

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Ciências de Saúde
Departamento de Odontologia



Trabalho de Conclusão de Curso

PADRONIZAÇÃO DIMENSIONAL DE PONTAS DIAMANTADAS 2135:

Estudo comparativo entre seis diferentes fabricantes

Anailson Pereira do Nascimento

Brasília, 28 de novembro de 2025

Anailson Pereira do Nascimento

PADRONIZAÇÃO DIMENSIONAL DE PONTAS DIAMANTADAS 2135:

Estudo comparativo entre seis diferentes fabricantes

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Departamento de Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, como requisito parcial para a conclusão do curso de Graduação em Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Lucas Fernando Tabata

Brasília, 2025

Anailson Pereira do Nascimento

PADRONIZAÇÃO DIMENSIONAL DE PONTAS DIAMANTADAS 2135:

Estudo comparativo entre seis diferentes fabricantes

Trabalho de Conclusão de Curso aprovado, como requisito parcial para a conclusão do curso de Graduação em Odontologia, Departamento de Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.

Data da defesa: 28 de novembro de 2025

Banca examinadora:

Prof. Dr. Lucas Fernando Tabata (Orientador)

Profa. Rafaella Maria Vasconcelos da Nóbrega

Prof. Dr. Newton Chaves Braga

Profa. Dra. Evelyn Mikaela Kogawa (Suplente)

*Dedico este trabalho à minha família, que
sempre foi meu porto seguro e inspiração.*

AGRADECIMENTOS

À minha família, por ser o alicerce de toda a minha trajetória. À minha mãe, por todo o amor, dedicação e esforço em sustentar sozinha os custos da minha formação, acreditando em mim mesmo nos momentos mais difíceis. Às minhas irmãs e à minha avó, por todo o carinho, incentivo e orgulho demonstrados em cada etapa dessa caminhada.

Ao meu namorado, João Pedro, por estar ao meu lado nessa reta final do curso, compartilhando comigo as ansiedades, conquistas e sonhos, e por ser sempre um apoio constante e sincero.

À minha amiga Samara Rocha, uma das melhores pessoas que a faculdade me apresentou, pela amizade leve, verdadeira e por tornar os dias acadêmicos mais divertidos e suportáveis.

À minha dupla, André, pela parceria em todas as clínicas, pela paciência, e companheirismo nessa jornada.

À mestrandia Tainá Xavier, pela disponibilidade e prontidão em ajudar durante a escrita deste trabalho.

Ao Professor Rodrigo Medeiros, pela disponibilidade e ajuda essencial com a análise estatística.

Ao meu orientador, Professor Tabata, pela orientação e pelas contribuições que auxiliaram no desenvolvimento desta pesquisa.

*“O objetivo da vida é o autodesenvolvimento.
Realizarmos a nossa natureza com perfeição, é
para isso que cada um de nós está aqui.”*

— Oscar Wilde

RESUMO

Introdução: As pontas diamantadas são instrumentos fundamentais na odontologia restauradora e protética, utilizadas em procedimentos que exigem precisão e controle durante o preparo dentário. No entanto, diferenças dimensionais entre fabricantes podem comprometer a reprodutibilidade dos preparos e o desempenho clínico das restaurações; **Objetivo:** Avaliar e comparar as dimensões de pontas diamantadas tronco-cônicas, modelo 2135, de granulação média, produzidas por seis diferentes fabricantes; **Método:** Foram analisadas 36 pontas diamantadas (n=6) por meio de mensurações de comprimento e diâmetro realizadas com paquímetro digital. As variáveis avaliadas incluíram comprimento total, comprimento e diâmetro da haste metálica, comprimento e diâmetro do eixo intermediário, comprimento e diâmetro da parte ativa, além do ângulo de inclinação da ponta ativa. Os dados foram submetidos à análise estatística no software Jamovi v.2.3.28, utilizando os testes de Kruskal–Wallis, ANOVA de Welch e ANOVA de um fator, com nível de significância de 5% ($p<0,05$); **Resultados:** Foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os fabricantes para a maioria dos parâmetros avaliados. O diâmetro da haste metálica foi o único parâmetro sem diferença significativa entre os grupos; **Conclusão:** As variações dimensionais encontradas indicam ausência de padronização entre os fabricantes, o que pode influenciar a precisão dos preparos dentários e a reprodutibilidade clínica. A padronização das dimensões é fundamental para garantir a segurança, o desempenho e a previsibilidade dos instrumentos rotatórios odontológicos.

Palavras-chave: Pontas diamantadas; Dimensões; Padronização; Instrumentos rotatórios odontológicos; Prótese Fixa.

ABSTRACT

Introduction: Diamond burs are essential instruments in restorative and prosthetic dentistry, used in procedures that require precision and control during tooth preparation. However, dimensional differences among brands may compromise the reproducibility of preparations and the clinical performance of restorations; **Objective:** To evaluate and compare the dimensions of medium-grit, tapered-cone diamond burs, model 2135, produced by six different brands; **Method:** Thirty-six diamond burs (n=6) were analyzed through measurements of length and diameter using a digital caliper. The evaluated variables included total length; length and diameter of the metal shank; length and diameter of the neck; length and diameter of the active part; as well as the inclination angle of the active part. Statistical analysis was conducted using Jamovi v.2.3.28 software, employing the Kruskal–Wallis test, Welch’s ANOVA, and one-way ANOVA, with a significance level of 5% ($p<0.05$); **Results:** Statistically significant differences were observed among brands for most of the evaluated parameters. The diameter of the metallic shank was the only parameter without significant differences between groups; **Conclusion:** The dimensional variations found indicate a lack of standardization among the brands, which may affect the accuracy of tooth preparations and clinical reproducibility. Dimensional standardization is essential to ensure the safety, performance, and predictability of rotary dental instruments.

Keywords: Diamond burs; Dimensions; Standardization; Rotary dental instruments; Fixed prosthesis.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 MATERIAIS E MÉTODOS	12
3 RESULTADOS	17
4 DISCUSSÃO	21
5 CONCLUSÕES	27
REFERÊNCIAS.....	28

1 INTRODUÇÃO

O uso de pontas diamantadas começou no final do século XIX e, desde então, tem sido amplamente adotado em procedimentos clínicos e laboratoriais na odontologia, incluindo preparo cavitário para restaurações diretas e indiretas, odontoplastias, retificações e acabamento de restaurações definitivas [1–11].

As pontas diamantadas tradicionais são fabricadas revestindo hastes de aço inoxidável com pequenas partículas de diamante, naturais ou sintéticos, utilizando técnicas como galvanoplastia ou brasagem [4,12]. Desenvolvida na década de 1950, essa tecnologia apresenta limitações intrínsecas, como heterogeneidade dos formatos dos grãos de diamante, dificuldade na automação do processo de produção e durabilidade reduzida [2,12,13].

Essas pontas são produzidas em diferentes granulações, definidas pela dimensão das partículas de diamante aderidas à superfície ativa [12]. A granulação influencia diretamente a capacidade de desgaste do instrumento e o acabamento da superfície dos substratos, sendo geralmente classificada como grossa, média, fina ou extrafina, conforme o tamanho dos grãos [7,13–18].

A escolha da ponta diamantada adequada depende do tamanho e da forma da ponta ativa, da morfologia da superfície a ser trabalhada e da eficiência de desgaste do instrumento rotatório, geralmente definida pela quantidade de substrato removido em um período específico [1,13,19]. Essa eficiência é influenciada por diversos fatores, incluindo a qualidade e fixação das partículas de diamante, o número de reutilizações, os métodos de esterilização, além da pressão e da refrigeração durante o uso, sendo que um tempo de desgaste mais prolongado indica menor desempenho [8,9,18–23].

Durante a realização de um preparo dental, o cirurgião-dentista deve seguir rigorosamente protocolos clínicos sistematizados, uma vez que a padronização e a reprodutibilidade dos procedimentos são fundamentais para garantir resultados previsíveis [24–29]. A aplicação adequada desses protocolos garante o sucesso e a longevidade da prótese parcial fixa, preserva a saúde dental e contribui para a satisfação do paciente [26,30–35]. A quantidade adequada de desgaste deve obedecer a princípios fundamentais, como

condições mecânicas de estabilidade e retenção, preservação da vitalidade pulpar e manutenção da saúde periodontal [24–28,30–36].

A utilização de pontas diamantadas com ângulo ou diâmetro inadequados pode causar desgaste excessivo da estrutura dentária saudável e comprometer a retenção mecânica das próteses fixas [5,6,15,16,33,37,38]. Além disso, a padronização das dimensões das pontas ativas é fundamental para o ensino da odontologia, pois estabelece medidas padrão em cada fase do preparo [5,30]. Estudos prévios já demonstraram variações dimensionais entre pontas diamantadas de diferentes marcas, tanto na haste metálica e no eixo intermediário quanto na ponta ativa [5,39].

A *International Organization for Standardization* (ISO) estabelece normas específicas para instrumentos rotatórios odontológicos [4,5,39]. A norma ISO 1797:2017 [40] estabelece critérios referentes ao diâmetro das hastes metálicas, enquanto a norma ISO 2157:2016 [41] define o diâmetro máximo da parte ativa das pontas e seus respectivos códigos de designação. Complementarmente, a ISO 7711-1:2021 [42] especifica os requisitos gerais e as tolerâncias dimensionais aplicáveis a esses instrumentos. Considerando essas normas e as possíveis variações dimensionais observadas entre fabricantes, este estudo teve como objetivo avaliar as dimensões de pontas diamantadas tronco-cônicas do modelo 2135 com granulação média produzidos por seis fabricantes.

O modelo 2135 foi selecionado no presente estudo por representar uma das pontas diamantadas tronco-cônicas mais utilizadas no ensino e na prática clínica da prótese fixa [5]. Sua geometria é amplamente empregada na conformação das paredes axiais e na definição do término cervical durante preparos para coroas totais, atuando como referência para a padronização da redução dentária e do eixo de inserção [26,30]. Além disso, estudos prévios que investigaram características dimensionais e estruturais de pontas diamantadas incluíram o modelo 2135 em suas análises, demonstrando sua representatividade e relevância clínica [4,5]. Dessa forma, a escolha desse modelo permite comparação direta dos achados com a literatura existente e reforça a aplicabilidade clínica e acadêmica dos resultados gerados [5]. A hipótese nula deste estudo estabelece que não há diferenças entre as medidas analisadas nos grupos avaliados.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram selecionadas pontas diamantadas tronco-cônicas, modelo 2135 com granulação média, de seis fabricantes disponíveis no mercado brasileiro: American Burrs (Santa Catarina, Brasil), Fava (São Paulo, Brasil), KG Sorensen (São Paulo, Brasil), All Prime (Santa Catarina, Brasil), Microdont (São Paulo, Brasil) e Jota (Rüthi, Suíça). Ao todo, foram analisadas 36 unidades (n=6), todas novas e sem uso. (figura 1).

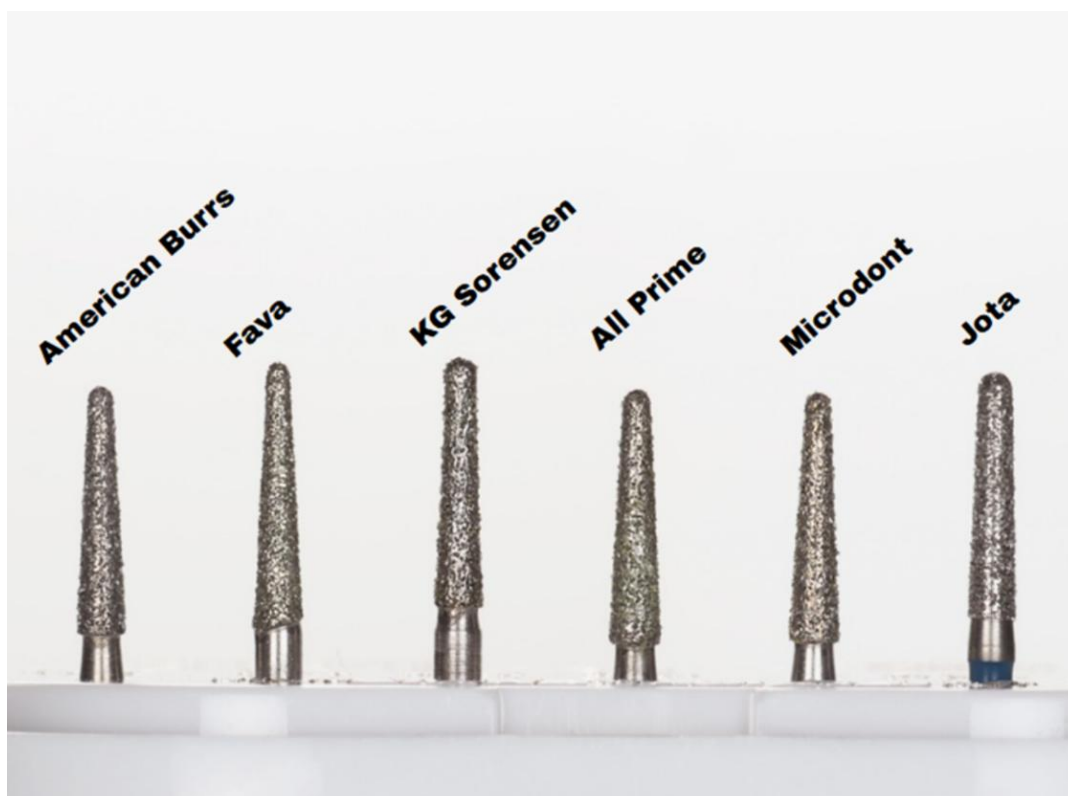


Figura 1- Pontas diamantadas modelo 2135 de granulação média das diferentes marcas analisadas

As dimensões das regiões a serem medidas foram padronizadas, tendo como referência a haste metálica, o eixo intermediário e a ponta ativa. A haste metálica foi definida como a região compreendida entre a base da ponta diamantada e a primeira marcação presente, que pode se apresentar como uma faixa de cor indicativa da granulação ou uma leve depressão, dependendo do fabricante. O eixo intermediário correspondeu à região situada entre a primeira marcação e o início da ponta ativa, caracterizada como a porção do instrumento que apresenta partículas de diamante [5].

Foram avaliadas sete regiões distintas das pontas diamantadas, de acordo com critérios específicos de medição. O comprimento total (CT) correspondeu à distância entre a extremidade da haste metálica e extremidade ponta ativa. O comprimento da haste metálica (CH) foi obtido da base da haste até o início do eixo intermediário, medido paralelamente ao eixo da ponta. O comprimento do eixo intermediário (CI) foi determinado entre a base dessa região e o início da ponta ativa. O comprimento da ponta ativa (CP) foi medido da cervical da parte ativa até sua extremidade final. O diâmetro da haste metálica (DH) foi medido perpendicularmente ao comprimento, considerando o contato entre as laterais da haste. O diâmetro do eixo intermediário (DI) correspondeu à medida da região mediana, também obtida perpendicularmente ao eixo longitudinal. O diâmetro cervical da ponta ativa (DP1) foi determinado com o paquímetro posicionado perpendicularmente à base da porção ativa, enquanto o diâmetro da extremidade da ponta ativa (DP2) foi medido nas laterais de sua extremidade, de forma perpendicular ao eixo principal do instrumento (figura 2).

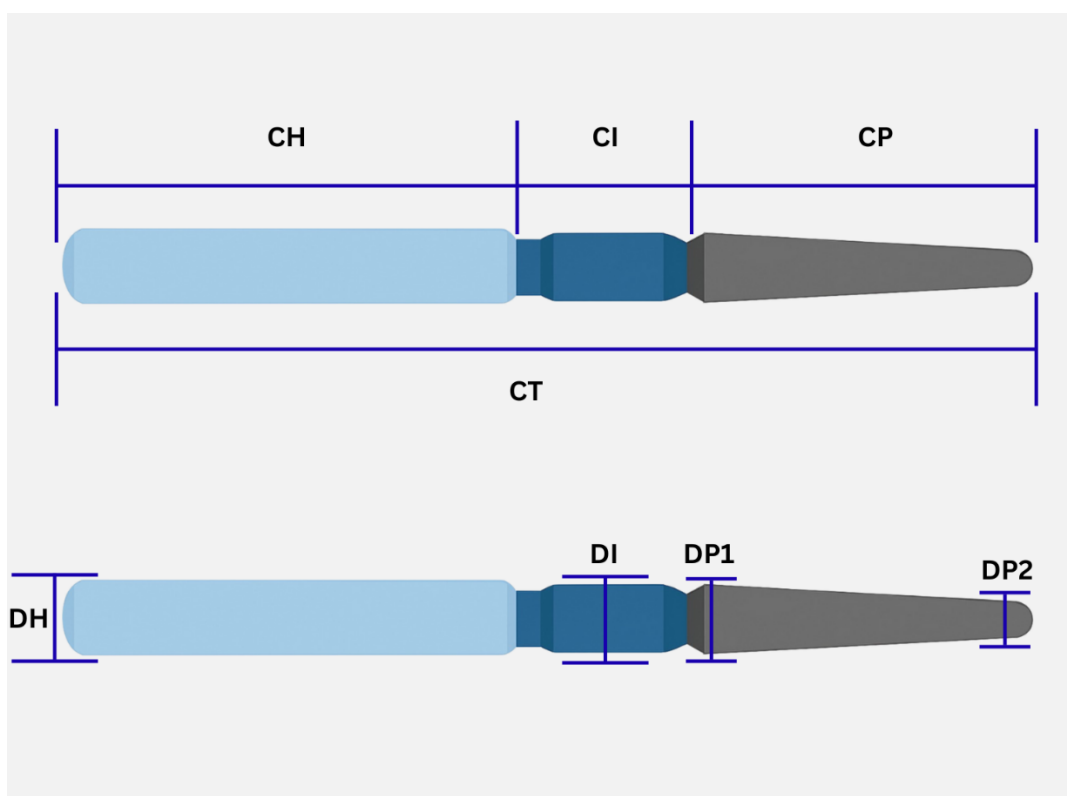


Figura 2- Representação esquemática da ponta diamantada com as regiões medidas. CT: comprimento total da ponta diamantada. CH: Comprimento da haste metálica. CI: Comprimento do eixo intermediário. CP: Comprimento da ponta ativa. DH: Diâmetro da haste metálica. DI: Diâmetro do eixo intermediário. DP1: Diâmetro cervical da ponta ativa. DP2: Diâmetro da extremidade da ponta ativa.

Todas as medições foram conduzidas por um único operador devidamente calibrado, por meio de um paquímetro digital (NEIKO 01407A, China), com precisão de até 0,01 mm (3 e 4).

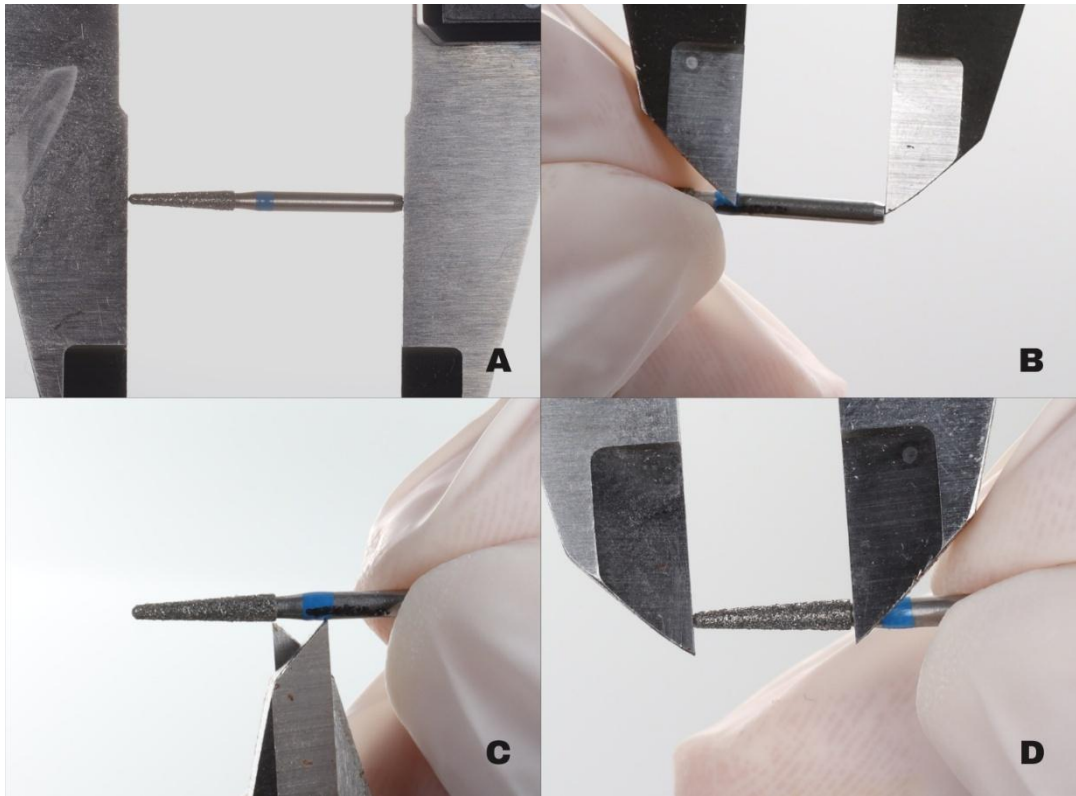


Figura 3- Posicionamento do paquímetro na medição do comprimento da ponta diamantada. A- Comprimento total da ponta diamantada (CT); B- Comprimento da haste metálica da ponta diamantada (CH); C- Comprimento do eixo intermediário da ponta diamantada; D- comprimento da ponta ativa da ponta diamantada.

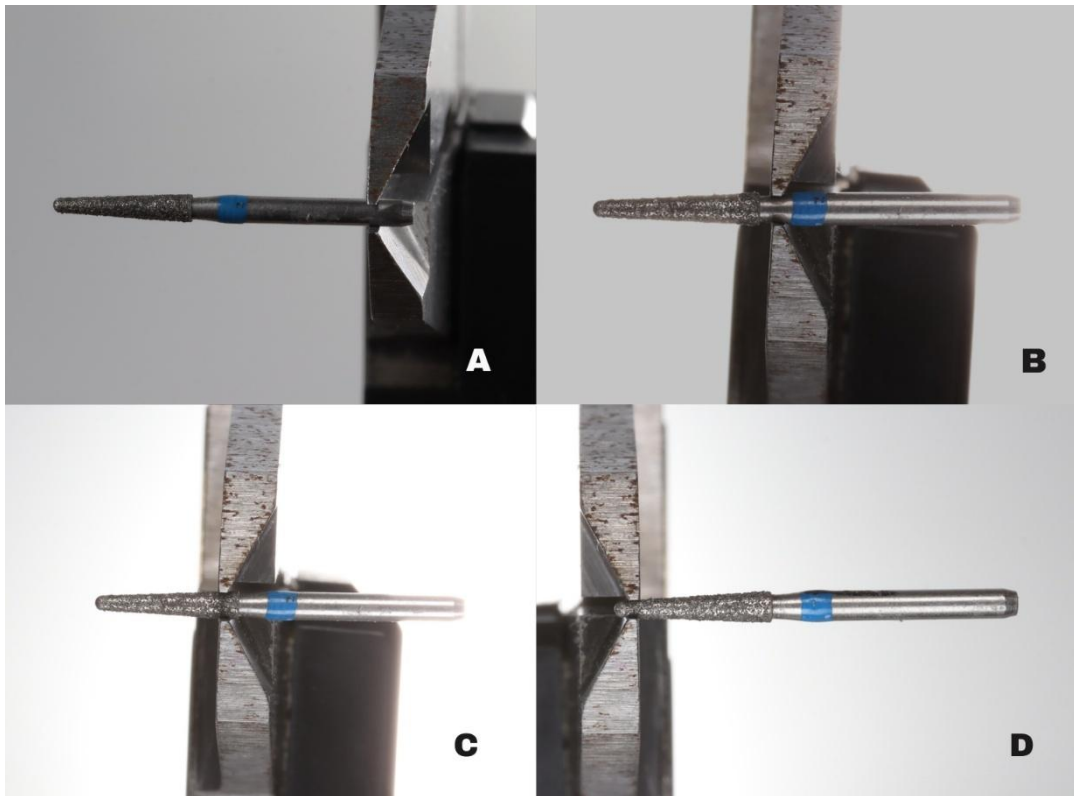


Figura 4- Posicionamento do paquímetro na medição do diâmetro da ponta diamantada. A- Diâmetro da haste (DH); B- Diâmetro do eixo intermediário; C- Diâmetro cervical da ponta ativa (DP1); D- Diâmetro da extremidade da ponta ativa (DP2).

Além das mensurações de comprimento e diâmetro, também foi calculado o ângulo de inclinação (AI) da parte ativa das pontas diamantadas, com o objetivo de avaliar a conicidade das suas paredes e sua configuração tronco-cônica. O cálculo foi realizado utilizando a fórmula aplicada a superfícies cônicas, na qual o ângulo formado por cada parede em relação ao eixo longitudinal é dado por: $AI = \tan^{-1}\left(\frac{D-d}{2L}\right)$, em que D corresponde ao DP1, d ao DP2 e L ao CP. O ângulo total da ponta (α) pode ser calculado como $\alpha=2\times AI$.

A análise estatística foi realizada no software Jamovi v. 2.3.28 (The jamovi Project, Australia). Os dados foram tabulados e avaliados quanto à normalidade e homogeneidade das variâncias pelos testes de Shapiro–Wilk e Levene, respectivamente. Parâmetros com distribuição não normal (CT, DH) foram analisados pelo teste de Kruskal–Wallis, seguido, quando houve diferença estatística, pelo Dwass–Steel–Critchlow–Fligner (DSCF) para comparações múltiplas. Para parâmetros com distribuição normal, mas variâncias heterogêneas (CH e DI), utilizou-se a ANOVA de Welch, seguida pelo teste de Games–Howell para as comparações entre os grupos. Parâmetros com distribuição normal e variâncias

homogêneas (CI, CP, DP1, DP2 e AI) foram analisados por ANOVA de um fator, seguida pelo teste de Tukey. O nível de significância adotado foi 5% ($\alpha = 0,05$).

3 RESULTADOS

Para o parâmetro CT, o teste de Kruskal–Wallis revelou diferença estatisticamente significativa entre os grupos [$\chi^2(5) = 29,6$; $p < 0,001$]. As comparações múltiplas realizadas pelo teste DSCF mostraram que as pontas All Prime, American Burrs e Microdont apresentaram as menores medianas, sem diferenças entre si. O fabricante Fava exibiu valores significativamente maiores, enquanto a KG Sorensen apresentou valores intermediários, sem diferenças estatísticas em relação a Fava e Jota (Tabela 1). Já para o parâmetro DH, não foram observadas diferenças significativas entre os grupos [$\chi^2(5) = 6,12$; $p = 0,294$].

Tabela 1- Resultado dos testes de DSCF entre os fabricantes que não apresentaram distribuição normal pelo teste de Shapiro-Wilk

Parâmetro	Fabricante	Mediana (Q1–Q3) (mm)	Valor de P
Comprimento total (CT) - mm	All Prime	21.2 (21.1–21.2) A	<.001
	American Burrs	21.2 (21.1–21.2) A	
	Fava	22.2 (22.2–22.3) B	
	Jota	22.0 (22.0–22.0) C	
	KG Sorensen	22.3 (22.3–22.4) BC	
	Microdont	21.1 (21.1–21.2) A	
Diâmetro da haste metálica (DH) - mm	All Prime	1.58 (1.57–1.58) A	0.294
	American Burrs	1.57 (1.56–1.57) A	
	Fava	1.57 (1.56–1.58) A	
	Jota	1.58 (1.57–1.58) A	
	KG Sorensen	1.58 (1.57–1.58) A	
	Microdont	1.58 (1.57–1.58) A	

Letras maiúsculas na coluna apresentam diferença estatística ($p < 0.05$)

Para o parâmetro CH, a ANOVA de Welch indicou diferença estatisticamente significativa entre os grupos [$F(5, 13,5) = 312$; $p < 0,001$]. Observou-se que o fabricante Jota apresentou a maior média ($11,4 \pm 0,05$ mm), diferindo significativamente de todos os demais.

As pontas da Microdont e All Prime exibiram médias intermediárias, enquanto American Burrs, Fava e KG Sorensen apresentaram as menores, sem diferenças significativas entre si. De modo semelhante, a análise de DI também revelou diferença significativa [$F(5, 13,6) = 107$; $p < 0,001$]. Nesse parâmetro, as pontas Fava, Jota e KG Sorensen mostraram médias mais elevadas, diferindo significativamente das pontas All Prime, American Burrs e Microdont, que apresentaram valores menores (Tabela 2).

Tabela 2- Resultado dos testes de Games-Howell entre os fabricantes que apresentaram distribuição normal, mas não homogênea.

Parâmetro	Fabricante	Média (desvio padrão) (mm)	Valor de P
Comprimento da haste metálica (CH) - mm	All Prime	10.9 (0.18) A	<.001
	American Burrs	9.76 (0.24) B	
	Fava	10.1 (0.07) B	
	Jota	11.4 (0.05) C	
	KG Sorensen	10.1 (0.08) B	
	Microdont	11.1 (0.14) A	
Diâmetro do eixo intermediário (DI) - mm	All Prime	1.43 (0.01) A	<.001
	American Burrs	1.43 (0.03) A	
	Fava	1.57 (0.01) B	
	Jota	1.57 (0.01) B	
	KG Sorensen	1.57 (0.01) B	
	Microdont	1.46 (0.02) A	

Letras maiúsculas na coluna apresentam diferença estatística ($p < 0.05$)

A comparação múltipla entre os fabricantes que apresentaram distribuição normal e homogênea está apresentada na Tabela 3. Para o parâmetro CI, a ANOVA de um fator revelou diferença estatisticamente significativa entre os grupos [$F(5, 13,8) = 329$; $p < 0,001$]. Houve ampla variação entre as médias, com destaque para a KG Sorensen, que apresentou o maior valor ($4,08 \pm 0,08$ mm), diferindo significativamente das demais marcas. Microdont e All Prime exibiram os menores comprimentos, sem diferença entre si.

No parâmetro CP, a diferença também foi significativa [$F(5, 13,7) = 7,62$; $p = 0,001$], embora as variações numéricas fossem pequenas. Apenas a Fava apresentou média distinta em relação aos outros fabricantes, indicando comportamento ligeiramente diferente.

Quanto ao DP1, as médias variaram de $1,60 \pm 0,01$ mm (Fava) a $1,67 \pm 0,03$ mm (Microdont), sendo a diferença estatisticamente significativa [$F(5, 13,7) = 7,18$; $p = 0,002$]. No entanto, American Burrs, Jota e KG Sorensen não diferiram entre si, assim como All Prime e Microdont, enquanto Fava apresentou a menor média.

O parâmetro DP2 apresentou grandes variações entre os fabricantes [$F(5, 13,7) = 71,0$; $p < 0,001$]. As médias oscilaram de $0,88 \pm 0,02$ mm (Fava) a $1,23 \pm 0,03$ mm (Jota). American Burrs ($0,96 \pm 0,02$ mm) e Microdont ($0,95 \pm 0,01$ mm) não diferiram, e All Prime ($1,00 \pm 0,02$ mm) apresentou valores intermediários, sem diferença significativa em relação a American Burrs e KG Sorensen.

Para o parâmetro AI, também foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os fabricantes ($F = 53,1$; $p < 0,001$). Os valores médios variaram de $1,35^\circ$ a $2,47^\circ$, evidenciando variação geométrica relevante entre as marcas. Os menores ângulos de inclinação foram encontrados nas pontas Jota e KG Sorensen, que não apresentaram diferença estatística entre si, indicando paredes mais paralelas e menor conicidade. Em contraste, Microdont apresentou o maior AI entre os fabricantes avaliados. Fava e American Burrs exibiram valores intermediários e não diferiram estatisticamente de Microdont ou de All Prime.

Tabela 3: Resultado dos testes de Tukey entre os fabricantes que apresentaram distribuição normal e homogênea.

Parâmetro	Fabricante	Média (desvio padrão)	Valor de P
ângulo de inclinação (AI)- graus	All Prime	2.26 (0.05) A	<.001
	American Burrs	2.34 (0.07) AB	
	Fava	2.38 (0.13) AB	
	Jota	1.35 (0.16) C	
	KG Sorensen	2.00 (0.06) C	
	Microdont	2.47 (0.09) B	
	All Prime	8.17 (0.09) A	<.001

Parâmetro	Fabricante	Média (desvio padrão)	Valor de P
Comprimento da ponta ativa (CP) - mm	American Burrs	8.21 (0.04) A	
	Fava	8.49 (0.10) B	
	Jota	8.20 (0.14) A	
	KG Sorensen	8.22 (0.07) A	
	Microdont	8.23 (0.05) A	
Comprimento intermediário (CI) - mm	All Prime	1.96 (0.13) A	<.001
	American Burrs	3.15 (0.28) B	
	Fava	3.61 (0.10) C	
	Jota	2.48 (0.09) D	
	KG Sorensen	4.08 (0.08) E	
	Microdont	1.84 (0.17) A	
Diâmetro cervical da ponta ativa (DP1) - mm	All Prime	1.65 (0.02) A	.002
	American Burrs	1.63 (0.01) AB	
	Fava	1.60 (0.01) B	
	Jota	1.62 (0.03) AB	
	KG Sorensen	1.62 (0.03) AB	
	Microdont	1.67 (0.03) A	
Diâmetro do ápice da ponta ativa (DP2) - mm	All Prime	1.00 (0.02) AD	<,001
	American Burrs	0.96 (0.02) A	
	Fava	0.88 (0.02) B	
	Jota	1.23 (0.03) C	
	KG Sorensen	1.04 (0.04) D	
	Microdont	0.95 (0.01) A	

Letras maiúsculas na coluna apresentam diferença estatística (p<0.05)

4 DISCUSSÃO

As pontas diamantadas são instrumentos fundamentais na prática odontológica contemporânea, cuja versatilidade se deve à capacidade de realizar desgaste controlado e eficiente de tecidos dentários e materiais restauradores [1–6,8–10]. Dessa forma, são indispensáveis na odontologia restauradora e protética, especialmente durante o preparo dentário para próteses fixas, etapa que exige precisão, controle e padronização nas suas dimensões [26,29,31,33,38]. A confecção de preparos adequados depende não apenas da habilidade do operador, mas também da morfologia e das dimensões das pontas diamantadas, que podem determinar a quantidade e a uniformidade do desgaste promovido sobre a estrutura dental [5,6,14,15,30,37–39].

Neste estudo, o objetivo foi realizar a análise dimensional de pontas diamantadas tronco-cônicas, modelo 2135 de granulação média, de diferentes fabricantes. A análise revelou diferenças estatisticamente significativas entre os seis fabricantes avaliados, levando à rejeição da hipótese nula. Esses achados evidenciam inconsistência dimensional entre instrumentos que, em teoria, deveriam apresentar equivalência geométrica segundo o mesmo código ISO. Essa falta de uniformidade pode gerar implicações clínicas e pedagógicas importantes, comprometendo a precisão dos preparos dentários e a reprodutibilidade de técnicas odontológicas [5,25,28].

O comprimento total das pontas diamantadas variou significativamente entre os fabricantes, com valores medianos entre 21,1 mm e 22,3 mm. Segundo a ISO 7711-1:2021 [42], pontas com a parte ativa entre 7,5 mm e 9 mm de tamanho padrão devem apresentar comprimento total entre 19,5 mm e 22,0 mm, admitindo-se tolerância de $\pm 0,5$ mm. Dessa forma, as variações observadas permanecem dentro do intervalo especificado pela norma, indicando conformidade dimensional, embora revelem diferenças de padronização entre fabricantes. Apesar de pequenas, essas diferenças indicam ausência de padronização entre as marcas, possivelmente decorrente de variações nos processos de fabricação e montagem entre a haste e a parte ativa [12]. Resultados semelhantes foram reportados por Machado et al. [5], que também avaliaram as dimensões do modelo 2135 de diferentes fabricantes, incluindo Fava, KG Sorensen e Microdont, as quais foram igualmente analisadas no presente estudo.

Do ponto de vista clínico, o comprimento total da ponta parece ter implicação predominantemente ergonômica, influenciando a acessibilidade a determinadas regiões da cavidade bucal e a estabilidade do instrumento durante o preparo [5]. É importante destacar que variações no comprimento da haste metálica, do eixo intermediário ou da parte ativa repercutem diretamente no comprimento total do instrumento, uma vez que essa medida corresponde à soma das dimensões dessas três regiões.

Em relação ao comprimento da haste metálica observou-se discrepância significativa entre os fabricantes, com valores que variaram de 9,76 mm (American Burrs) a 11,4 mm (Jota). De acordo com a ISO 1797:2017 [40], hastes do tipo 3 (FG), utilizadas em canetas de alta rotação, deve ser de no mínimo 11 mm para garantir o encaixe adequado. Dessa forma, apenas as marcas Jota, All Prime e Microdont estiveram em conformidade com a especificação, enquanto as demais apresentaram valores inferiores aos limites definidos pela norma. Resultados semelhantes foram encontrados por Machado et al. [5].

O diâmetro da haste metálica foi o único parâmetro que não apresentou diferença estatisticamente significativa entre as marcas, resultado que contrasta com os achados de Machado et al. [5] e Andrade et al. [39] que observaram variações entre fabricantes. Apesar da homogeneidade estatística, nenhum dos fabricantes atendeu aos requisitos da ISO 1797:2017 [40], a qual estabelece que hastes metálicas de instrumentos rotatórios odontológicos do tipo FG devem apresentar diâmetro de $1,60 \pm 0,01$ mm. No presente estudo, as medianas observadas variaram entre 1,57 mm e 1,58 mm (Tabela 1), valores ligeiramente abaixo da faixa permitida pela norma.

O encaixe preciso na caneta de alta rotação é essencial para a segurança e o desempenho clínico. Caso o diâmetro da haste seja menor que o orifício de encaixe, há risco de desprendimento durante o uso, o que pode comprometer o procedimento e causar acidentes [5,39]. Por outro lado, se o diâmetro for maior, podem ocorrer danos aos rolamentos do equipamento e dificuldade no encaixe e desencaixe da ponta diamantada, exigindo força excessiva para sua inserção ou remoção [4,5]. Além disso, o diâmetro do orifício da caneta de alta rotação também influencia diretamente essa adaptação, como relatado por Machado et al. [5], que observaram variações entre diferentes marcas de motores, evidenciando que discrepâncias dimensionais entre o orifício de encaixe e a haste metálica podem afetar a estabilidade e o funcionamento do conjunto rotatório.

Para o comprimento do eixo intermediário, observou-se diferença estatisticamente significativa entre os fabricantes, destacando-se a KG Sorensen, que apresentou o maior valor ($4,08 \pm 0,08$ mm). Esses resultados estão alinhados com os achados de Machado et al. [5], que também relataram discrepâncias nessa medida entre diferentes marcas. Dessa forma, essa variação pode influenciar diretamente o comprimento total da ponta, uma vez que pequenas diferenças no eixo intermediário repercutem na dimensão global do instrumento, podendo favorecer o alcance de áreas mais distantes na cavidade oral [25].

No parâmetro referente ao diâmetro do eixo intermediário, as marcas Fava, Jota e KG Sorensen apresentaram valores mais elevados, enquanto All Prime, American Burrs e Microdont exibiram dimensões menores. Esses achados corroboram observações de outros estudos [4,5,39]. Essa região desempenha papel fundamental na estabilidade estrutural entre a haste metálica e a porção ativa, influenciando a resistência mecânica e a durabilidade do instrumento. Um eixo mais espesso confere maior rigidez e menor flexão, favorecendo desgastes mais precisos e maior vida útil da ponta [4,5,39]. Por outro lado, eixos mais delgados podem resultar em fraturas ou microdeflexões durante o uso, reduzindo o controle do operador e a qualidade da superfície preparada, além de representar risco de acidentes tanto para o paciente quanto para o profissional em caso de fratura acidental do instrumento [4,5,39].

De acordo com as normas ISO 2157:2016 e 7711-1:2021 [41,42], as pontas diamantadas devem seguir parâmetros padronizados quanto à designação e ao método de medição de suas dimensões, sendo o maior diâmetro da parte ativa representado por um código numérico. No caso do modelo 2135, o código 016 indica um diâmetro máximo de $1,60 \pm 0,10$ mm. Entretanto, o comprimento da parte ativa não possui valor padronizado pela norma, sendo definido pelos fabricantes conforme o modelo e sua finalidade clínica. A ISO 7711-1:2021 [42] estabelece, contudo, que quando o fabricante declara o comprimento da parte ativa, é admitida uma tolerância de $\pm 0,5$ mm. Para a ponta 2135, os catálogos comerciais das fabricantes avaliadas informam um comprimento ativo de 8 mm.

No presente estudo, apenas o fabricante Fava apresentou variação estatisticamente significativa no comprimento da parte ativa, com médias ligeiramente superiores às demais marcas. Todas as pontas avaliadas, entretanto, exibiram valores levemente superiores aos informados em seus catálogos comerciais, com diferença aproximada de 0,5 mm para a Fava e cerca de 0,2 mm para os demais fabricantes, conforme mostrado na Tabela 3. Segundo a

ISO 7711-1:2021 [42], quando o fabricante designa o comprimento da parte ativa, é admitida uma tolerância de $\pm 0,5$ mm, o que indica que as variações observadas neste estudo permanecem dentro do limite aceitável.

Uma parte ativa mais longa pode proporcionar ao cirurgião-dentista maior área de contato com a coroa dentária durante o preparo, favorecendo a padronização da angulação e o controle do desgaste [5]. Entretanto, esse maior comprimento tende a ser mais vantajoso em dentes anteriores, devido à sua anatomia alongada, enquanto em dentes posteriores pode representar uma limitação, especialmente em pacientes com reduzida abertura bucal [11]. Além disso, o comprimento da ponta ativa está diretamente relacionado à inclinação de suas paredes, influenciando a conicidade e, conseqüentemente, o formato final do preparo dentário [5,26].

Em relação ao diâmetro cervical da ponta ativa, observou-se diferença estatisticamente significativa entre os fabricantes, com variação de $1,60 \pm 0,01$ mm (Fava) a $1,67 \pm 0,03$ mm (Microdont). Embora tenham sido detectadas diferenças, essa região representa o maior diâmetro da parte ativa, e todos os valores encontrados estão em conformidade com as normas ISO 2157:2016 e ISO 7711-1:2021 [41,42], que designam para o modelo 2135 o código 016, correspondente a um diâmetro nominal de 1,6 mm, com tolerância permitida de $\pm 0,10$ mm. Resultados semelhantes foram relatados por Machado et al. [5], embora o referido estudo tenha apresentado diferenças mais acentuadas entre os fabricantes, possivelmente em decorrência de um número amostral maior.

Já o diâmetro da extremidade da ponta ativa apresentou variações mais acentuadas entre os fabricantes, oscilando de $0,88 \pm 0,02$ mm (Fava) a $1,23 \pm 0,03$ mm (Jota). Os resultados divergiram parcialmente dos relatados por Machado et al. [5] para as mesmas marcas, possivelmente devido a diferenças de lote ou metodologia de medição. Como demonstrado em diversos estudos, os diferentes tipos de término cervical determinam o espaço disponível para o material restaurador e a espessura uniforme do cimento, influenciando diretamente a adaptação marginal e o sucesso das próteses fixas [25,26,31,32,35,36,38]. Considerando que cada tipo de restauração, metalocerâmica ou livre de metal, demanda profundidades específicas de desgaste, o diâmetro da extremidade da ponta ativa pode atuar como guia de profundidade durante o preparo [26,30,35]. Dessa forma, variações dimensionais entre fabricantes têm potencial para alterar o contorno do término cervical, afetando a reprodutibilidade e a previsibilidade dos preparos [26–28,30].

Além disso, variações no comprimento da parte ativa e nos diâmetros cervical e da extremidade das pontas diamantadas resultam em diferentes ângulos de convergência, como demonstrado no presente estudo. O ângulo de inclinação (AI) apresentou diferenças significativas entre os fabricantes, sendo Jota e KG Sorensen aqueles com os menores valores. É importante ressaltar que o AI representa a inclinação de apenas uma parede da ponta; assim, a conicidade total corresponde aproximadamente ao dobro dessas medidas, resultando em valores próximos de 2,7° para Jota e 4,0° para KG Sorensen.

Embora não tenham sido identificados na literatura estudos que avaliem especificamente o ângulo de inclinação em pontas diamantadas, a revisão sistemática de Tiu et al. [26] demonstrou que recomendações clássicas de 2° a 5° de convergência em preparos dentários são raramente atingidas na prática clínica, sendo mais realista considerar valores entre 10° e 22° como faixa aceitável para retenção e resistência adequadas, ainda que se mantenha o consenso de que aumentos na conicidade reduzem a retenção, especialmente em dentes com altura coronária reduzida.

Assim, pontas com menores valores de AI, quando conduzidas paralelas ao longo eixo do dente, tendem a produzir preparos com menor conicidade total [26,27,30]. Essa redução pode repercutir na cimentação e nos princípios mecânicos de retenção e resistência das próteses, além de dificultar a padronização didática no ensino de preparos protéticos [29–31,33,35].

Por fim, como discutido anteriormente, a inconsistência dimensional entre pontas diamantadas pode impactar diretamente o desempenho clínico das restaurações, uma vez que pequenas variações geométricas alteram o ângulo e a profundidade do preparo, comprometendo a regularidade do término cervical e a adaptação marginal da prótese [30–32,35,36,38]. Desgastes excessivos podem reduzir a espessura das paredes dentárias, diminuir a resistência à fratura e aumentar o risco de exposição pulpar, além de comprometer a retenção e a adaptação marginal das próteses, especialmente em restaurações cerâmicas translúcidas. Dessa forma, compreender a relação entre o formato geométrico da ponta diamantada, o tipo de término cervical e o material restaurador é essencial para equilibrar a rigidez estrutural da restauração e a preservação do tecido dentário [5,6,30–32,35,36,38].

Além disso, diferenças no tamanho dos grãos abrasivos entre pontas de granulações distintas talvez possam modificar o volume e a geometria final do instrumento, sendo importante que estudos futuros avaliem se pontas com granulação mais fina apresentam

variações dimensionais em relação às de granulação média. Da mesma forma, informações técnicas fornecidas por alguns fabricantes sobre o uso de múltiplas camadas de diamante merecem investigação, uma vez que a sobreposição dessas camadas pode alterar o diâmetro e o comprimento efetivo da parte ativa [12]. Ressalta-se ainda que a amostra reduzida ($n=6$ por fabricante) e o foco exclusivo no modelo 2135 de granulação média limitam a generalização dos resultados, embora o método empregado tenha permitido comparações consistentes entre marcas.

5 CONCLUSÕES

Com base nos resultados do presente estudo, foi possível concluir que:

- Houve diferenças estatisticamente significativas para a maioria dos parâmetros avaliados, indicando falta de padronização dimensional nas pontas diamantadas modelo 2135 de granulação média entre os fabricantes avaliados.
- O diâmetro da haste metálica foi o único parâmetro sem diferença estatística significativa entre os fabricantes, embora as medidas tenham ficado ligeiramente abaixo do valor especificado pela ISO 1797:2017.
- O comprimento da parte ativa apresentou variação estatisticamente significativa apenas para a fabricante Fava, que exibiu valores superiores aos dos demais fabricantes, embora todos permanecessem dentro dos limites permitidos pela ISO 7711-1:2021.
- O comprimento do eixo intermediário e o diâmetro da extremidade da ponta ativa foram os parâmetros mais variáveis entre os fabricantes.
- O ângulo de inclinação também apresentou diferenças expressivas entre os fabricantes, com valores que variaram de instrumentos mais paralelos (como os da Jota) a instrumentos com maior ângulo de convergência (como os da Fava). Essas variações podem alterar a inclinação das paredes axiais durante o preparo, influenciando diretamente a retenção da prótese.

REFERÊNCIAS

1. Siegel SC, von Fraunhofer JA. Assessing the cutting efficiency of dental diamond burs. J Am Dent Assoc. 1996 Jun;127(6):763–72. DOI:10.14219/jada.archive.1996.0312
2. Borges CFM, Magne P, Pfender E, Heberlein J. Dental diamond burs made with a new technology. J Prosthet Dent. 1999 Jul;82(1):73–9. DOI:10.1016/S0022-3913(99)70130-7
3. Bae JH, Yi J, Kim S, Shim JS, Lee KW. Changes in the cutting efficiency of different types of dental diamond rotary instrument with repeated cuts and disinfection. J Prosthet Dent. 2014 Jan;111(1):64–70. DOI:10.1016/j.prosdent.2013.07.002
4. Soares P V, Tolentino AB, Vitor ;, Faria LG, Ramon ;, Gonzaga CQ, et al. Influência do Modelo e Marca de Ponta Diamantada na Resistência Flexural Influence of Model and Brand of Diamond Bur in Flexural Strength. Rev Odontol Bras Central. 2013;21(60).
5. Machado AC, Tolentino AB, Spini PHR, Gonzaga RCQ, Zeola LF, Reis BR, et al. Análise das dimensões padrões das macrogeometrias de pontas diamantadas de diferentes fabricantes e modelos. Revista odontológica Brasil Central. 2014;
6. Song XF, Jin CX, Yin L. Quantitative assessment of the enamel machinability in tooth preparation with dental diamond burs. J Mech Behav Biomed Mater. 2015 Feb 1;41:1–12. DOI:10.1016/j.jmbbm.2014.09.024
7. Song XF, Yin L. The Quantitative Effect of Diamond Grit Size on the Subsurface Damage Induced in Dental Adjustment of Porcelain Surfaces. Proc Inst Mech Eng H. 2010 Oct 1;224(10):1185–94. DOI:10.1243/09544119JEM737
8. Emir F, Ayyildiz S, Sahin C. What is the changing frequency of diamond burs? J Adv Prosthodont. 2018 Apr 1;10(2):93. DOI:10.4047/jap.2018.10.2.93
9. Gonzaga C, Falcão Spina D, de Paiva Bertoli F, Feres R, Franco Fernandes A, da Cunha L. Cutting efficiency of different diamond burs after repeated cuts and sterilization cycles in autoclave. Indian Journal of Dental Research. 2019 Nov 1;30(6):915. DOI:10.4103/ijdr.IJDR_122_18
10. Ciora E, Miron M, Bojoga D, Lungeanu D, Jivanescu A. Evaluation of the Pulp Chamber Temperature during Tooth Veneer Preparation Using Burs with Different Degrees of

Wear—A Preliminary In Vitro Study. *Dent J (Basel)*. 2023 Aug 1;11(8).
DOI:10.3390/dj11080197

11. Patel S, Rhodes J. A practical guide to endodontic access cavity preparation in molar teeth. *Br Dent J*. 2007 Aug 11;203(3):133–40. DOI:10.1038/bdj.2007.682
12. Siegel SC, Von Fraunhofer JA. Dental cutting: The historical development of diamond burs. *The Journal of the American Dental Association*. 1998 Jun;129(6):740–5. DOI:10.14219/jada.archive.1998.0316
13. Borzangy S, Bahabri RH, Alsani AA, Alqutaibi AY, Alghauli MA, AbdElaziz MH. Cutting efficiency of different dental diamond rotary instruments for sectioning monolithic zirconia and lithium disilicate crowns. *BMC Oral Health*. 2024 Dec 1;24(1). DOI:10.1186/s12903-024-04901-7
14. Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV, Coutinho E, Van Landuyt KL, Poitevin A, et al. Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dental Materials*. 2008 Jul;24(7):978–85. DOI:10.1016/j.dental.2007.11.019
15. Ayad MF, Johnston WM, Rosenstiel SF. Influence of dental rotary instruments on the roughness and wettability of human dentin surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2009 Aug;102(2):81–8. DOI:10.1016/S0022-3913(09)60114-1
16. Li YQ, Wang H, Wang YJ, Chen JH. Effect of different grit sizes of diamond rotary instruments for tooth preparation on the retention and adaptation of complete coverage restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2012 Feb;107(2):86–93. DOI:10.1016/S0022-3913(12)60029-8
17. Valente LL, Silva MF, Fonseca AS, Münchow EA, Isolan CP, Moraes RR. Effect of Diamond Bur Grit Size on Composite Repair. *J Adhes Dent*. 2015;17(3):257–63. DOI:10.3290/j.jad.a34398
18. Rotella M, Ercoli C, Funkenbusch PD, Russell S, Feng C. Performance of single-use and multiuse diamond rotary cutting instruments with turbine and electric handpieces. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;111(1):56–63. DOI:10.1016/j.prosdent.2013.06.003

19. Peters OA, Du D, Ho MY, Chu R, Moule A. Assessing the cutting efficiency of different burs on zirconia substrate. *Australian Endodontic Journal*. 2019 Dec 1;45(3):289–97. DOI:10.1111/aej.12350
20. Pilcher ES, Tietge JD, Draughn RA. Comparison of cutting rates among single-patient-use and multiple-patient-use diamond burs. *J Prosthodont*. 2000 Jun;9(2):66–70. DOI:10.1111/j.1532-849x.2000.00066.x
21. Zhou HM, Li QF, Li L, Zheng ZF. A Ni/surface-modified diamond composite electroplating coating on superelastic NiTi alloy as potential dental bur design. In: *Materials Science Forum*. Trans Tech Publications Ltd; 2009. p. 1339–42. DOI:10.4028/www.scientific.net/MSF.610-613.1339
22. Yu Y, Zhan Q, Yang T, Teng W. The Influence of Autoclaving on Diamond Burs Fabricated via Different Methods. *Int J Prosthodont*. 2021 Jul;34(4):451–7. DOI:10.11607/ijp.6231
23. Erlinger A, Husain NAH, Souza LFB, Eyüboğlu TF, Özcan M. Cutting Efficiency of Diamond Burs with Different Coatings on Ceramic and Resin Composite Materials after Multiple Use. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 2025;33(2):180–8. DOI:10.1922/EJPRD_2892Erlinger09
24. Abad-Coronel C, Villacís Manosalvas J, Palacio Sarmiento C, Esquivel J, Loi I, Pradíes G. Clinical outcomes of the biologically oriented preparation technique (BOPT) in fixed dental prostheses: A systematic review. Vol. 132, *Journal of Prosthetic Dentistry*. Elsevier Inc.; 2024. p. 502–8. DOI:10.1016/j.prosdent.2022.07.010
25. Deranek K, Siegel SC, Golberg MB, Valdivieso AF. Tooth Preparation Assessment Criteria for All-Ceramic CAD/CAM Posterior Crowns: An Evidence Map. *Journal of Dental Education*. John Wiley and Sons Inc; 2025. DOI:10.1002/jdd.13849
26. Tiu J, Al-Amleh B, Waddell JN, Duncan WJ. Clinical tooth preparations and associated measuring methods: A systematic review. Vol. 113, *Journal of Prosthetic Dentistry*. Mosby Inc.; 2015. p. 175–84. DOI:10.1016/j.prosdent.2014.09.007
27. Podhorsky A, Rehmann P, Wöstmann B. Tooth preparation for full-coverage restorations—a literature review. Vol. 19, *Clinical Oral Investigations*. Springer Verlag; 2015. p. 959–68. DOI:10.1007/s00784-015-1439-y

28. Korioto T, Lea JD, Simon J, McBride M. Teaching of Fixed Prosthodontics: A Paradigm Shift. *J Tenn Dent Assoc.* 2016;96(1):32–8.
29. Edelhoff D, Sorensen J. Tooth Structure Removal Associated with Various Preparation Designs for Posterior Teeth [Internet]. 2002.
30. Pegoraro LF. Preparos de dentes com finalidade protética. In: *Prótese Fixa: Bases para o Planejamento em Reabilitação Oral*. 2nd ed. Artes Médicas; 2013. p. 75–112.
31. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2013;110(6). DOI:10.1016/j.prosdent.2013.08.003
32. Riccitiello F, Amato M, Leone R, Spagnuolo G, Sorrentino R. In vitro Evaluation of the Marginal Fit and Internal Adaptation of Zirconia and Lithium Disilicate Single Crowns: Micro-CT Comparison Between Different Manufacturing Procedures. *Open Dent J.* 2018 Feb 23;12(1):160–72. DOI:10.2174/1874210601812010160
33. Al Hamad KQ, Al Quran FA, AlJalam SA, Baba NZ. Comparison of the Accuracy of Fit of Metal, Zirconia, and Lithium Disilicate Crowns Made from Different Manufacturing Techniques. *Journal of Prosthodontics.* 2019 Jun 1;28(5):497–503. DOI:10.1111/jopr.13029
34. Wang B, Fan J, Wang L, Xu B, Wang L, Chai L. Onlays/partial crowns versus full crowns in restoring posterior teeth: a systematic review and meta-analysis. Vol. 18, *Head and Face Medicine*. BioMed Central Ltd; 2022. DOI:10.1186/s13005-022-00337-y
35. Sengottaiyan AK, Bennani V, Veerasamy A. Influence of tooth preparation design on margin discrepancy and internal gap in digitally fabricated fixed complete coverage zirconia prostheses: A systematic review of in vitro studies. Vol. 134, *Journal of Prosthetic Dentistry*. Elsevier Inc.; 2025. p. 616–27. DOI:10.1016/j.prosdent.2025.04.030
36. Baig MR, Tan KBC, Nicholls JL. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2010 Oct;104(4):216–27. DOI:10.1016/S0022-3913(10)60128-X

37. Koodaryan R, Hafezeqoran A, Poursoltan S. Effect of dentin surface roughness on the shear bond strength of resin bonded restorations. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2016;8(3):224–8. DOI:10.4047/jap.2016.8.3.224
38. Pál A, Papócsi P, Kelemen K, Golzio Navarro Cavalcante B, Hegyi P, Kerémi B, et al. Impact of finish line designs on the adaptation of ceramic fixed dental prostheses: a systematic review and network meta-analysis. Vol. 25, *BMC Oral Health*. BioMed Central Ltd; 2025. DOI:10.1186/s12903-025-06433-0
39. Andrade MD de, Araújo CF de, Figueiredo RST, Soares PV. Análise dimensional das macrogeometrias de pontas diamantadas de diferentes fabricantes. *Brazilian Journal of Health Review*. 2025 Apr 9;8(2):e78901. DOI:10.34119/bjhrv8n2-268
40. International Organization for Standardization. ISO 1797:2017 Dentistry — Shanks for rotary and oscillating instruments. Geneva; 2017.
41. International Organization for Standardization. ISO 2157:2016 Dentistry — Nominal diameters and designation code numbers for rotary instruments. Geneva; 2016.
42. International Organization for Standardization. ISO 7711-1:2021 Dentistry — Diamond rotary instruments — Part 1: General requirements. Geneva; 2021.