada, com a função de maximizar a dose na região e, conseqüentemente, preservar as estruturas celulares sadias localizadas próximas ao tumor (TOMIMASU 2000).

Os bolus individualizados são confeccionados especialmente para cada caso, podendo ser confeccionados sobre o local a ser irradiado, sobre o modelo após a tomada da moldagem do respectivo leito, ou ainda virtualmente sobre a imagem tomográfica, com auxílio dos computadores, sendo posteriormente materializados através de prototipagem (KAISER 2019).

O documento oficial que caracteriza um material como possível substituto de tecido é o REPORT 44 da Comissão Internacional de Unidades e Medidas em Radiação (International Commission on Radiation Units and

Measurements-ICRU) de 1989. Esse documento trata dos coeficientes de interação que devem ser obtidos e das quantidades que devem ser consideradas no processo de caracterização, ou seja, dos critérios que devem ser tomados para selecionar um tecido substituto. Além disso, é recomendado que no processo de avaliação e caracterização de um material simulador os seguintes aspectos também devem ser avaliados, tais como: bom espalhamento no local da irradiação, biocompatibilidade para não causar reações alérgicas e citotóxicas, flexibilidade para moldagem do contorno do paciente, densidade eletrônica compatível ao tecido irradiado, ser disponível em várias espessuras, ser resistente à radiação, estável (o material base deve ser inerte e não deve se degradar devido a repetidas irradiações), fácil de limpar e de baixo custo (WHITE 1978).

Portanto, a escolha do material para confecção de um bolus é baseada na composição do tecido do corpo a ser simulado e nas características do campo de radiação (SPEZZIA 2016). No entanto, segundo WHITE (1978), não há substância química simples capaz de substituir a composição atômica dos tecidos do corpo. A composição desejada pode ser geralmente obtida em misturas aquosas ou géis. Dessa forma, na formulação de um tecido substituto, primeiramente deve-se escolher um material base, que já possua propriedades de atenuação e espalhamento semelhantes ao tecido a ser simulado e, em seguida, devem-se adicionar substâncias capazes de corrigir as deficiências do material base (WHITE 1977).

Existem diversos materiais relatados na literatura como possíveis simuladores de tecido, tais como papel celofane prensado, gazes molhadas, siliconas, lucite, polietileno, poliestireno, látex de borracha vulcanizado, resinas, cera, entre outros (TOMIMASU 2000; SPEZZIA 2016; SALAMN et al. 2017).

Estudos vêm demonstrando benefício com a fabricação de bolus customizados através de impressoras tridimensionais (3D) (FUJIMOTO et al. 2017; PARK et al. 2017). KIM et al. (2014) produziram e analisaram bolus personalizados através de impressora 3D e concluíram que os bolus impressos podem aumentar a reprodutibilidade da configuração diária ajudando a superar algumas das desvantagens dos bolus planos, como o problema das aberturas de ar variáveis, além de melhorar a reprodutibilidade das condições diárias de configuração em superfícies irregulares podendo aumentar a eficácia da RT. Entretanto, um dos pontos desfavoráveis deste tipo de bolus é o alto custo para fabricação.

A cera é um material que vem sendo utilizada como bolus, com resultados satisfatórios, por apresentar propriedades de espalhamento e absorção semelhante ao tecido mole, além do baixo custo. Os estudos mostram que os diferentes tipos de ceras, comercialmente conhecidas como cera 7 e cera utilidade, podem ser utilizadas como bolus (KIM et al. 2014). Estas ceras são compostas por diferentes ceras naturais e uma mistura de diversos produtos como resinas, ácido esteárico, borracha, corantes, graxas, o que lhes confere diferentes propriedades (KAISER 2019).

Dentre as principais propriedades, as ceras odontológicas apresentam alta termoplasticidade, capacidade de endurecimento, coeficiente de expansão térmica, baixa condutibilidade térmica e alto poder de escoamento (KAISER 2019). Através dessas propriedades as ceras odontológicas cumprem os requisitos propostos para a confecção do bolus. Entretanto, não se sabe até que ponto essas variáveis, após repetidas irradiações, podem sofrer alterações, visto que, de acordo com a literatura levantada, não há estudo comparativo das propriedades físico-mecânicas das ceras odontológicas utilizadas para confecção do bolus. Dessa forma, esse trabalho é o primeiro da literatura que se propõe a avaliar as possíveis alterações das propriedades físico-mecânicas das ceras odontológicas (cera 7 e utilidade) antes, durante e após a radiação com feixes de fótons, a fim de estabelecer qual o melhor tipo de cera para o uso de bolus e a quantidade de dose de radiação que o material suporta sem sofrer alterações. Com isso, definir com mais precisão a necessidade de confecção de novos bolus durante a radioterapia, contribuindo assim para o aprimoramento do tratamento.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Estabelecer a quantidade de dose de radiação que o material utilizado para a confecção do bolus suporta sem sofrer alterações físico-mecânicas, contribuindo assim para o aprimoramento do tratamento de tumores superficiais.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Identificar o melhor tipo de cera para uso como bolus através das análises mecânicas e físicas.
2. Identificar necessidade de realização de novo bolus e melhor momento de confecção durante as sessões de RT em decorrência de alterações no material.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 RADIOTERAPIA

A RT é um método de aplicação de radiação ionizante que permite destruir ou impedir o crescimento de células tumorais.

A RT é o uso específico de radiação de alta energia eletromagnética a partir de raios-X, raios gama, nêutrons e outras fontes para tratar o câncer. A radiação pode ser entregue de um fonte externa (teleterapia) ou de uma fonte que é colocada perto do tumor dentro do corpo (braquiterapia).

A RT conformada tridimensional (3DCRT) é uma terapia de radiação de feixe externo que usa computadores para criar um sistema tridimensional (3D) da imagem do tumor de modo que múltiplos feixes de radiação possam ser formados com precisão ao contorno da área de tratamento.

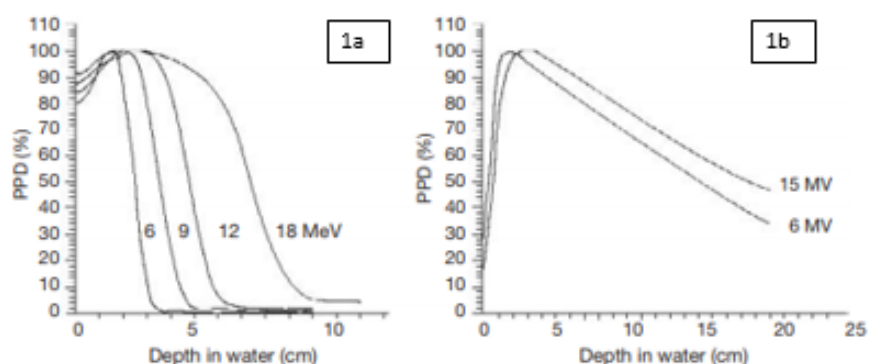
A RT com modulação da intensidade (IMRT) evoluiu a partir da incapacidade do 3DCRT de tratar tumores irradiados que são côncavos, rodeados por tecido normal ou muito próximos ao tecido normal sensível, sem causar exposição excessiva à radiação de tecido normal adjacente. Além disso, a IMRT permite o aumento da dose no alvo respeitando a dose de tolerância dos tecidos saudáveis. A modulação da intensidade da dose é obtida por meio de múltiplos subcampos, formados a partir de blocos ou múltiplas lâminas (WEBB 2005).

A dose de radiação absorvida pelos tecidos durante a RT está diretamente relacionada com o tipo de energia dispensada, podendo ser feixes de elétrons ou fótons.

Tipicamente, o feixe de elétrons apresenta uma alta entrega da dose na superfície em comparação com feixes de fótons de megavoltagem (PODGORSK 2005).

Como é possível observar no gráfico 1, a curva de crescimento da absorção da dose, ou seja, a região de *build-up*, no feixe de elétrons, já nos primeiros centímetros, há entrega de quase 100% da dose prescrita. A curva permanece mais ou menos uniforme e cai rapidamente com a profundidade, diferentemente dos feixes de fótons.

Já nos feixes de fótons, tem-se uma camada de *build-up* mais pronunciada para altas energias, visto que o gradiente da absorção da dose é maior, pois a entrega da dose ocorre somente após percorrer alguns centímetros, e não imediatamente como ocorre nos feixes de elétrons.



Fonte: PODGORSK (2005).

Figura 1 - Curvas eixo PPD centrais típicas em água para um 10 x 10 centímetros 2 tamanhos de campo e um SSD de 100 cm. 1a) feixes de elétrons com energias de 6, 9 12 e 18 Me. 1b) feixes de fótons com energias de 6 e 15 MV.

3.2 BUILD-UP

Os fótons interagem com a matéria, produzindo elétrons por ionização. A fluência de elétrons e a dose absorvida pela matéria aumentam com a profundidade até um certo ponto, diminuindo à medida que os fótons são absorvidos. Em consequência disso, a dose absorvida inicialmente aumenta com a profundidade, atingindo um máximo a partir do qual passa a decrescer. A região entre a superfície irradiada e a profundidade que a dose atingiu o valor máximo é chamada de região de *build-up* (acúmulo). A espessura da região de *build-up* é denominada espessura de equilíbrio eletrônico (ELBERN 2018; KHAN e GIBBONS 2010).

O efeito da dose na região de *build-up* para feixes de altas energias origina um efeito clinicamente conhecido como efeito de proteção da pele (*skin-sparing effect*). Para feixes de megavoltagem, a dose na superfície é muito menor do que a dose máxima. Então, no caso de feixes de fótons de altas energias, doses maiores podem ser distribuídas para tumores localizados em partes mais profundas sem exceder a tolerância da pele. Isso é possível por causa de ambos os fatores: a alta porcentagem de dose na profundidade do tumor e a baixa dose na superfície da pele (KHAN e GIBBONS 2010).

Para tratamento de tumores superficiais, há a necessidade de deslocar o *build-up* conseguindo-se assim maior dose na região da pele (ELBERN 2018). E, é neste contexto, que a literatura aponta a importância do uso de bolus.

3.3 BOLUS

KHAN e GIBBONS (2010) define bolus como um material com densidade (HU) equivalente ao tecido colocado diretamente na superfície da pele do paciente para uniformizar os contornos irregulares de um paciente e apresentar uma superfície plana normal ao feixe. Tal uso de bolus deve ser feita com uma camada espessa o suficiente para fornecer um adequado acúmulo de dose sobre a superfície da pele, ou seja, deve ser tal que a dose a uma determinada profundidade seja a mesma, que o tecido perdido seja substituído com o bolus em contato na distância determinada da superfície da pele. Ou seja, tem a finalidade de deslocar o *build-up* conseguindo-se assim maior dose na região do tumor (ELBERN 2018).

Para aumentar a dose superficial, uma camada de bolus de espessura uniforme é usado (0,5 a 1,5 cm), pois não altera significativamente a forma da isodose curvas em profundidade, o resultado é uma isodose de distribuição que é idêntica àquela produzida em uma condição plana. Ou seja, bolus com 1 cm de espessura, que representa 1 cm a mais de “tecido” que a radiação tem que atravessar, deslocando o *build-up* mais para a superfície do paciente (PODGORSK 2005).

O bolus pode ser usado em diversos sítios anatômicos que necessitam de RT, como na superfície da mama, cabeça e pescoço, membros, entre outros (VYAS 2013).

O bolus precisa estar bem adaptado a região a ser irradiada, pois não pode haver nenhuma lacuna de ar entre a pele e o simulador de tecido,

essa lacuna é chamada de *gap* de ar. A maleabilidade insuficiente, a fabricação do bolus e o contorno do paciente pode levar à formação de *gaps* entre o bolus e a superfície de contorno do paciente, o que implica no comprometimento da administração da dose na superfície (VYAS 2013).

A espessura do bolus é definida pelo médico radioterapeuta e físico-médico, através de escolhas clínicas baseadas nas características do feixe de tratamento, enfatizando assim, a importância de uma equipe multidisciplinar. Esta espessura varia de 0,5 a 3,0 cm e usa como referência a tabela de porcentagem de dose na profundidade (PPD) específica para cada tipo de energia e tamanho de campo.

3.4 TRATAMENTO MULTIDISCIPLINAR

O tratamento do câncer é uma abordagem multidisciplinar (CERNEA 1993). Para prevenção, diagnóstico, tratamento e reabilitação do paciente oncológico é necessário o envolvimento de uma equipe multidisciplinar. Inclui-se nessa equipe o médico cirurgião, oncologista clínico, cirurgião-dentista, fonoaudiólogo, profissional da enfermagem, fisioterapeuta, nutricionista, psicólogo, anestesiológico, patologista e assistente social (CERVANTES 2000).

Para conduzir a RT com o uso de bolus, se faz necessária a presença de médico radioterapeuta, físico-médico, dosimetrista, técnico em RT (NANDI 2004), além do cirurgião-dentista.

Um material comum usado para este tipo de bolus é a cera odontológica, que é essencialmente equivalente ao tecido e, quando aquecida, torna-se plástica, podendo ser ajustada precisamente ao contorno do paciente (PODGORSAK 2005).

3.5 CERAS ODONTOLÓGICAS

As ceras odontológicas (cera 7 e cera utilidade) são misturas complexas. São ésteres de baixo peso molecular, derivados de componentes de ácidos graxos naturais e sintéticos, como os derivados do petróleo, que se plastificam a uma temperatura relativamente baixa (ANUSAVICE 2005b). As ceras odontológicas são misturas de vários ingredientes, incluindo ceras naturais, ceras sintéticas, resinas, óleo, gorduras, gomas e corantes.

Uma das principais propriedades das ceras é sua termoplasticidade, ou seja, a capacidade que têm as ceras de amolecer mediante a ação do calor. Expostas ao processo de aquecimento, passam por um intervalo de fusão que corresponde à média das temperaturas de fusão de todos os seus componentes, ocorrendo a passagem do estado sólido ao estado líquido. Na fase de endurecimento, as ceras não se solidificam imediatamente com a diminuição da temperatura, mas passam primeiramente por um estado de plasticidade, durante o qual os profissionais trabalham com esse material (KAISER 2019).

ANUSAVICE (2005a) relata que as ceras são amplamente usadas na prática odontológica, seu uso vai desde confecção de tróqueis para fundição de próteses fixas, registro de oclusão, base de prótese, construção de arco inicial em próteses totais até esculturas dentais.

O baixo custo, a ausência de toxicidade e o baixo ponto de fusão são fundamentais para que o uso das ceras fosse tão aplicável na odontologia.

3.6 FABRICAÇÃO DO BOLUS

Como parte do protocolo do Departamento de Estomatologia do A.C.Camargo Cancer Center desde 2003, a confecção do bolus segue a técnica convencional de moldagem, ou seja, a técnica para a confecção de um modelo facial geralmente utiliza o hidrocoloide irreversível (alginato) como material de moldagem, apoiado por uma matriz de gesso (MIRACCA et al. 2004; ALSIYABI e MINSLEY 2006).

Inicialmente, o médico radioterapeuta realiza a delimitação da área a ser confeccionada o bolus (Figura 2a). Em seguida, é feita a moldagem com alginato depositado diretamente sobre a região a ser moldada (Figuras 2b e c), e, posteriormente, são depositadas gazes úmidas sobre o alginato antes de sua geleificação (Figura 2d). Então, é adicionado uma camada de reforço de gesso tipo II sobre o alginato para conferir rigidez ao molde (Figura 2e). Após o tempo de presa, o molde deve ser removido suavemente e avaliado se a região foi devidamente copiada. Imediatamente após a moldagem, o molde deve ser preenchido com gesso tipo III para obtenção do modelo

(Figura 2f). Após a cristalização do gesso, remove-se o modelo e realiza-se o seu acabamento (Figura 2g). Por fim, o modelo é isolado com selante Cello-lac® e criam-se delimitações com tiras de cera às quais fixam-se pequenos quadrados já com a altura solicitada (Figura 2h). Então são depositadas finas camadas de cera até atingir a espessura determinada pelo médico radioterapeuta (Figura 2i e j). O bolus é provado no paciente (Figura 2k) para conferência, e estando bem adaptado, está pronto para ser utilizado ao longo das sessões de RT (Figura 2l). Baseado nesta experiência e as dúvidas quanto as possíveis alterações que a cera possa sofrer durante as sessões de RT, vimos a necessidade de realizar este estudo afim de aprimorar o tratamento oncológico.

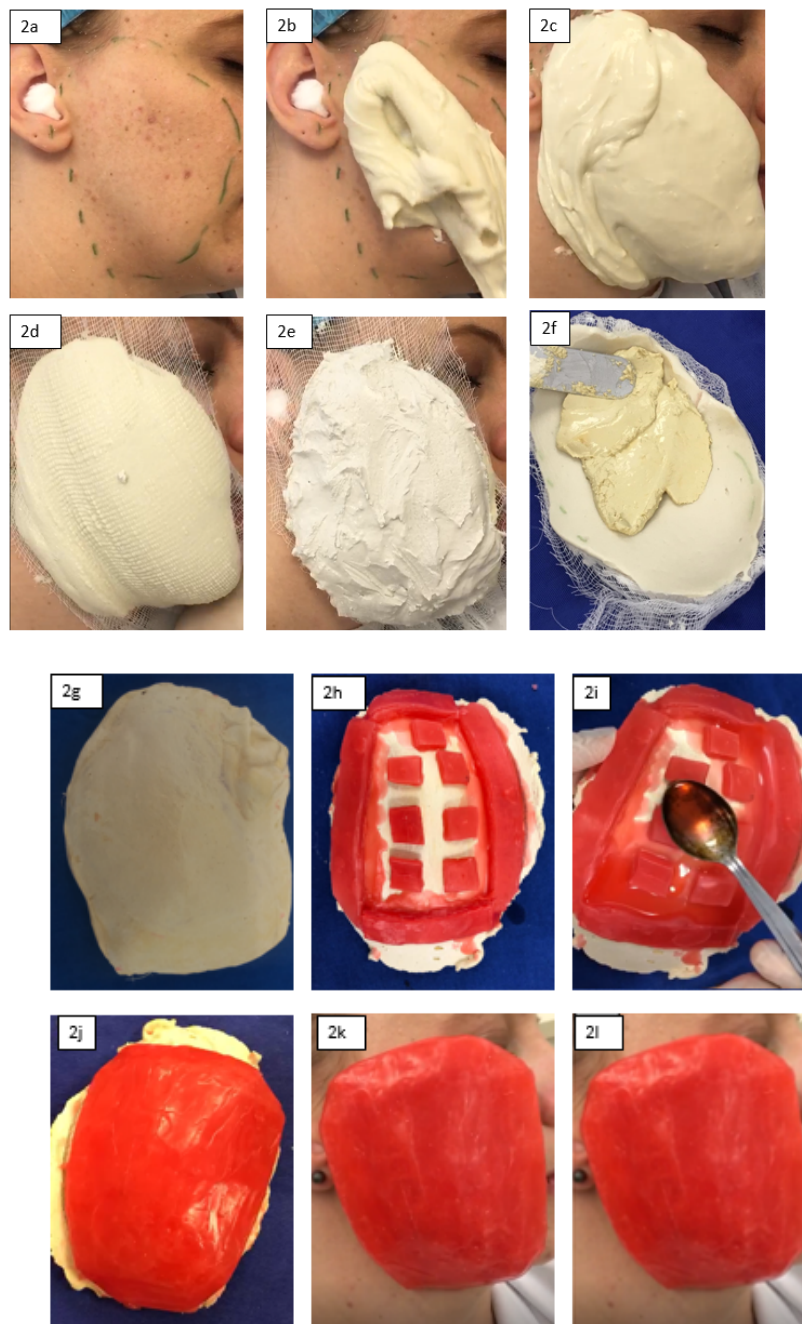


Figura 2 - Sequência da fabricação do bolus em cera 7 na rotina do Departamento de Estomatologia do A.C.Camargo Cancer Center. 2a) Delimitação da area. 2b) Moldagem com alginato. 2c) Moldagem com alginato de toda a area delimitada. 2d) Deposição de gazes úmidas. 2e) Aplicação de gesso. 2f) Preenchimento o molde de gesso. 2g) Obtenção do modelo em gesso. 2h) Delimitações com tiras de cera e fixação de pequenos quadrados já com a altura solicitada. 2i) Deposição de finas camadas de cera 7. 2j) Bolus com a espessura pré determinada. 2k) Prova do bolus no paciente. 2l) Bolus pronto para uso nas sessões de RT.

4 MATERIAIS E MÉTODO

Este estudo foi aprovado pela Comissão de Pesquisa (COPE) do A.C.Camargo Cancer Center sob número de aprovação 1194/17.

4.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

Este estudo foi conduzido no Departamento de Estomatologia e RT do A.C.Camargo Cancer Center e no Departamento de materiais dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP).

Este projeto se propôs a conduzir um modelo comparando as propriedades físico-mecânicas das ceras odontológicas antes, durante e após a radiação a fim de se estabelecer a quantidade de dose de radiação que o material suporta sem sofrer alterações.

4.2 DEFINIÇÃO DA AMOSTRA (CORPOS DE PROVA)

A amostra foi constituída por dois tipos de ceras (cera utilidade e cera 7, marca comercial: Lysanda®). Para cada material, temos 48 amostras, totalizando assim, 96 corpos de prova, alocados em dois grupos:

- 1) Grupo teste (n=48): dos 48 corpos de prova 24 são de cera utilidade e 24 são de cera 7. Neste grupo, todos os corpos foram submetidos à RT.

- 2) Grupo controle (n=48): dos 48 corpos de prova 24 são de cera utilidade e 24 cera 7. Neste grupo, os corpos não foram submetidos à RT.

Todos os corpos de prova, obtidos no formato retangular, com 1,0 cm de largura 2,5 cm de comprimento e 1,0 cm de altura.

Os corpos de prova do grupo controle foram avaliados no mesmo momento do grupo teste, seguindo as três fases: FASE 1: 10ª sessão (21,2Gy) de radiação, FASE 2: 20ª sessão (42,4Gy) de radiação e FASE 3: 33ª sessão (69,9Gy) de RT (Tabela 1).

Tabela 1 - Distribuição dos corpos de prova em cada grupo, nas diferentes fases.

Fases	Grupo Controle (n=48)		Grupo Teste (n=48)	
	Cera 7 (n=24)	Cera Utilidade (n=24)	Cera 7 (n=24)	Cera Utilidade (n=24)
Fase 1	8	8	8	8
Fase 2	8	8	8	8
Fase 3	8	8	8	8

4.3 FABRICAÇÃO DOS BLOCOS EM GESSO PARA POSTERIOR CONFEÇÃO DOS CORPOS DE PROVA EM CERA

Foram estabelecidas as medidas dos corpos de prova (1,0 cm de largura 2,5 cm de comprimento e 1,0 cm de altura) e verificou-se a necessidade de confeccionar um suporte no tamanho (15 cm x 9 cm x 1,0 cm) para servir de base para os respectivos corpos de prova durante a irradiação.

Para a fabricação dos corpos de prova em cera, foi necessário confeccionar modelos em gesso com dimensões precisas a fim de servirem de base para posterior moldagem dos corpos de prova. De acordo com os seguintes passos:

- 1° Inicialmente, confeccionou-se um corpo de prova em um bloco de acrílico, cortado precisamente em máquina de corte, no Departamento de Materiais Dentários da FOUSP, nas dimensões de 1,0 cm de largura 2,5 cm de comprimento e 1,0 cm de altura (Figura 3a).
- 2° Depois, este bloco de acrílico foi posicionado em um tubo de PVC, medindo 4 cm de largura x 2 cm de altura, e assim foi adicionado o silicone Silibor - Clássico® (Figura 3b).
- 3° Após 24 horas, o bloco de acrílico foi removido e o molde em silicone confeccionado (Figura 3c).
- 4° Com gesso especial Durone IV – Dentsplay®, foram vazados 16 blocos utilizando o mesmo molde para não haver divergências quanto às dimensões (Figura 3d).

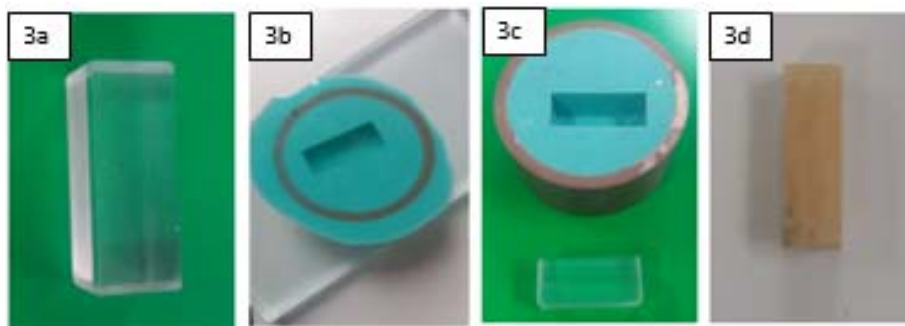


Figura 3 - Fabricação dos modelos em gesso. 3a) Corpo de prova em resina acrílica. 3b) Bloco de resina acrílica posicionado em um tubo de PVC e adicionado o silicone Silibor - Clássico®. 3c) Após 24 horas, o bloco de acrílico foi removido e o molde em silicone confeccionado. 3d) Foram confeccionados 16 blocos de gesso.

4.4 FABRICAÇÃO DAS BASES PARA IRRADIAÇÃO E CORPOS DE PROVA EM CERA

As bases para irradiação foram confeccionadas no A.C.Camargo Cancer Center no Departamento de Estomatologia, seguindo as etapas abaixo:

- 1ª-** Os 16 blocos de gesso especial foram posicionados em uma caixa de acrílico (Figura 4a);
- 2ª-** Em seguida, os blocos de gesso foram isolados com selante Cel-lac®, e preencheram-se os espaços com silicone (marca comercial Silibor - Clássico®) (Figura 4b);
- 3ª-** Após 24 horas, os blocos de gesso foram removidos, e a base para irradiação em silicone foi confeccionada com os 16 espaços, que serviram de molde para a confecção dos corpos de prova em cera (Figura 4c).
- 4ª-** Os 16 espaços foram preenchidos, tanto com a cera 7 (os espaços superiores da base) quanto com a cera utilidade (os espaços inferiores da

base), sendo realizado em momentos distintos, através do aquecimento das ceras e o preenchimento em finas camadas (Figura 4d).

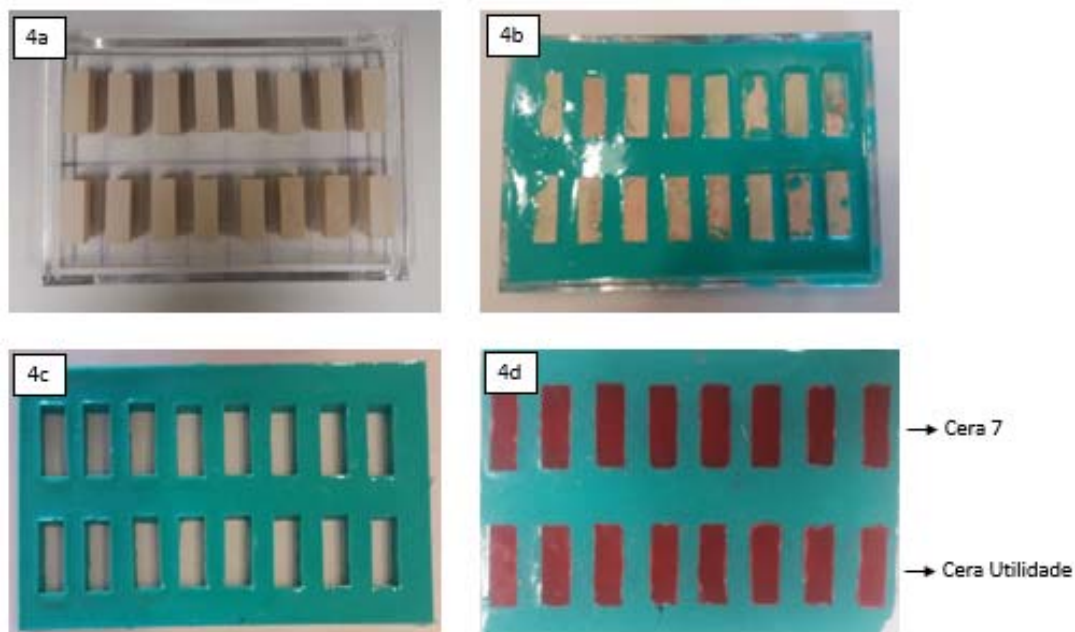


Figura 4 - Fabricação das bases para irradiação e dos corpos de prova em cera. 4a) Blocos de gesso. 4b) Blocos de gesso posicionados em um caixa de PVC e adicionado o silicone Silibor - Clássico®. 4c) Após 24 horas, os blocos de gesso foram removidos e o molde em silicone confeccionado. 4d) Os 16 espaços foram preenchidos, com cera 7 (os espaços superiores da base), e com utilidade (os espaços inferiores da base).

Utilizando moldes em silicone, foram confeccionados 48 corpos de prova com cera 7 e 48 corpos de prova com cera utilidade (Figura 4). Os 96 corpos de prova foram confeccionados seguindo os seguintes parâmetros: 1,0 cm de largura 2,5 cm de comprimento e 1,0 cm de altura (Figura 5).

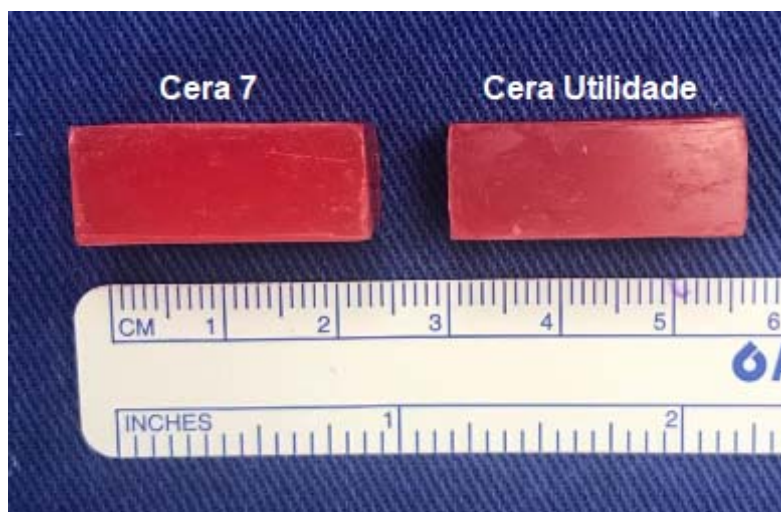


Figura 5 - Corpos de prova confeccionados em cera 7 e utilidade.

4.5 DOSIMETRIA

Todos os 96 corpos de prova foram submetidos à tomografia computadorizada (TC). Foi utilizado o equipamento Philips Big Bore 16 canais através da estação de planejamento Eclipse - versão 13.7 2018. Foram feitos cortes de espessura de 1 mm com FOV de 350 mm. O delineamento foi realizado apenas nos blocos do grupo teste para possibilitar o planejamento da RT (Figura 6).

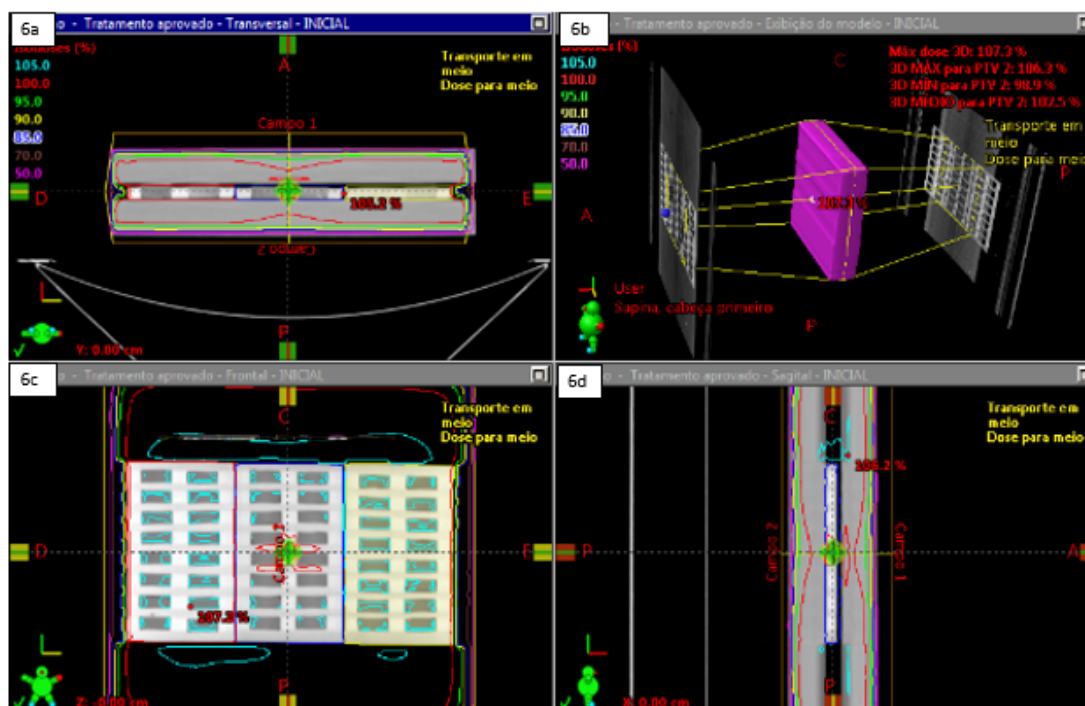


Figura 6 - Planejamento radioterápico dos corpos de prova do grupo teste.

6a) Visão do corte axial dos corpos de prova em TC. 6b) Visão 3D das linhas do campo de radiação e dos corpos prova em TC. 6c) Visão do feixe do campo de radiação em TC. 6d) Corte coronal dos corpos de prova em TC.

4.6 RADIOTERAPIA

Os cálculos da dose de radiação seguiram o mesmo protocolo utilizado em pacientes que possuem tumores superficiais de cabeça pescoço.

As três bases com os 48 corpos de prova do grupo teste (Figura 7a) foram alocadas entre três placas de água sólida sob a parte superior e três placas de água sólida sobre a parte inferior (Figura 7b). As placas de água sólida mediam 1 cm cada.

A distância da fonte até a superfície (SSD) foi calculada em 96,5 cm.

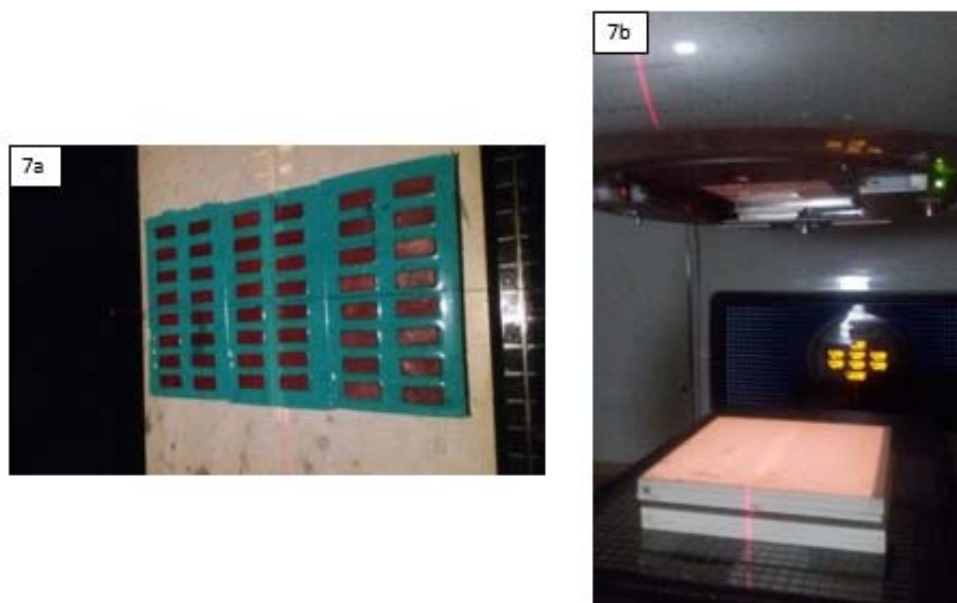


Figura 7 - Posicionamento das bases com os corpos de prova do grupo teste durante a RT. 7a) Visão das três bases de irradiação entre as 6 placas sólidas no acelerador linear 6EX da Varian. 7b) Disposição das três bases de irradiação com os blocos de cera do grupo teste.

Todos os 48 corpos de prova do grupo teste receberam a dose de radiação no mesmo momento, sendo realizado no acelerador linear 6EX da Varian com feixe de 6 MV de fótons e dose total de 69,9Gy, divididos em doses de 2,12Gy, por fração, nas 33 sessões prescritas, através da técnica 3D. Foram irradiados em um campo de 30 x 30 cm, nos planos anterior (0°) e posterior (180°) (Figura 8).

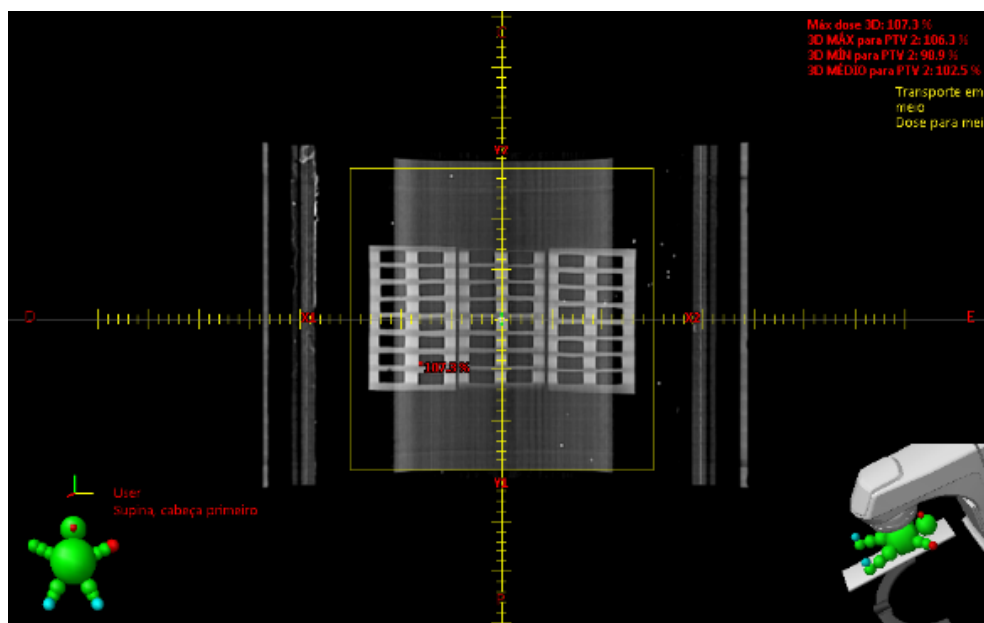


Figura 8 - Imagem da TC indicando o campo de irradiação (30 x 30 cm).

As bases de irradiação foram retiradas da seguinte maneira:

- 1) Inicialmente, retiramos a base esquerda após a 10^a sessão (21,2Gy) de irradiação.
- 2) Em seguida, retiramos a base direita após a 20^a sessão (42,4Gy) de irradiação.
- 3) E, por último, a base central foi retirada após a 33^a sessão (69,9Gy) de irradiação.

4.6.1 Cálculo Dose Volume Histograma

Todos os 48 corpos de prova do grupo teste foram analisados quanto à dose volume histograma (DVH) através de gráficos obtidos no sistema de planejamento radioterápico Eclipse®, versão 13.7 (Varian, Palo Alto, CA), a fim de verificar a dose média de radiação em cada bloco.

4.7 AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES FÍSICO-MECÂNICAS DAS CERAS ODONTOLÓGICAS

Todos os 96 corpos de prova pertencentes ao grupo controle e ao grupo teste foram avaliados através dos seguintes parâmetros: peso, dimensões, densidade (HU), dureza e rigidez.

4.7.1 Peso e Dimensões

Os corpos de prova foram pesados individualmente em balança de precisão (Figura 9a) e aferidas suas medidas com auxílio de paquímetro digital (altura, largura e comprimento) (Figura 9b).

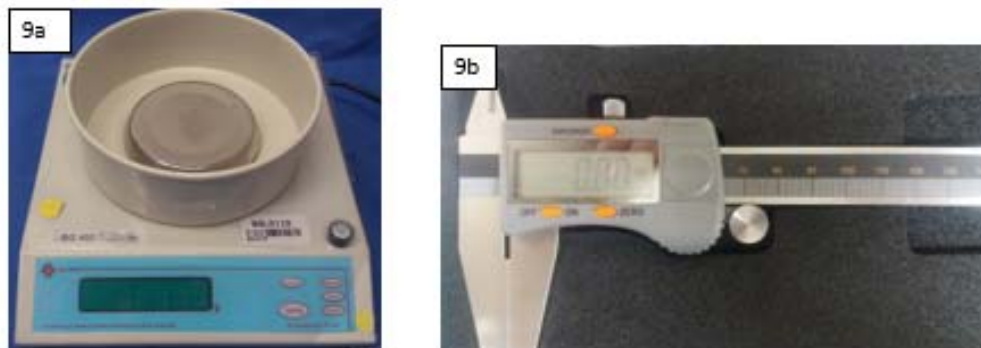


Figura 9 – Instrumentos para medida de precisão de peso e dimensões. 9a) Balança de precisão. 9b) Paquímetro digital.

4.7.2 Avaliação da Densidade Unidades Hounsfield (HU)

Em 1973, Housfield desenvolveu um método capaz de isolar a atenuação da radiação causada por pequenos pixels e, a partir de então, associou diferentes tons de cinza a cada valor de atenuação, criando uma escala, na qual o valor do ar é -1000 HU, da água é 0 HU, a densidade

óssea é +1000 HU. Assim, foi possível padronizar a mensuração do coeficiente de atenuação dos diferentes tecidos analisados em tomografia computadorizada (HOUSFIELD 1973) (Figura 10).

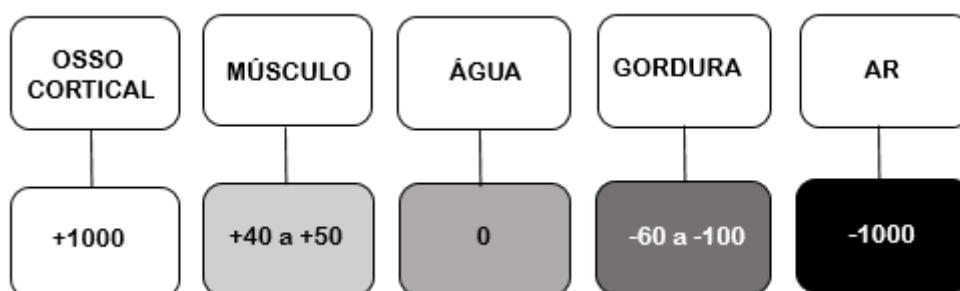


Figura 10 - Esquema da escala de cinza da densidade HU.

Para avaliar a densidade (HU) todos os blocos do grupo controle e teste foram tomografados após o término da RT.

4.7.3 Dureza

Para analisar a dureza de todos os corpos de prova, realizamos o teste de Dureza de Brinell (*Hardness Brinell* - HB). É um dos métodos antigos mais usado para testar ligas e metais na odontologia (REIS et al. 2009). Para utilizar o teste nesse estudo, foi necessário realizar adaptações para avaliar a dureza da cera através de resistência à penetração da esfera metálica como descrito a seguir.

Vale ressaltar que as impressões foram feitas nas extremidades do bloco, seguindo o mesmo protocolo em todos os blocos de cera, tentando ser respeitada a distância mínima de uma impressão ao bordo do bloco em diâmetro (d) de 2,5d ou 3d e entre os centros das impressões adjacentes 4d

ou $6d$, conforme a Figura 11. Porém nem sempre foi possível respeitar a distância de $2,5d$ visto o tamanho do bloco.

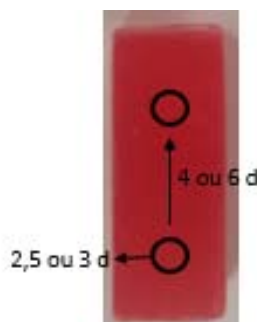


Figura 11 - Representação da distância mínima de uma impressão ao bordo do bloco de $2,5d$ ou $3d$ e entre os centros das impressões adjacentes $4d$ ou $6d$.

Inicialmente, foi aplicado uma fina camada de purpurina nos blocos de cera, para que posteriormente fosse possível observar com maior precisão o quanto a esfera penetrou na cera, e então a esfera foi colocada entre o bloco e a ponta do relógio comparador (dial gage). Para os blocos confeccionados em cera 7, foi utilizada a esfera metálica de $6,33\text{ mm}$ e, para os blocos confeccionados em cera utilidade, a esfera utilizada foi de $10,3\text{ mm}$ (Figura 12a).

Após acionar o cronômetro e este marcar 30 segundos (sem empregar nenhuma carga adicional, além da aplicada pelo mola do dial gage, somente para estabilizar as medidas/penetração de equilíbrio), o cronômetro e o dial gage foram zerados e adicionado a carga de 500 gramas / 5 Newtons (N). Os dados de afundamento da esfera na cera fornecidos pelo dial gage foram usados para os cálculos da dureza HB. Em exatos 2 minutos e 30 segundos, a carga foi retirada e os dados de

recuperação do material foram anotados em 3 minutos (Figura 12b). Logo após, o bloco de cera foi retirado do aparelho.

A compressão da esfera provoca uma impressão permanente na cera com o formato de uma calota esférica (Figura 12c), tendo um diâmetro, o qual foi medido por intermédio de um projetor de perfil (Figura 12d), em aumento de 10 x (Figura 12e). Quanto menor o diâmetro da esfera, maior será o número da dureza de Brinell e mais dura será a cera (ANUSAVICE 2005 a e b). A medição de diâmetro foi feita através de lupa, com micrômetro digital (Figura 12f), e em duas direções (vertical e horizontal) (Figura 13).

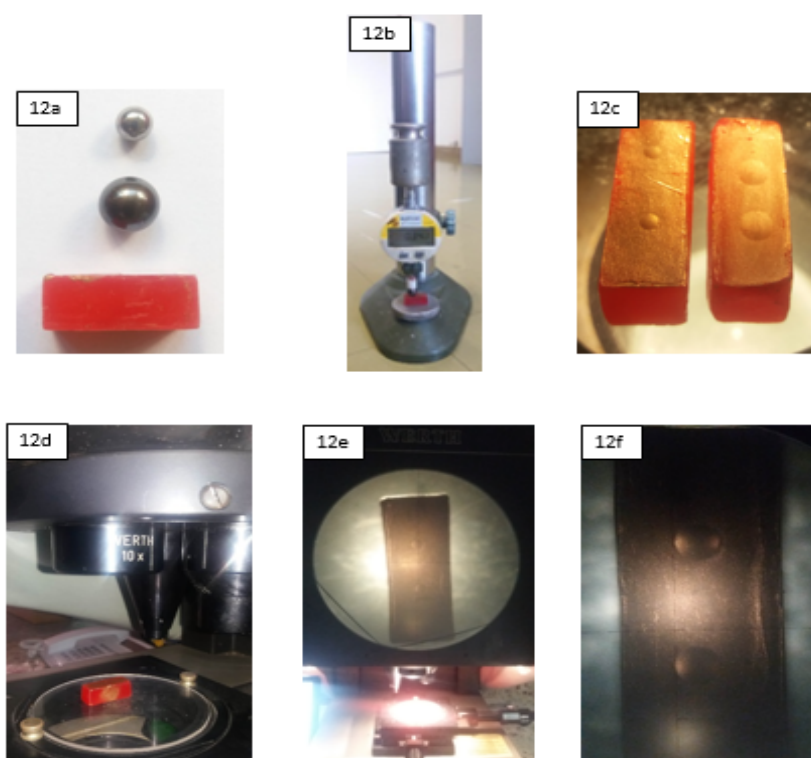


Figura 12 - Teste para avaliação da dureza. 12a) Esfera de 6,33 mm, esfera de 10,3 mm e bloco de cera. 12b) Relógio comparador utilizado para realização da penetração da esfera. 12c) Corpos de prova confeccionado em cera 7 e cera Utilidade com as impressões das esferas. 12d) Aumento utilizado em projetor de perfil (10 x). 12e) Imagem das impressões em cera em aumento de 10 x. 12f) Medição das impressões através de lupa com micrômetro digital.

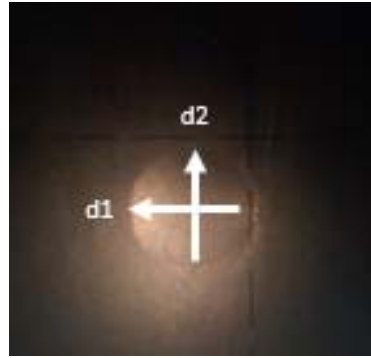


Figura 13 - Representação das direções que as impressões foram medidas.

A dureza Brinell foi calculada a partir da equação, onde HB é a dureza Brinell, D = diâmetro da esfera, F = carga aplicada, d = diâmetro da impressão (International Organization for Standardization-ISO 2011).

$$HB = \frac{2 F}{\pi D (D - \sqrt{D^2 - d^2})}$$

A dureza de Brinell foi determinada para cada corpo de prova do grupo controle e teste.

4.7.4 Rigidez

Todos os corpos de prova foram testados na máquina de teste universal (INSTRON ID5565, *made in USA*) por aplicação de uma carga axial compressiva que tende a comprimi-lo e gerar uma resistência interna a essa carga de direção contrária, acarretando deformação.

O ensaio foi executado com carga e velocidade de 5 mm/min e 5 N até o deslocamento programado de 7 mm (2/3 do tamanho dos corpos de prova), com ponta plana, onde foi possível obter a compressão da amostra. A temperatura foi de 21 °C.

5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram digitados e analisados no programa SPSS versão 25 para Windows. O nível de significância adotado foi de 5%.

Para caracterizar a amostra foi realizada a estatística descritiva por meio de média, mediana e desvio padrão.

Para a análise de comparação das medidas entre os grupos, tipos de cera e número de sessões, os dados foram analisados através dos testes não paramétricos de Kruskal-Wallis (KRUSKAL e WALLIS 1952), ou de Mann-Whitney (MANN e WHITNEY 1947) quando apropriado.

O teste para Análise de Variância (ANOVA) de dois fatores foi utilizado para comparar as medidas com relação aos fatores de grupo e tipo de cera.

6 RESULTADOS

6.1 DESCRIÇÃO DOS CORPOS DE PROVA QUANTO ÀS PROPRIEDADES FÍSICO-MECÂNICAS

6.1.1 Cálculo Dose Volume Histograma (DVH)

Após análise dos 48 corpos de prova irradiados do grupo teste, observou-se que todos os blocos receberam a dose de irradiação prescrita (69,9Gy).

Ao observar o Figura 14, é possível verificar que as três bases que sofreram irradiação, e que correspondem a 10^a 20^a e 33^a sessões de RT receberam 100% de cobertura de dose prescrita inicialmente de 69,9Gy. A base irradiada até a 10^a sessão obteve a dose média de 103,1% e desvio padrão 1,3. A base irradiada até a 20^a sessão obteve a dose média de 102,5% e desvio padrão 1,2. A base irradiada até a 33^a sessão obteve a dose média 103,2% e desvio padrão 1,3.

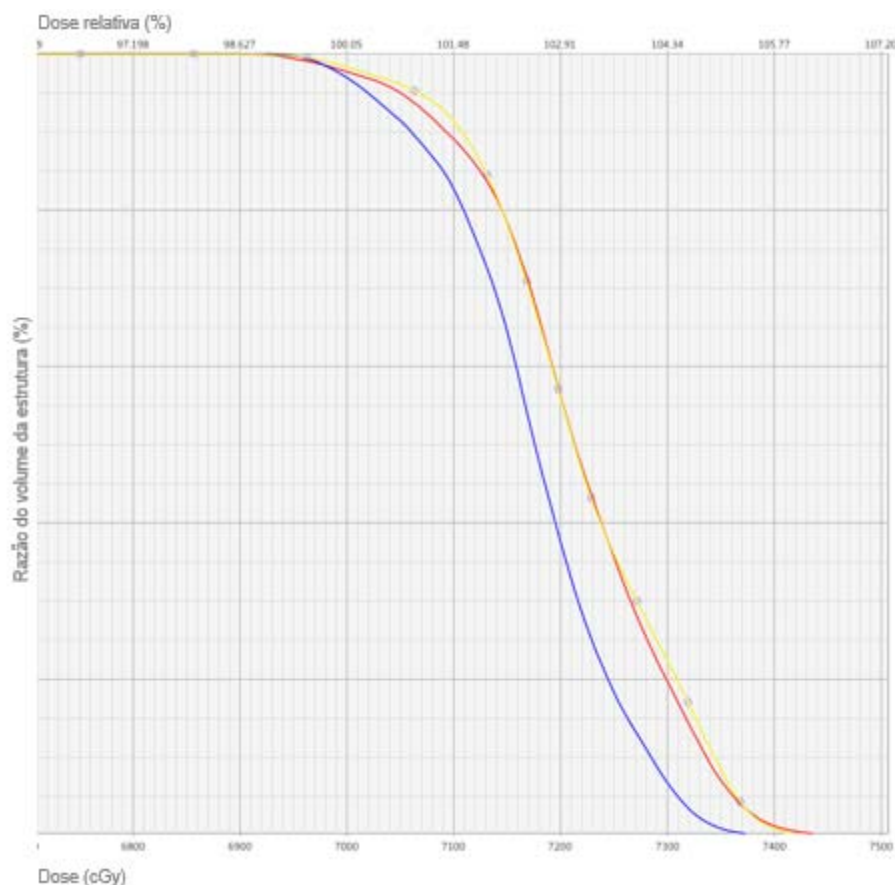


Figura 14 - Descrição DVH dos corpos de prova irradiados. Sendo que a linha vermelha a base correspondente a 10ª sessão de RT, a linha azul a base correspondente a 20ª sessão de RT e a linha amarela base correspondente a 33ª sessão de RT.

6.1.2 Largura, Altura, Comprimento e Peso

6.1.2.1 Descritiva da largura, altura, comprimento e peso

Os 96 corpos de prova confeccionados nas ceras 7 e utilidade apresentaram uma média de 0,97 cm de largura 1,10 cm de altura 2,45 cm de comprimento e 2,32g de peso antes de serem submetidos à RT (Tabela 2).

Tabela 2- Descrição da largura, altura, comprimento e peso dos 96 blocos antes da RT.

Variáveis	N	Mínimo	Média	Mediana	Máximo	Desvio Padrão
Largura (cm)	96	0,94	0,97	0,98	1,04	0,02
Altura (cm)	96	1,01	1,10	1,11	1,21	0,03
Comprimento (cm)	96	2,41	2,45	2,46	2,530	0,02
Peso (g)	96	2,11	2,32	2,32	2,63	0,09

Legenda: cm = centímetro; g = grama.

6.1.2.2 Largura, altura, comprimento e peso dos corpos de prova do grupo controle

Quando foram comparadas as diferenças entre a largura, a altura e o comprimento dos 48 corpos de provas confeccionados em cera 7 e utilidade do grupo controle, notou-se diferença significativa nas variáveis largura ($p=0,006$), comprimento ($p\leq 0,001$) e peso ($p\leq 0,001$); não sendo observada diferença significativa na altura ($p=0,101$) (Tabela 3).

Tabela 3 - Comparação entre as diferenças da largura, altura, comprimento e peso dos corpos de prova do grupo controle.

Variável	Categoria	Cera 7 (n=24)	Cera Util. (n=24)	P
Largura (mm)	Média	0,986	0,973	0,006
	Mediana	0,990	0,970	
	Desvio padrão	0,016	0,020	
Altura (mm)	Média	1,122	1,109	0,101
	Mediana	1,125	1,105	
	Desvio padrão	0,030	0,035	
Comprimento (mm)	Média	2,473	2,455	≤0,001
	Mediana	2,470	2,455	
	Desvio padrão	0,013	0,020	
Peso (g)	Média	2,391	2,312	≤0,001
	Mediana	2,411	2,306	
	Desvio padrão	0,075	0,064	

Legenda: mm= milímetro; g=grama

6.1.2.3 Largura, altura, comprimento e peso do grupo teste (durante e após a RT)

Comparando a diferença entre a largura, altura, comprimento e peso entre os corpos de provas confeccionados em cera 7 durante cada uma das sessões de RT, as variáveis “largura”, “comprimento” e “largura” não apresentaram valores estatisticamente significativos. Somente foi possível verificar valores significativos do ponto de vista estatístico quando comparamos o peso entre as sessões de RT ($p= 0,011$) (Tabela 4).

Tabela 4 - Comparação da diferença entre a largura, altura e comprimento entre os corpos de provas confeccionados de cera 7 durante as sessões de RT.

Variáveis	Sessões RT	Cera 7 (n)	Média	Mediana	Erro Desvio	p
Comprimento (mm)	10	8	0,001	0,005	0,014	0,156
	20	8	0,010	0,010	0,015	
	33	8	-0,003	0,000	0,013	
Altura (mm)	10	8	-0,010	-0,005	0,030	0,232
	20	8	0,000	0,000	0,009	
	33	8	0,005	0,005	0,005	
Largura (mm)	10	8	0,008	0,005	0,010	0,340
	20	8	0,001	0,000	0,006	
	33	8	0,003	0,000	0,005	
Peso (g)	10	8	0,016	0,003	0,040	0,011
	20	8	0,005	0,006	0,005	
	33	8	0,010	0,010	0,023	

Legenda: mm= milímetro; g=grama

Os corpos de prova confeccionados em cera 7 que foram irradiados na 33^a sessão apresentaram maior diferença entre os pesos (antes e após) quando comparado com os corpos de prova irradiados na 10^a e 20^a sessão de RT(Figura 15).

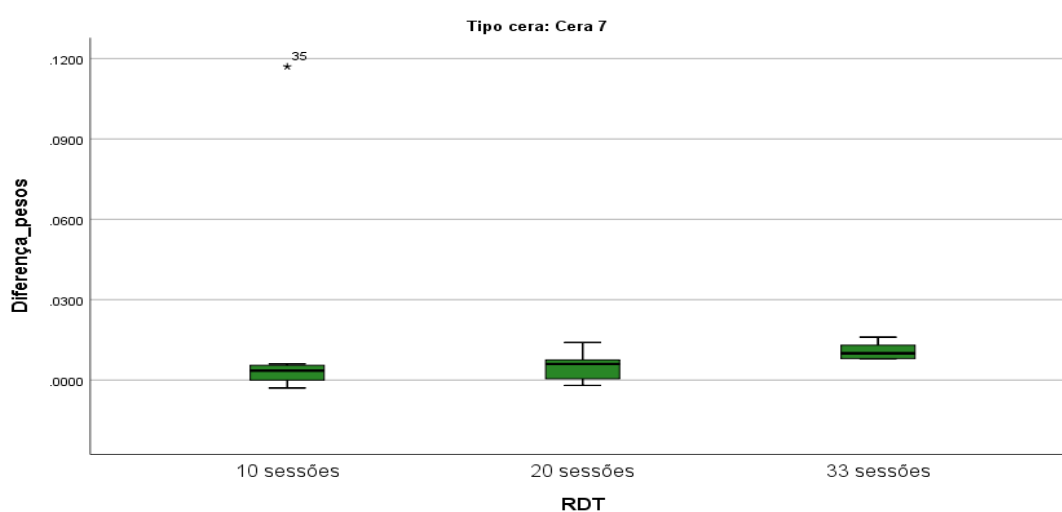


Figura 15 - Comparação da diferença dos pesos entre os corpos de prova confeccionados em cera 7 irradiados na 10^a 20^a e 33^a sessão de RT.

Comparando, porém, a diferença entre a largura, altura, comprimento e peso entre os corpos de provas confeccionados em cera utilidade durante cada uma das sessões de RT, houve valores estatísticos significativos apenas nas variáveis altura ($p=0,004$) e peso ($p=0,002$) (Tabela 5).

Tabela 5 - Comparação da diferença entre a largura, altura e comprimento entre os corpos de provas confeccionados de cera utilidade durante as sessões de RT.

Variáveis	Sessões RT	Cera Utilid (n)	Média	Mediana	Erro Desvio	p
Comprimento (mm)	10	8	0,004	0,000	0,007	0,326
	20	8	0,013	0,015	0,013	
	33	8	0,009	0,005	0,014	
Altura (mm)	10	8	-0,010	0,000	0,016	0,004
	20	8	0,009	0,010	0,008	
	33	8	0,009	0,010	0,006	
Largura (mm)	10	8	0,001	0,000	0,006	0,326
	20	8	0,006	0,010	0,009	
	33	8	0,003	0,000	0,005	
Peso (g)	10	8	0,003	0,004	0,003	0,002
	20	8	0,012	0,010	0,004	
	33	8	0,012	0,011	0,003	

Legenda: mm= milímetro; g=grama

É possível verificar que os corpos de prova confeccionados de cera utilidade e irradiados na 10^a sessão apresentaram diferença significativa quanto à altura ($p=0,004$) na comparação com os demais corpos de prova que foram irradiados na 20^a e 33^a sessão de RT (Figura 16).

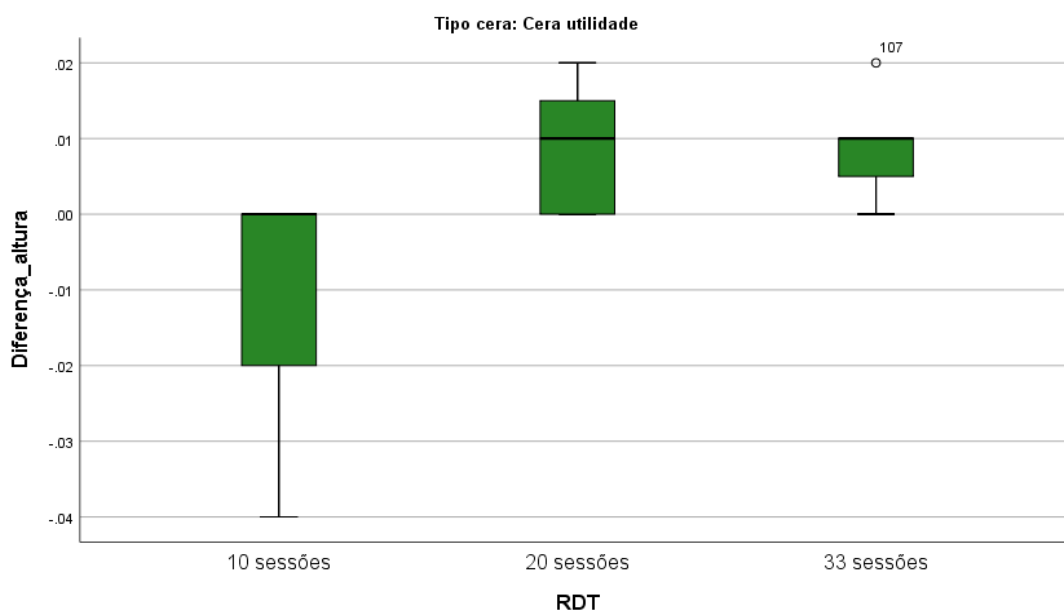


Figura 16 - Diferença da altura nos corpos de prova confeccionados em cera utilidade na 10^a 20^a e 33^a sessão de RT.

Também foi observada diferença significativa quando comparamos o peso entre as sessões de RT ($p=0,002$). Os corpos de prova irradiados na 10^a sessão apresentaram pesos inferiores quando comparado com os corpos de prova irradiados na 20^a e 33^a sessão de RT (Figura 17).

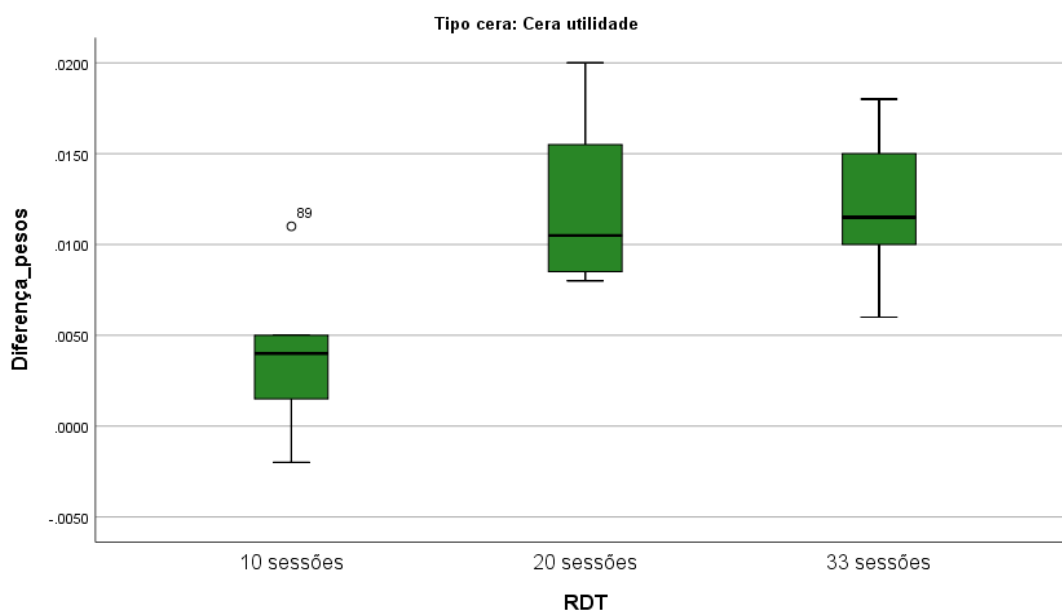


Figura 17 - Comparação da diferença dos pesos entre os corpos de prova confeccionados em cera utilidade irradiados na 10^a 20^a e 33^a sessão de RT.

6.1.2.4 Comparação de largura, altura, comprimento e peso entre o grupo controle e o grupo teste

Foi realizado Anova para dois fatores considerando tipo de cera e grupo, além da interação entre eles.

✓ **Largura**

A interação não foi significativa ($p=0,913$), o fator de tipo de cera não foi significativo ($p=0,901$) e o fator de grupo (controle e teste) não foi significativo ($p=0,074$) (Figura 18).

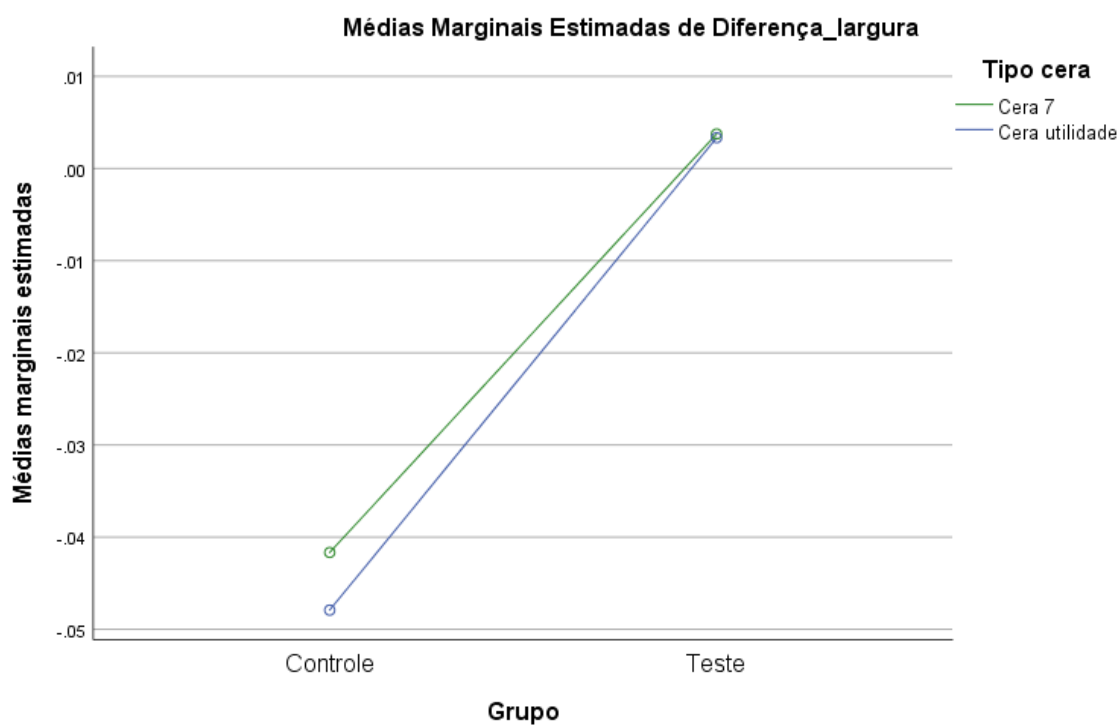


Figura 18 - Comparação de largura entre os grupos (controle e teste) e tipos de cera (7 e utilidade) e interação entre os fatores.

✓ **Altura**

A interação não foi significativa ($p=0,450$), o fator de tipo de cera não foi significativo ($p=0,091$) e o fator de grupo foi significativo ($p=0,005$) (Figura 19).

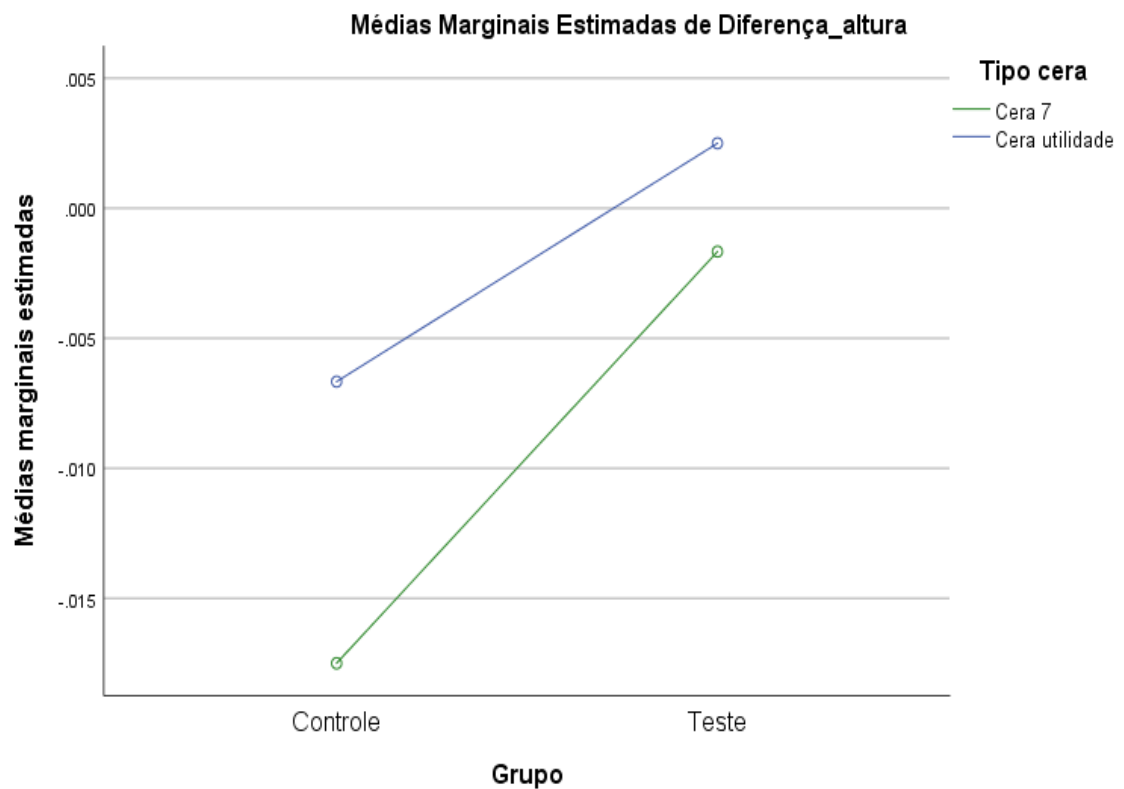


Figura 19 - Comparação de altura entre os grupos (controle e teste) e tipos de cera (7 e utilidade) e interação entre os fatores.

✓ Comprimento

A interação não foi significativa ($p=0,452$), o fator de tipo de cera não foi significativo ($p=0,301$) e o fator de grupo foi significativo ($p=0,004$) (Figura 20).

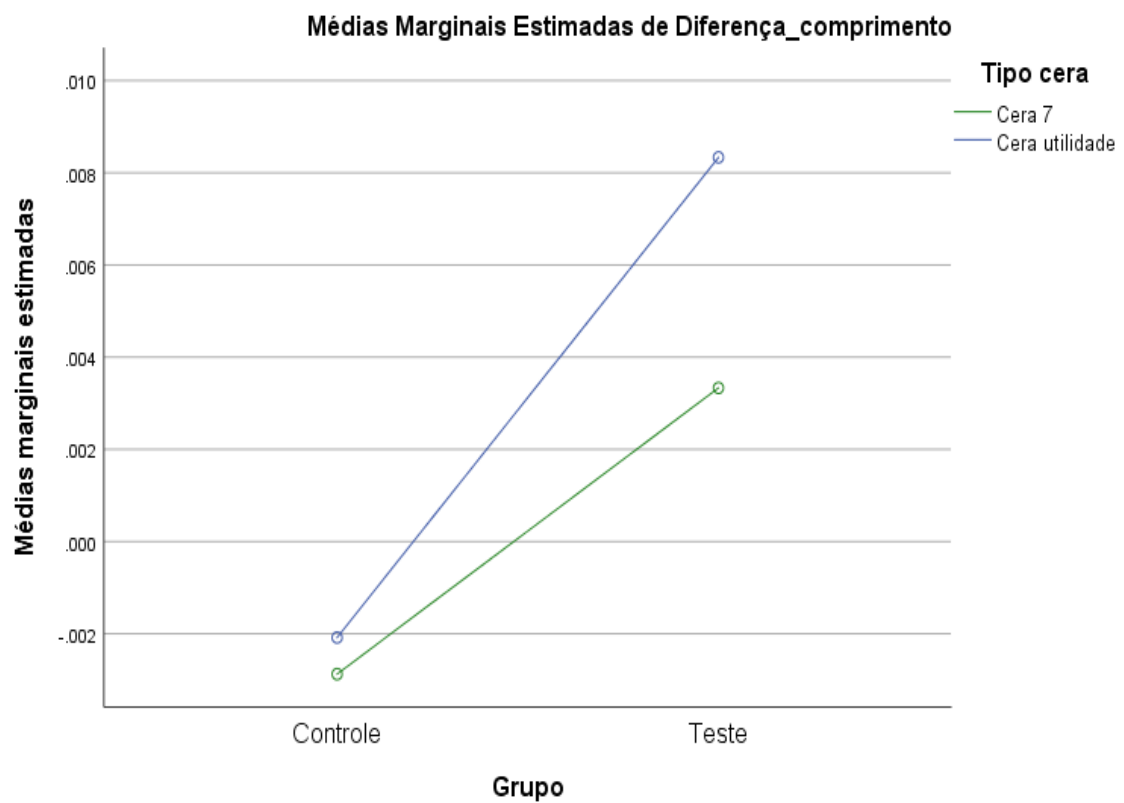


Figura 20 - Comparação de comprimento entre os grupos (controle e teste) e tipos de cera (7 e utilidade) e interação entre os fatores.

✓ **Peso**

A interação não foi significativa ($p=0,671$), o fator de tipo de cera não foi significativo ($p=0,878$) e o fator de grupo foi significativo ($p\leq 0,001$) (Figura 21).

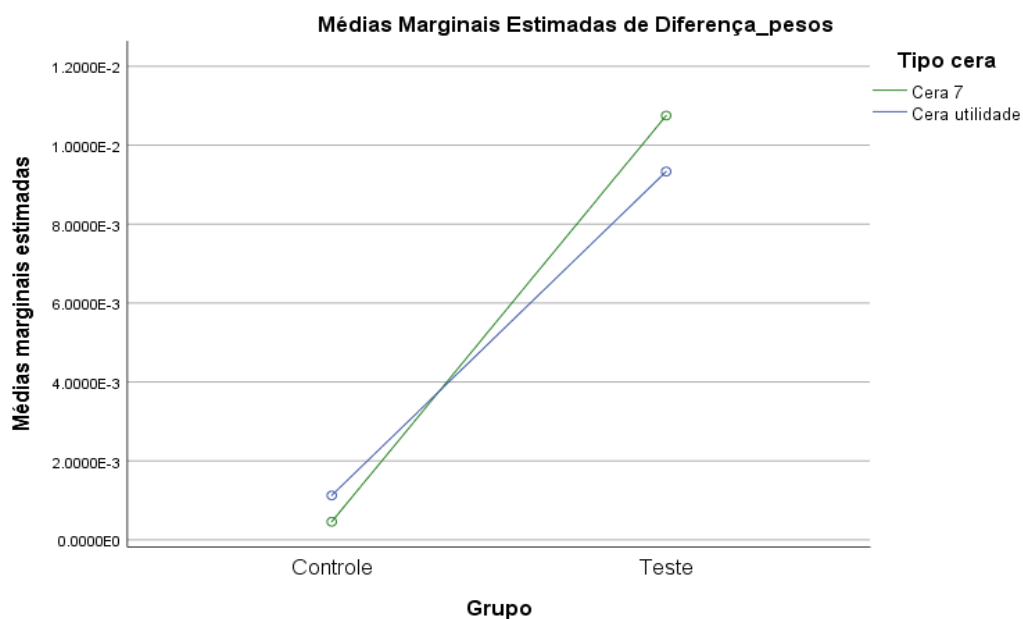


Figura 21 - Comparação do peso entre os grupos (controle e teste) e tipos de cera (7 e utilidade) e interação entre os fatores.

6.1.3 Avaliação da Densidade Unidades Hounsfield (HU)

Os 96 bloco foram avaliados através de tomografia em dois momentos distintos, um antes de serem irradiados e outro após a radiação.

Analisando descritivamente a densidade HU todos os corpos de provas, podemos verificar que a densidade (HU) média dos blocos não irradiados foi -110 e dos blocos irradiados foi -120 (Tabela 6).

Tabela 6 - Descrição do HU dos 96 corpos de prova.

Variável	N	Mínimo	Média	Mediana	Máximo	Desvio Padrão
Não irradiado	48	-115	-110	-110	-105	2,21
Irradiado	48	-268	-120	-107	-71	36,13

6.1.3.1 Comparação da densidade (HU) entre os tipos de cera

Ao avaliar a cera do tipo 7 não irradiadas e irradiadas, foram obtidas médias de -110 no grupo controle e no teste. Não sendo encontradas diferenças estatísticas para a densidade HU ($p=438$) (Figura 22).

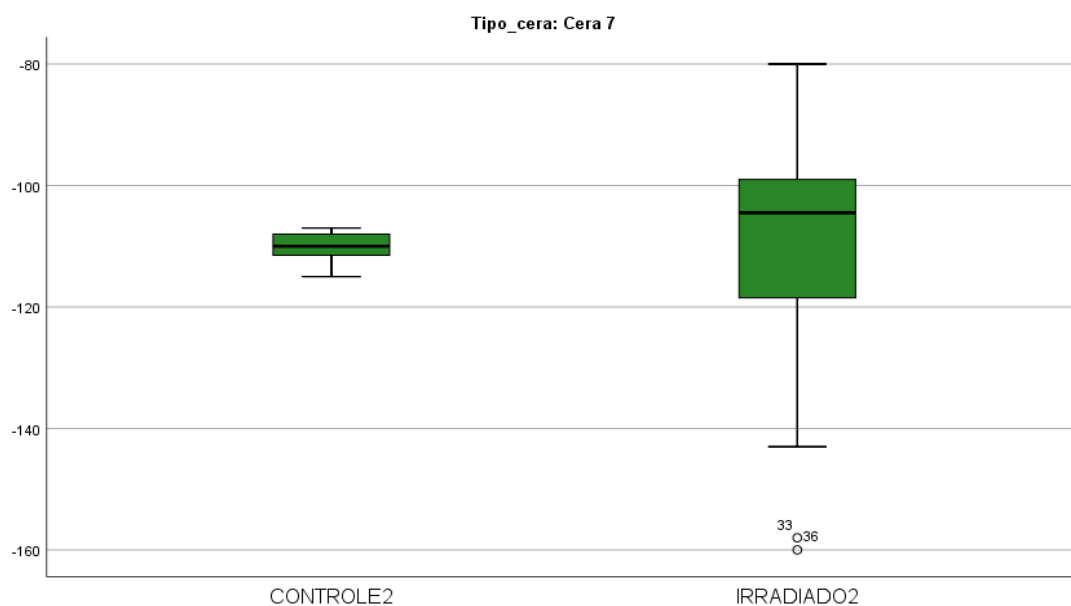


Figura 22 - Comparação de densidade HU da cera 7 antes e após a irradiação.

Ao avaliar a densidade HU da cera utilidade, a média dos blocos não irradiados foi -110 e dos bloco irradiados a média obtida foi -131, não sendo observado valores estatísticos significativos ($p=0,241$) (Figura 23) .

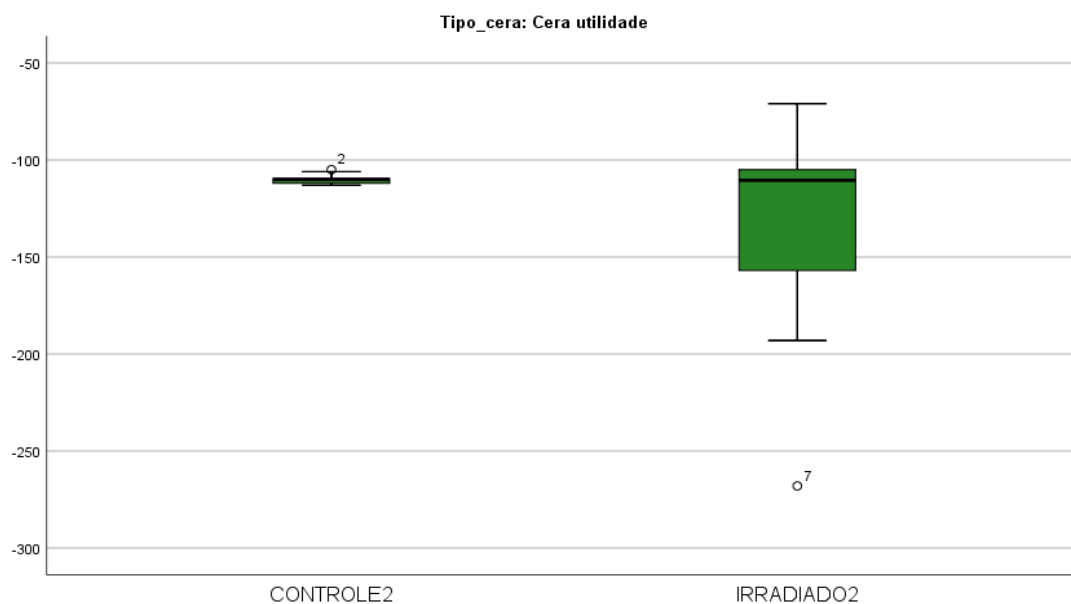


Figura 23 - Comparação de densidade HU da cera utilidade antes e após a irradiação.

6.1.3.2 Comparação da densidade (HU) entre os tipos de cera e as sessões de radioterapia

Foi possível observar que os blocos submetidos a 10 sessões de RT não apresentaram valores significativos quando comparado antes e depois de serem irradiados ($p=0,535$). Porém ao comparar os blocos antes e depois de serem irradiados em 20 e 33 sessões foi possível observar valores estatísticos significativos ($p \leq 0,001$) (Tabela 7).

Tabela 7 - Comparação da densidade (HU) antes e após a RT.

Variável	Sessão RT	Categoria	Não Irradiado (n=16)	Irradiado (n=16)	p
HU	10°	Média	-109	-114	0,535
		Mediana	-109	-101	
		Desvio padrão	2,21	48,78	
	20°	Média	-110	-143	≤0,001
		Mediana	-110	-136	
		Desvio padrão	1,50	28,95	
	33°	Média	-110	-104	≤0,001
		Mediana	-111	-104	
		Desvio padrão	2,57	2,44	

6.1.4 Avaliação da Dureza (HB)

Ao término das 33 sessões de RT, todos os 96 corpos de prova foram submetidos ao teste de HB. O valor médio de dureza obtido foi de 0,95 Kg/mm (Tabela 8).

Tabela 8 - Descritiva da dureza dos 96 corpos de prova.

Variável	N	Mínimo	Média	Mediana	Máximo	Desvio Padrão
HB (Kg/mm)	96	0,27	1,24	0,95	3,02	0,77

Legenda: Kg = quilograma ; mm= milímetro.

6.1.4.1 Comparação HB entre as sessões de RT

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as sessões de RT quanto à dureza dos corpos de prova confeccionados em cera 7 ($p=0,673$) (Tabela 9).

Tabela 9 - Comparação da dureza (HB) dos corpos de prova confeccionado em cera 7 ao longo das sessões da RT.

Variável	Sessão RT	Categoria	Cera 7 (n=8)	p
HB (Kg/mm)	10	Média	2,24	0,673
		Mediana	2,32	
		Desvio padrão	0,65	
	20	Média	2,17	
		Mediana	2,14	
		Desvio padrão	0,31	
	33	Média	2,25	
		Mediana	2,24	
		Desvio padrão	0,12	

Legenda: Kg = quilograma ; mm= milímetro

Ao avaliar os corpos de prova confeccionados em cera utilidade, houve diferença estatisticamente significativa ($p=0,007$) da dureza entre as sessões de RT (Tabela 10).

Tabela 10 - Comparação da dureza (HB) dos corpos de prova confeccionado em cera utilidade ao longo das sessões da RT.

Variável	Sessão RT (^a)	Categoria	Cera Utilid (n=8)	p
HB (Kg/mm)	10	Média	1,04	0,007
		Mediana	0,86	
		Desvio padrão	0,65	
	20	Média	0,78	
		Mediana	0,81	
		Desvio padrão	0,13	
	33	Média	0,60	
		Mediana	0,58	
		Desvio padrão	0,11	

Legenda: Kg = quilograma ; mm= milímetro.

Após realizar o teste de HB foi possível observar que a dureza da cera utilidade foi significativa entre as sessões de RT ($p=0,007$). É possível observar que as ceras irradiadas na 10^a sessão de RT apresenta valores de dureza superiores quando comparadas às demais sessões de RT (Figura 24).

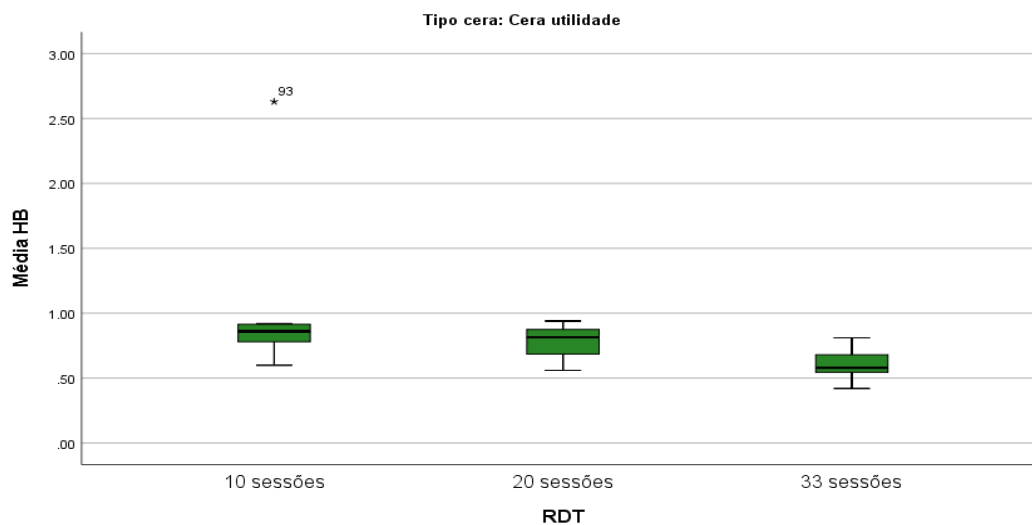


Figura 24 - Comparação da dureza (HB) entre as sessões de RT.

6.1.4.2 Comparação HB entre o grupo controle e o grupo teste

Ao realizar os testes de dureza, houve significância estatística ($p \leq 0,001$) entre os grupos. Podemos observar que o grupo teste apresentou valores de dureza superiores quando comparados ao grupo controle (Figura 25). Sendo os valores médios estatísticos para o grupo teste 1,51 e controle 1,02.

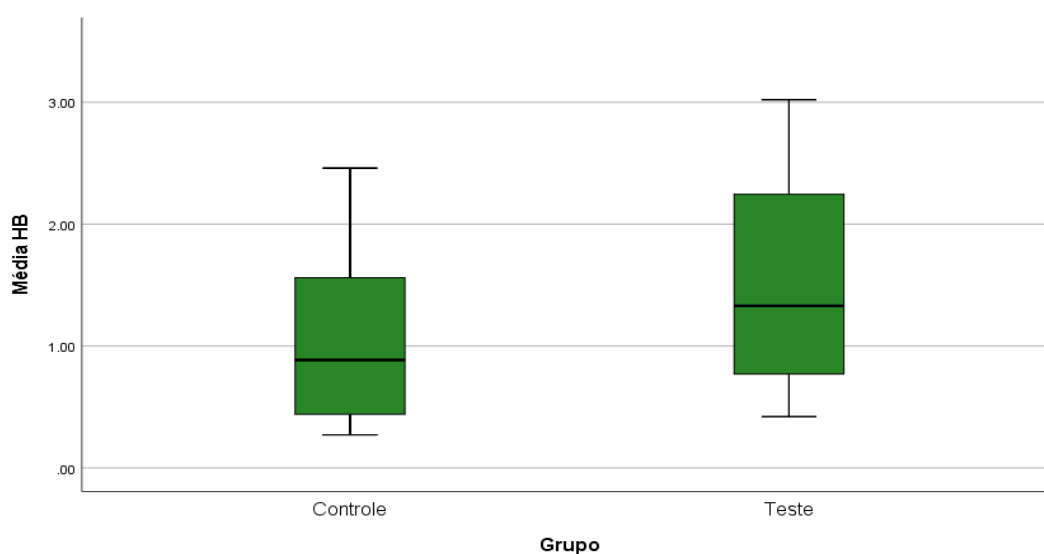


Figura 25 - Comparação da dureza (HB) entre o grupo controle e teste.

6.1.4.3 Comparação HB entre o grupo controle e o grupo teste e interação entre eles

Foi realizado Anova para dois fatores, considerando tipo de cera e grupo, além da interação entre eles.

A interação foi significativa ($p=0,014$) (Figura 26).

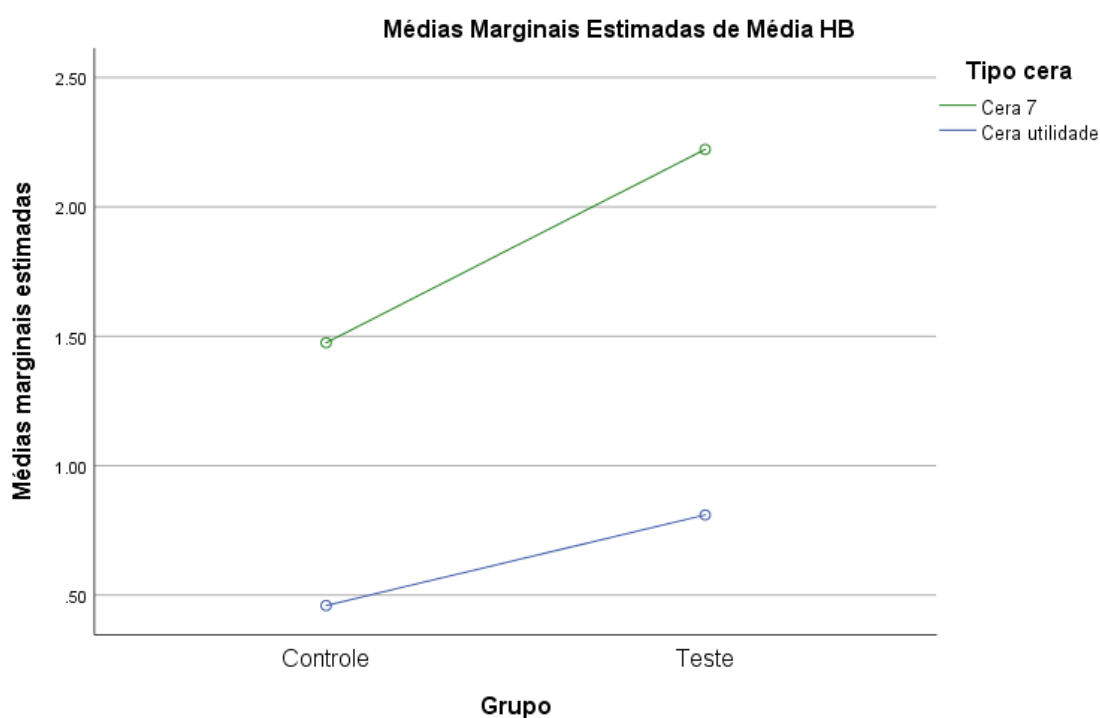


Figura 26 - Comparação da dureza (HB) entre os grupos, tipos de cera e interação entre eles.

6.1.5 Avaliação da Rigidez

Ao término das 33 sessões de RT, todos os 92 corpos de prova foram submetidos ao teste de Rigidez e o valor médio obtido foi de 280,42 N/mm. Para a definição dessa propriedade mecânica, foi necessário imprimir força nos corpos de prova e, durante a realização do teste foram perdidos 4

(quatro) blocos por cisalhamento da cera, com isso, foi obtido um número menor comparado aos demais testes (Tabela 11).

Tabela 11- Descritiva da rigidez dos 92 corpos de prova.

Variável	N	Mínimo	Média	Mediana	Máximo	Desvio Padrão
Rigidez (N/mm)	92	121,61	344,60	280,42	801,35	174,06

Legenda: N= Newton; mm= milímetro.

6.1.5.1 Comparação da Rigidez após a RT

Ao avaliar os corpos de prova feitos de cera 7 os valores de rigidez não foram significativos ($p=0,885$) entre as sessões de RT (Tabela 12).

Tabela 12 - Comparação da rigidez dos corpos de prova confeccionado em cera 7 ao longo das sessões da RT.

Variável	Sessão RT	N	Categoria	Cera 7	p
Rigidez (N/mm)	10	7	Média	535,11	0,885
			Mediana	516,72	
			Desvio padrão	189,93	
	20	6	Média	479,59	
			Mediana	503,13	
			Desvio padrão	129,93	
	33	8	Média	484,62	
			Mediana	522,43	
			Desvio padrão	122,70	

Legenda: N= Newton; mm= milímetro.

Ao avaliar os corpos de prova feitos de cera utilidade, os valores de rigidez foram significativos ($p=0,010$) entre as sessões de RT (Tabela 13).

Tabela 13 - Comparação da rigidez dos corpos de prova confeccionado em cera utilidade ao longo das sessões da RT.

Variável	Sessão RT	N	Categoria	Cera Utilid	P
Rigidez (N/mm)	10	8	Média	312,29	0,010
			Mediana	275,67	
			Desvio padrão	137,74	
	20	8	Média	194,15	
			Mediana	205,52	
			Desvio padrão	46,74	
	33	7	Média	215,25	
			Mediana	220,66	
			Desvio padrão	34,02	

Legenda: N= Newton; mm= milímetro.

Ao analisar os dados quanto à rigidez das ceras odontológicas, pode-se perceber que a cera 7 apresentou uma rigidez estatisticamente superior (487,5) quando comparado à cera utilidade (200,1), sendo estatisticamente significativo ($p \leq 0,001$) (Figura 27).

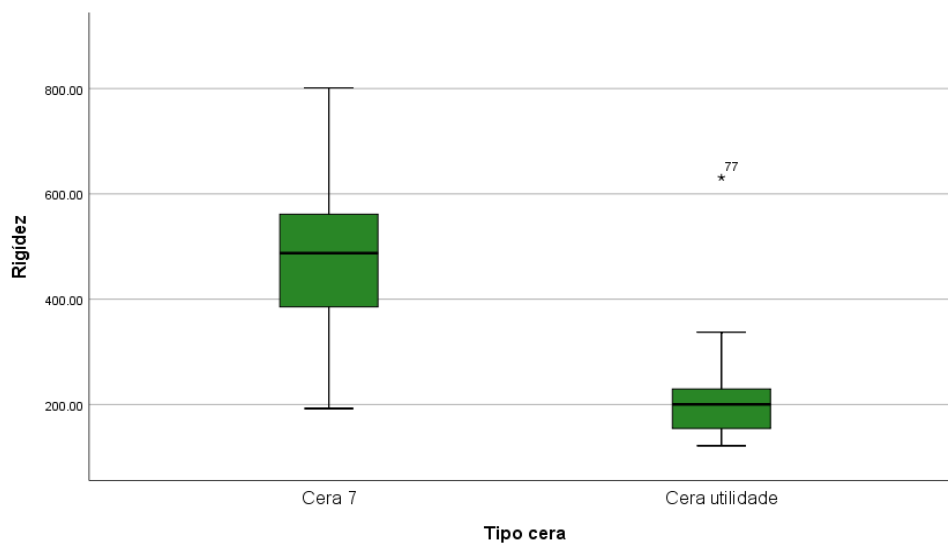


Figura 27 - Comparação da rigidez entre a cera 7 e utilidade.

Não foi identificado valor de rigidez significativo entre os grupos teste e controle ($p=0,154$).

6.1.5.2 Comparação Rigidez entre o Grupo Controle e o Grupo Teste

Foi realizado Anova para dois fatores considerando tipo de cera e grupo, além da interação entre eles.

A interação não foi significativa ($p=0,632$), o fator de tipo de cera foi significativo ($p\leq 0,001$) e o fator de grupo não foi significativo ($p=0,052$), porém não podemos desconsiderar, visto que está muito próximo do valor de significância que foi estabelecido (Figura 28).

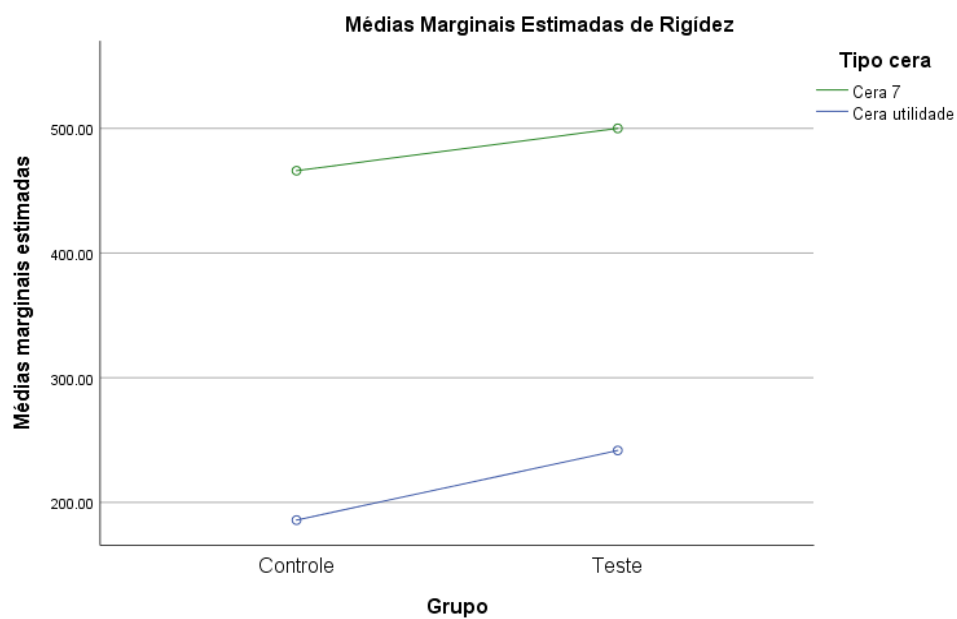


Figura 28 - Comparação da rigidez entre o grupo controle, teste e interação entre eles.

7 DISCUSSÃO

De uma forma geral, os estudos aqui realizados visam promover, cada vez mais, melhora na qualidade de vida dos pacientes oncológicos. Para isso, é de grande relevância o estabelecimento de métodos preventivos. O uso do bolus durante a RT de tumores superficiais tem sido frequentemente indicado com o intuito de superficializar o ponto de dose máxima, seja para maximizar a dose no tumor ou mesmo para limitar a penetração do feixe, assim preservando as estruturas saudáveis adjacentes ao tumor (WHITE 1978; SEGRETO 2013; SPEZZIA 2016).

Na tentativa de prevenir as complicações da RT, a multidisciplinaridade é fundamental (ROLIM et al. 2011). No planejamento radioterápico, o médico em conjunto com o físico-médico e o dosimetrista são os responsáveis por indicar a necessidade da utilização do bolus. Neste contexto, o cirurgião-dentista pelo seu conhecimento da técnica e dos materiais de moldagem é o profissional mais habilitado para confeccionar estes dispositivos. Com isso, corroboramos com os diversos estudos que enfatizam a importância do cirurgião-dentista no ambiente hospitalar (ARANEGA et al. 2012).

Atualmente há escassez de estudos avaliando a utilização destes dispositivos, bem como analisando o tipo de material mais adequado e sua estabilidade durante a RT. Nesse sentido, o presente estudo, com corpos de prova, objetivou avaliar dois tipos de ceras odontológicas (cera 7 e utilidade)

antes, durante e após a radiação com feixes de fótons, a fim de estabelecer suas possíveis alterações físico-mecânicas. Para isto, este trabalho desenvolveu uma técnica com todo o cuidado e precisão para que todos os corpos de prova fossem idênticos.

Muito discutido entre os autores são os materiais utilizados como simuladores de tecidos. Porém, estudos já mostraram que a cera odontológica é capaz de atuar como bolus, por apresentar propriedades de espalhamento e absorção semelhante ao tecido mole, além de baixo custo, praticidade e reprodutibilidade (NEVES-JUNIOR et al. 2006; CALDAS et al. 2010). Corroborando com estes autores, a confecção dos 96 corpos de prova em cera apresentou baixo custo e praticidade, além de o material ter densidade (HU) semelhante ao tecido mole.

O presente estudo analisou o DVH nos planejamentos radioterápicos (10^a, 20^a e 33^a sessões) nas três bases com os 48 corpos de prova do grupo teste. Foi possível verificar que a dose média nas três bases apresentou um valor maior que a dose de prescrição, isso corrobora com SCAFF (1997) que explica que essa característica é devida à planura do feixe, ou seja, o cálculo para entrega de dose é realizado para o centro do campo a ser irradiado, porém, em todas as extremidades do campo, há uma entrega de dose maior devido à característica intrínseca do feixe de radiação que não é perfeitamente plano.

Analisando as dimensões (largura, altura, comprimento) e peso dos corpos de prova do grupo controle e teste, foi possível identificar que as ceras irradiadas apresentaram alterações significativamente maiores quando

comparadas às ceras não-irradiadas, tanto para altura e comprimento quanto para o peso. Interessante observar que, quando comparados os tipos de cera no grupo teste, a cera odontológica do tipo 7 apresentou alterações significativamente menores em relação à cera utilidade, sofrendo alteração apenas no ganho de peso no final da RT, enquanto a cera utilidade sofreu alteração na altura e peso desde a 10ª sessão da RT. Esses efeitos (ganho de peso, altura e comprimento) podem ser relacionados ao processo de radiólise, no qual a ionização decompõe substâncias que compõem o produto irradiado, podendo trazer mudanças irreversíveis ou resultar em substâncias alheias à sua composição inicial (ANDREWS et al. 1998), visto que todas as alterações ocorreram nos corpos de prova que foram irradiados. Sabemos que as reações químicas ocorrem com conservação da massa, e somente reações nucleares de desintegração podem alterá-la. Desta maneira, pode existir algum outro fenômeno além da radiólise, mas para essa determinação é necessário realizar estudos mais pontuais para a identificação desse fenômeno. Porém essas alterações quando analisadas na perspectiva da prática clínica, acreditamos que não há relevância, visto que as alterações apresentadas no peso, altura e comprimento dos blocos não impedem ou trazem algum dano no tratamento do paciente, pois as alterações observadas nos blocos não passaram de pouquíssimo milímetros de contração da cera, que podem ser facilmente corrigidos nos sistemas de planejamento utilizados para cálculo e entrega de dose durante a RT.

A densidade (HU) do material para a confecção do bolus é uma das principais propriedades a ser avaliada, por conferir a característica de

espalhamento e absorção da radiação. No presente estudo, ao comparar o bloco confeccionado com cera do tipo 7 e do tipo utilidade, em dois momentos distintos, antes e após irradiar, ambas as ceras na 20ª e 33ª sessão apresentaram valores estatísticos significativos quando comparados aos blocos da 10ª sessão. Apesar dessa significância estatística, o valor da densidade (HU) se manteve muito próxima ao valor da densidade (HU) da água, que é definida como 0 (zero), compatível com a densidade dos tecidos humanos, não interfere assim, na qualidade e eficácia do tratamento do paciente (HOUSFIELD 1973).

Entende-se por dureza a resistência à deformação permanente produzida por penetração (ANUSAVICE 2005b). No teste de Dureza *Brinell*, comparando os grupos, observou-se que os blocos irradiados se apresentaram mais duros do que quando comparados aos blocos não irradiados. E, em relação à dureza das ceras ao longo das sessões de RT, foi verificada alteração apenas na dureza da cera utilidade, na qual se pôde observar que, além de a cera ser mais mole, houve um decréscimo da dureza dos blocos desde as primeiras sessões de RT.

Estas ceras são compostas por diferentes ceras naturais misturadas com diversos produtos como resinas, borracha, corantes, graxas, o que lhes confere diferentes propriedades (KAISER 2019). Segundo informações disponíveis nas embalagens do fabricante das ceras 7 e utilidade (marca comercial Lysanda®), ambas as ceras são compostas por hidrocarbonetos, óleos minerais e material corante. A falta de informações precisas do fabricante quanto às porcentagens destes componentes na produção dos

diferentes tipos de ceras odontológicas (7 e utilidade) foram uma das principais limitações deste estudo.

Ao determinar os valores de rigidez, que é, por conceito, a resistência de um corpo à deformação por uma força aplicada (ANUSAVICE 2005b), a cera 7 se apresentou mais rígida quando comparada à cera utilidade. Esta característica pode estar relacionada ao fato de os possíveis componentes presentes na composição da cera 7 conferirem a ela menor maleabilidade e, conseqüentemente, maior rigidez. A cera utilidade apresentou alterações significativas ao longo das sessões de RT, em que os blocos irradiados na 10ª sessão se apresentaram mais rígidos que os blocos irradiados na 20ª e 33ª sessões. CALLISTER (2006) diz que as transformações estruturais, induzidas pela radiação ionizante, produzem mudanças nas propriedades físicas e mecânicas dos materiais irradiados. Um efeito chamado reticulação, ou seja, formação de polímeros reticulares, cujas cadeias apresentam-se interligadas em forma de rede tridimensional, pode permitir a melhora na resistência à ruptura e na dureza, um aumento na temperatura de fusão e na elasticidade dos polímeros irradiados. Isso pode explicar o fato de as ceras apresentarem-se mais duras e rígidas após serem irradiadas. Do ponto de vista dosimétrico, essa alteração na rigidez da cera utilidade, não impossibilita o seu uso como bolus. Porém, na rotina do tratamento é encontrada dificuldades de utilização do bolus confeccionado em cera utilidade pela maior facilidade de sofrer pequenas deformações devido a manipulação e pressão da máscara ao longo da diversas sessões de RT.

Após os resultados obtidos neste estudo, o bolus confeccionado com

as ceras odontológicas do tipo 7 e utilidade suportam dose de radiação de 69,9Gy sem sofrer alterações que impeçam seu uso ao longo das sessões de RT, sendo materiais de escolha para os simuladores de tecido em RT. Novos estudos se faz necessário utilizando diferentes materiais com tecnologias avançadas, como impressoras 3D, para definir melhor adaptação e menores alterações das propriedades físico-mecânicas durante a RT.

8 CONCLUSÃO

- 1 As ceras odontológicas suportaram receber 69,9Gy sem sofrer alterações que impeçam o seu uso para um satisfatório tratamento radioterápico.
- 2 As ceras odontológicas do tipo 7 e utilidade apresentaram bom desempenho frente as análises físico-mecânicas, podendo ser utilizadas como material de escolha para a confecção do bolus.
- 3 Não é necessário realizar a confecção de novo bolus ao longo das sessões de RT, quando utilizado as ceras odontológicas.

9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Andrews LS, Ahmedna M, Grodner RM, et al. Food preservation using ionizing radiation. **Rev Environ Contam Toxicol** 1998;154:1-53.

Alsiyabi AS, Minsley GE. Facial moulage fabrication using a two-stage poly (vinyl siloxane) impression. **J Prosthodont** 2006;15:195-7.

Anusavice KJ. **Phillips 2005: materiais dentários**. 11^a ed. Rio de Janeiro: Elsevie; 2005a. Propriedades mecânicas dos materiais dentários; p.92-3.

Anusavice KJ. **Phillips 2005: materiais dentários**. 11^a ed. Rio de Janeiro: Elsevie; 2005b. Ceras odontológicas; p.265-74.

Aranega AM, Bassi APF, Ponzoni D, Wayama MT, Esteves JC, Garcia Junior IR. Qual a importância da Odontologia Hospitalar? **Rev Bras Odontol** 2012;69:90-3.

Caldas MP, Ramos-Perez FMM, Almeida SM, Haiter-Neto F. Comparative evaluation among different materials to replace soft tissue in oral radiology studies. **J Appl Oral Sci** 2010; 18:264-7.

Callister WD. **Fundamentos da ciência e engenharia de materiais: uma abordagem integrada**. Rio de Janeiro: LTC; 2006. Estrutura dos polímeros; p.86-112.

Cernea CR. The surgical treatment of oral cavity cancer. In: Johnson JT, Didolkar MS, editors. **Head and neck cancer**. v.III, Amsterdam: Elsevier; 1993. p.691-6.

Cervantes O. O câncer de cabeça e pescoço e a equipe multidisciplinar. In: Barros APB, Arakawa L, Tonini MD, Carvalho VA, organizadores. **Fonoaudiologia em cancerologia**. São Paulo: Fundação Oncocentro de São Paulo; 2000. p.62-71.

Elbern A. **Noções básicas de radioterapia**. Disponível em: <URL:<https://bit.ly/3b3D8te>> [2018 dez 10].

Fujimoto K, Shiinoki T, Yuasa Y, Hanazawa H, Shibuya K. Efficacy of patient-specific bolus created using three-dimensional printing technique in photon radiotherapy. **Phys Med** 2017; 38:1-9.

Housfield GN. Computadorized transverse axial scanning (tomography): part I. Descriptions of system. **Br J Radiol** 1973; 46:1016-22.

[ICRU] International Commission on Radiation Units and Measurements. **Report. 44-Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement**. 1989. Available from: <URL:<https://bit.ly/2k60vg0>> [2019 jul 15].

[ISO] International Organization for Standardization. **ISO 2039-1:2001: Plastics e determination of hardness. Part 1: ballindentation method**. Geneva: ISO; 2001. Available from: <URL:<https://bit.ly/2kDsl3B>>[2018 mai 10].

Kaiser F. **Materiais envolvidos numa fundição no laboratório**. Disponível em: <URL:<https://bit.ly/2lF6pW0>> [2019fev 2].

Khan FM, Gibbons JP. **The physics of radiation therapy**. 5th ed. Philadelphia: Lippincott; 2010. Treatment planning iii: field shaping, skin dose, and field separation; p.222-54.

Kim SW, Shin HJ, Kay CS, Son SH. A customized bolus produced using a 3-dimensional printer for radiotherapy. **PloSOne** 2014; 9:e110746.

Kruskal WH, Wallis WA. Use of ranks in one-criterion variance analysis. **J Am Stat Assoc** 1952; 47:583-621.

Mann HB, Whitney DR. On a test of whether one of two random variables is stochastically larger than the other. **Ann Math Stat** 1947;18:50-60.

Miracca RAA, Andrade Sobrinho J, Tanaka EMG. Prótese em cavidade retentiva, na reconstrução maxilofacial. **Rev Bras Prot Clin Lab** 2004; 6:175-82.

Nandi DM. **Estudo de funcionalidade e segurança para aceleradores lineares utilizados em radioterapia: uma contribuição para a gestão de tecnologia médico hospitalar**. Florianópolis; 2004. [Dissertação de Mestrado-Universidade Federal de Santa Catarina].

Neves-Junior WFP, Hashimoto MH, Santanna MC, Marcelino FAS. **Estudo das propriedades da cera odontológica para a sua utilização como bolus**. Ribeirão Preto; 2006. [Trabalho apresentação no XI Congresso Brasileiro de Física Médica, 14 a 17 de junho de 2006 - Ribeirão Preto - SP].

Park JW, Oh SA, Yea JW, Kang MK. Fabrication of malleable three-dimensional-printed customized bolus using three-dimensional scanner. **Plos One** 2017; 12:e0177562.

Podgorsak EB. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and student. In: Strydom W, Parker W, Olivares M, editores. **Electron beams: physical and clinical aspects**. Vienna; International Atomic Energy Agency; 2005. p.273-9.

Reis A, Loguercio AD, Scroeder M, Seeber A, Klein Júnior CA. Princípios básicos para a caracterização dos materiais. In: Reis A, Loguercio AD, organizadores. **Materiais dentários diretos, dos fundamentos à aplicação clínica**. São Paulo: Santos Livraria Editora; 2009. p.1-30.

Rolim AEH, Costa LJ, Ramalho LMP. Repercussões da radioterapia na região orofacial e seu tratamento. **Radiol Bras** 2011; 44:388-95.

Salamn KD, Maia WG, Rocha JR, Mei LHI. O uso de PVC no tratamento do câncer. **Rev Biotechnol Ciência e Desenv** [periódico on-line]. Disponível em: <URL:<http://www.bioteecnologia.com.br/revista/bio06/6d.pdf>>[2019jun 1].

Scaff LAM. **Física na radioterapia**. São Paulo: Sarvier; 1997. Máquinas de teleterapia; p.249-52.

Segreto HRC. Radiobiologia. In: Salvajoli JV, Souhami L, Faria SL, editores. **Radioterapia em oncologia**. 2ª ed. São Paulo: Atheneu; 2013. p.61-72.

Spezzia S. O uso de bolus na radioterapia. **Rev Fac Ciênc Méd Sorocaba** 2016;18:183-6.

Tomimasu S. **Desenvolvimento de simulador de tecido a partir do látex de borracha natural vulcanizado com raios gama**. São Paulo; 2000. [Tese Doutorado-Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares].

Vyas V, Palmer L, Mudge R, et al. On bolus for megavoltage photon and electron radiation therapy. **Med Dosim** 2013; 38:268-73.

Webb S. Intensity-modulated radiation therapy (IMRT): a clinical reality for cancer treatment, "any fool can understand this" The 2004 Silvanus Thompson Memorial Lecture. **Br J Radiol** 2005; 78(special_issue_2):S64-72.

White DR. The formulation of tissue substitute materials using basic interaction data. **Phys Med Biol** 1977; 22:889-99.

White DR. The substitutes in: experimental radiation physics. **Med Phys** 1978; 5:457-79.

APÊNDICE

Apêndice 1 – Instrumento para Avaliação de Projetos de Pesquisa



COMISSÃO DE PESQUISA – COPE INSTRUMENTO PARA AVALIAÇÃO DE PROJETOS DE PESQUISA

Título	AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES FÍSICO-MECÂNICAS DAS CERAS ODONTOLÓGICAS UTILIZADAS COMO BOLUS DURANTE A RADIOTERAPIA		
Número COPE	1194/17		
Pesquisador: Graziela Chagas Jaguar			
Aluno: Franciele B H da Costa Pereira			
Nível (4) (1) Iniciação científica (2) Especialização (3) Departamental (4) Mestrado (5) Doutorado (6) Pós-doutorado (7) Indústria (8) Outros			
Linha de Pesquisa (1) (1) Aspectos do diagnóstico e do tratamento dos pacientes com câncer (2) Aspecto psicossociais na prática oncológica (3) Biologia celular e molecular do câncer (4) Genética das neoplasias (5) Epidemiologia do câncer (6) Aspecto da resposta imune aos tumores (7) Vírus & Câncer (8) Patologia dos tumores (9) Outros			
Título 0 () não apresentado 1 (x) adequado 2 () deve ser revisto <i>Comentário:</i>			
Resumo 0 () não apresentado 1 (x) adequado 2 () deve ser revisto <i>Comentário:</i>			
Palavras-chave 0 () não apresentado 1 (x) adequado 2 () deve ser revisto <i>Comentário:</i>			
Introdução 0 () não apresentado 1 (x) adequado 2 () deve ser revisto <i>Comentário:</i> Corresponde ao tema proposto 0 () não 1 (x) sim Tamanho 0 () excessivo 1 () insuficiente 2 (x) adequado			
Objetivo			

0 () não apresentado 1 (x) adequado 2 () deve ser revisto <i>Comentário:</i>
Material e método <u>Desenho do estudo</u> (observacional transversal, coorte, caso-controle, experimental, metanálise) 0 () não apresentado 1 (x) adequado 2 () deve ser revisto 3 () não se aplica <i>Comentário:</i> <u>Critérios de exclusão e inclusão</u> 0 () não apresentado 1 () adequado 2 () deve ser revisto 3 (x) não se aplica <i>Comentário:</i> <u>Fundamentação científica e os métodos empregados</u> 0 () não apresentado 1 (X) adequado 2 () deve ser revisto 3 () não se aplica <i>Comentário:</i>
Resultados pretendidos 0 () não apresentado 1 (x) adequado 2 () deve ser revisto 3 () não se aplica <i>Comentário:</i>
Referências bibliográficas 0 () não apresentado 1 (X) adequado 2 () deve ser revisto 3 () não se aplica <i>Comentário:</i>
Prazo previsto para realização do estudo (cronograma) 0 () não apresentado 1 (x) adequado 2 () deve ser revisto 3 () não se aplica <i>Comentário:</i>
Infraestrutura para realização do projeto e pesquisadores envolvidos 0 () não apresentado 1 (x) adequado 2 () deve ser revisto 3 () não se aplica <i>Comentário:</i>
Custo e fonte de financiamento 0 (x) não apresentado 1 () adequado 2 () deve ser revisto 3 () não se aplica <i>Comentário:</i>
Relevância do projeto 1 () baixa 2 () moderada 3 (x) alta <i>Comentário:</i>
Parecer da COPE A Comissão de Pesquisa, após a apreciação e discussão do projeto em reunião do dia 17/08/2017 considera:
Parecer final: As pendências apontadas pela Comissão foram corrigidas e, dessa forma, o projeto está Aprovado.