proLékaře.cz | 8.10.2026

PŘESNOST OKRAJOVÉHO A VNITŘNÍHO DOSEDU CHROM-KOBALTOVÝCH KORUNEK S RŮZNÝMI TYPY PREPARACE VČETNĚ POMOCNÝCH PRVKŮ; CAD/CAM VS. KONVENČNÍ TECHNIKA

Původní práce – klinická studie

THE MARGINAL AND INTERNAL FIT OF COCR ALLOY SINGLE CROWNS WITH PREPARATION DESIGNS INCLUDING AUXILIARY FEATURES; CAD/CAM VERSUS CONVENTIONAL TECHNIQUE

Original article – clinical study

English fulltext: www.prolekare.cz

Walczak K., Friedrichs D., Meissner H., Boening K.
Oddělení protetické stomatologie, Lékařská fakulta Carla Gustava Caruse, Technická univerzita, Drážďany, SRN

SOUHRN

Úvod a cíl práce: Hodnocení vlivu komplexní preparace zubu obsahující pomocné prvky na přesnost okrajového uzávěru a vnitřního dosedu litých chrom-kobaltových korunek a korunek ze stejného materiálu zhotovených CAD/CAM technikou, buď aditivní (SLM sintrování – selective laser melting), nebo subtrakční (frézování).
Metody: Umělé zuby byly preparovány na korunku čtyřmi různými způsoby: standardní schůdková preparace (SP, jako kontrola), schůdková preparace s okluzním isthmem (OP), schůdková preparace s aproximálními kavitami (BP) a schůdková preparace s vestibulárními/orálními sloty (GP). Pro každý typ preparace bylo vyrobeno po pěti korunkách litím (CT), frézováním (MT) a SLM sintrováním (SLM). Přesnost okrajového uzávěru a vnitřního dosedu byla analyzována technikou silikonového otisku. Vnitřní dosed byl hodnocen měřením šířek mezer na axiálních stěnách, okluzních plochách a v pomocných prvcích preparace. Při statistické analýze byly použity Kruskalův-Wallisův test a Mannův-Whitneyův U test s Bonferroniho modifikací ($p = 0,05$).
Výsledky: V případě preparací SP a OP byla přesnost okrajového uzávěru u MT i u SLM podobná jako u CT; okluzní spáry byly nejmenší u CT, u SLM se významně lišily. V případě preparací BP a GP byla přesnost okrajového uzávěru statisticky významně lepší u CT než u MT; vnitřní dosed byl nejlepší u CT.
Závěr: U všech typů preparace s pomocnými prvky dosáhla pouze CT klinicky přijatelných hodnot pro přesnost okrajového uzávěru i vnitřního dosedu. Testované CAD/CAM systémy a jejich software musí být ještě vylepšeny, aby mohly být používány i u preparací s pomocnými prvky.

Klíčová slova: okrajový uzávěr, vnitřní dosed, CAD/CAM, frézování, selektivní laserové tavení, sintrování, licí technika

SUMMARY

Objectives: Evaluation of the influence of complex tooth preparation designs with incorporated auxiliary features on the marginal and internal fit of computer-aided design (CAD), and either additive (SLM) or subtractive (milling) computer-aided manufactured (CAM) and conventionally cast CoCr alloy single crowns (SC).
Material and methods: Artificial teeth were prepared with four different preparation designs: chamfer standard preparation (SP, as control), chamfer preparation with occlusal isthmus (OP), chamfer preparation with proximal boxes (BP) and chamfer preparation with buccal/lingual grooves (GP). Five crowns were made from each preparation design by cast technique (CT), milling technique (MT) and selective laser melting (SLM). The marginal and internal fit of the crowns was analysed by the silicone replica technique. The internal fit was evaluated by measuring axial, occlusal and gaps within auxiliary features. Mean and maximal gap widths values were evaluated. The Kruskal-Wallis test and U-test (Bonferroni adjusted) were used for the statistical analysis ($p \leq 0.05$).
Results: For SP and OP, the marginal fit was similar between CT and MT as well as between CT and SLM. For SP and OP, the occlusal gaps were the lowest for CT and significantly different to SLM. For BP and GP, the marginal fit was statistically significantly better for CT than MT. The internal fit for BP and GP was best for CT.
Conclusions: Within all preparation designs with auxiliary

proLékaře.cz | 8.10.2026

features, only the CT achieved clinically acceptable values for both marginal and internal fit. Tested CAD/CAM systems and their software versions need further improvement to implement preparation designs with auxiliary features.

Key words: marginal fit, internal fit, CAD/CAM, milling, SLM, casting technique

Walczak K, Friedrichs D, Meissner H, Boening K.
Přesnost okrajového a vnitřního dosedu chrom-kobaltových korunek s různými typy preparace včetně pomocných prvků; CAD/CAM vs. konvenční technika
Čes stomatol Prakt zubní lék. 2020; 120(3): 78–87

ÚVOD

Zajištění dostatečné retence a rezistence při preparaci pahýlu je klíčovým faktorem pro předejití uvolnění korunek (SC) nebo fixních můstků. Lehce kónické stěny preparace, dostatečná délka pahýlu a rozsah povrchové plochy jsou primárními faktory k dosažení retence a rezistence [1]. Pokud krátká klinická korunka nebo příliš kónický pahýl nezajišťují patřičnou retenci, je doporučováno použití pomocných preparačních prvků, jako jsou sloty, aproximální kavity nebo návrty, pro zlepšení retence korunky [1–4].

V posledních letech se CAD/CAM technologie staly populárními v zubním lékařství [5–9]. Digitalizovaný výrobní postup šetří čas a náklady a otvírá rozmanitost materiálů pro zubní lékařství [5, 7]. Tradiční licí techniky ztraceného vosku jsou náročné na čas a citlivé na přesnost provedení [10]. Frézování se stalo oblíbenou metodou výroby keramických náhrad a v současné době je považováno za téměř univerzální techniku zpracování široké škály dentálních materiálů [11, 12]. Přes svou všestrannost je frézování subtrakční metodou, a je proto spojeno s některými nevýhodami, jako je odpadní materiál, rozdíly v mikrostruktuře v materiálových bločcích, opotřebení nástrojů a prostorové rozlišení omezené velikostí frézovacích nástrojů, zejména při výrobě složitých tvarů [6, 7, 10, 12, 13]. Naproti tomu je SLM (selective laser melting) sintrování aditivní výrobní metodou pro zpracování slitin digitálním způsobem práce [10]. SLM sintrování je popisováno jako rychlá metoda vhodná pro výrobu složitých tvarů, které nejsou omezené tvarem ani velikostí frézovacích nástrojů [10, 13]. Kvůli své velké schopnosti ušetřit výrobní náklady je SLM sintrování intenzivně vyvíjeno a někteří autoři jej považují za skutečnou alternativu odlévání dentálních slitin [13–16].

CAD/CAM technologie jsou oblastí zájmu stomatologických odborníků [13–16]. Stále však panuje nejednotnost ve výsledcích a doporučeních. A to zejména v tom, jestli jsou CAD/CAM technologie schopné nahradit konvenční licí techniku ve všech indikačních oblastech [9].

Literární údaje o klinicky přijatelné přesnosti okrajového uzávěru a vnitřního dosedu korunek jsou neprůkazné [15, 17–23]. Teoretická doporučení pro optimální tloušťku cementu jsou mezi 25 a 50 µm, což vychází z minimální možné velikosti částic zink-oxid fosfátového cementu [17]. Nicméně je velmi obtížné dosáhnout těchto teoretických hodnot [17]. McLean a Fraunhofer považovali za klinicky přijatelnou velikost okrajové spáry do 120 µm, jiní autoři dovolovali hodnoty do 200 µm [18, 19]. Z hlediska vnitřního dosedu je jako klinicky přijatelná popisována mezera do 100 µm [17, 20, 21]. Jiné studie však akceptovaly mezery až 160 µm na axiálních stěnách a do 350 µm na okluzní ploše [15, 22, 24].

Mnoho studií hodnotilo vhodnost SLM sintrování, frézování a lití pro zhotovení korunek a můstků z dentálních slitin [7, 15, 19, 24–35]. Autoři své studie uzavírali tak, že přesnost dosedu náhrad vyrobených SLM sintrováním a/nebo frézováním byla podobná litým náhradám, a tudíž že současné CAD/CAM technologie mohou být považovány za možnou alternativu tradiční licí techniky [14, 15, 19, 25, 27, 30–32, 34]. Zmíněné studie se však zabývaly pouze standardním způsobem preparace pahýlu [7, 15, 19, 22, 24–35]. Přestože používání CAD/CAM technologií se v zubním lékařství podstatně rozšířilo [5–7], existuje jen málo informací o tom, jak moc jsou CAD/CAM systémy schopné vytvořit složité vnitřní povrchy korunek odpovídající tvaru povrchu preparovaného pahýlu obsahujícího pomocné retenční prvky, jako kavity nebo sloty. Taková data jsou cenná pro posouzení, zda jsou digitální výrobní metody spolehlivou náhradou tradiční licí techniky.

Cílem této studie bylo zhodnotit přesnost dosedu frézovaných, SLM sintrovaných a litých korunek na preparovaném pahýlu zahrnujícím okluzní isthmus, aproximální kavity nebo sloty pro zlepšení retence a rezistence

proLékaře.cz | 8.10.2026

korunky. Formulovány byly následující nulové hypotézy:

- Okrajový uzávěr frézované nebo SLM sintrované korunky je při všech testovaných typech preparace podobný jako u lité korunky.
- Vnitřní dosed na axiálních stěnách, okluzní ploše a v pomocných prvcích u frézované nebo SLM sintrované korunky je při všech testovaných typech preparace podobný jako u lité korunky.

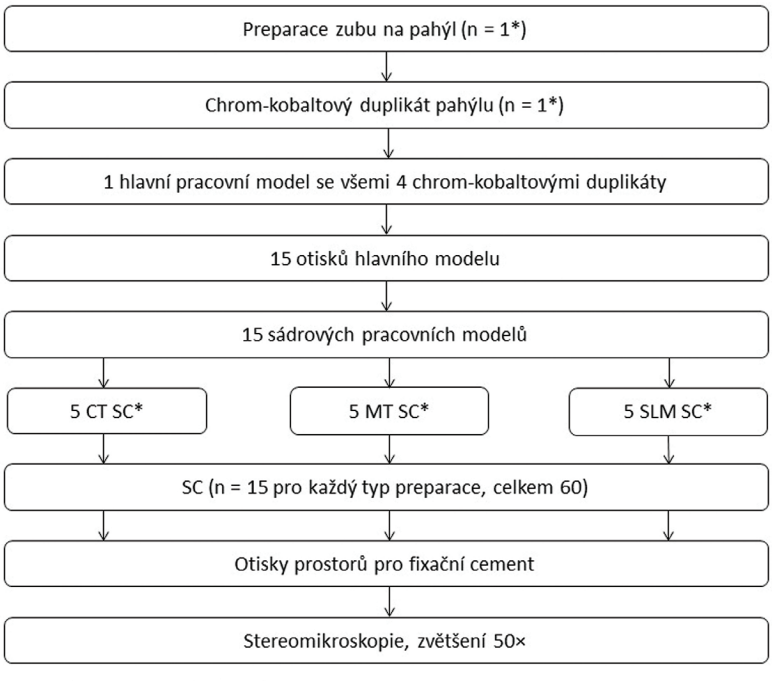
MATERIÁL A METODIKA

Studie byla provedena v letech 2013–2015 podle schématu zobrazeného na **obr. 1**. Čtyři umělé levé dolní druhé moláry (umělý zub Frasaco, 37 A-3ZE, Frasaco GmbH, Tetnang, Německo) byly preparovány jedním lékařem takto: standardní schůdková preparace (SP, kontrola), schůdková preparace s okluzním isthmem (OP), schůdková preparace s přídatnými aproximálními kavitami (BP) a schůdková preparace s vestibulárními a orálními sloty (GP); po jednom pahýlu od každého typu preparace. Pomocné prvky byly preparovány ke zlepšení retence a rezistence. Všechny typy preparací končily oblým schůdkem, celková sbíhavost stěn byla 12°, obvodové stěny byly redukovány o 1 mm a okluzní stěna o 1,5 mm. Pro všechny preparace byly použity kónické vrtáčky (FG2536040G, Ökodent GmbH, ökoDENT – Preusser, Tautenhein, Německo). Preparace byla standardizována pomocí paralelometru (EWL 990, KaVo Dental GmbH, Biberach/Riss, Německo).

Pro následné měření byl pro každý typ preparace zhotoven jeden duplikát pahýlu z chrom-kobaltové slitiny (Wirobond C, Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Německo). Tyto duplikáty byly zality do sádry jako součásti pracovních modelů. Každý tento hlavní pracovní model byl patnáctkrát otisknut polyéterovou otiskovací hmotou (Impregum Penta Soft, 3M, 3M Espe Deutschland, GMbH, Seefeld, Německo) a otisky byly odlity sádrou (CAM-Base, Dentona AG, Dortmund, Německo).

Takto zhotovené sádrové modely (15 od každého typu preparace) byly použity pro výrobu chrom-kobaltových korunek. Na pěti modelech byly zhotoveny lité korunky (CT), pět modelů bylo použito pro zhotovení frézovaných korunek (MT) a pět pro zhotovení korunek technikou SLM sintrování (SLM).

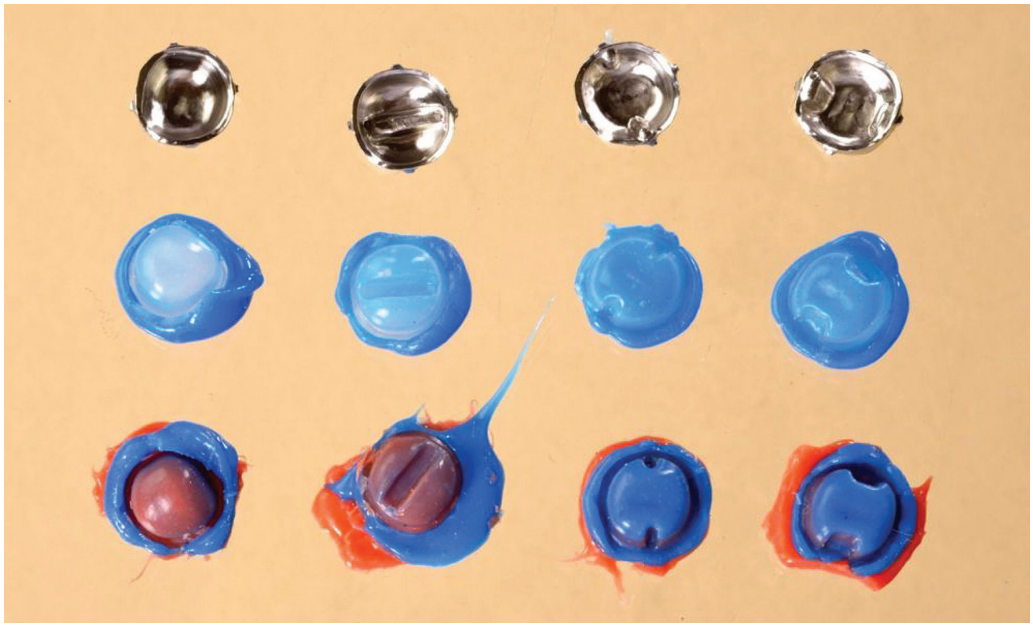
Vyrobeno bylo celkem 60 chrom-kobaltových korunek, po 20 korunkách technikami CT, MT a SLM; vždy pět kusů pro každý typ preparace. V oddělení protetické stomatologie byly vyrobeny všechny lité korunky. Nejprve byly překryty pahýly na sádrových modelech jednou vrstvou distančního laku (Durolan, DFS, Německo) začínající 1 mm nad okrajem preparace. Dále byly vymodelovány voskové modely korunek (THOWAX Cervikalwachs rot, THOWAX Modellierwachs blau, Yeti Dental GmbH, Engen, Německo), které



Obr. 1
Průběh studie. Korunka (SC), standardní preparace (SP), preparace s okluzním isthmem (OP), preparace s vestibulárními/orálními sloty (GP), preparace s aproximálními kavitami (BP), lití technika (CT), frézování (MT), SLM sintrování (SLM).

Fig. 1
Study design. Single crowns (SC), standard preparation (SP), preparation with occlusal isthmus (OP), preparation with buccal/lingual grooves (GP), preparation with proximal boxes (BP), cast technique (CT), milling (MT), selective laser melting (SLM).

proLékaře.cz | 8.10.2026



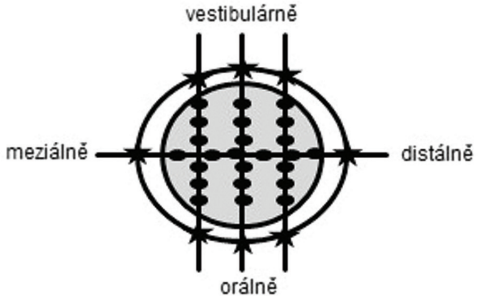
Obr. 2
Frézované korunky pro testované typy preparací a silikonové otisky před provedením řezů. Zleva standardní preparace (SP), preparace s okluzním isthmem (OP), preparace s vestibulárními/orálními sloty (GP) a preparace s aproximálními kavitami (BP).

Fig. 2
Milled crowns for tested preparation designs with replicas before sectioning (from left to right: standard preparation (SP), preparation with occlusal isthmus (OP), preparation with buccal/lingual grooves (GP) and preparation with proximal boxes (BP).

byly zatmeleny (Wirobond C, Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen Německo) v licím přístroji (Nautilus, Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen Německo). Frézované korunky byly vyrobeny systémem Nobel Biocare Scan and Design Service Center (Nobel Procera Services, Nobel Biocare, Curych, Švýcarsko), SLM sintrované korunky systémem BEGO Scan and Design Center (BEGO Medical GmbH, Bremen, Německo). Obě společnosti obdržely pět sádrových modelů pro každý typ preparace a použily celý CAD/CAM výrobní proces. V objednávce nebyly uvedeny žádné další pokyny pro skenování ani virtuální modelování. Takovýto postup byl zvolen proto, aby simuloval prostředí každodenní zubní praxe. Centrum Scan and Design Service Center firmy Nobel Biocare použilo virtuální mezeru pro cement o šířce 50–80 µm ± 5 µm pro frézované korunky (další informace nebyly výrobcem poskytnuty). Firma BEGO použila laboratorní skener (3Shape D 800, 3ShapeA/S, Copenhagen, Dánsko) a CAD software Dental Designer 2013 (3ShapeA/S). Šířka virtuální mezery pro cement byla nastavena na 70 µm. Pro SLM sintrování byl použit přístroj Eosin M280 (EOS GmbH, Krailling, Německo) s následujícími parametry: tloušťka vrstvy slitiny 0,03 mm a mezi 150 a 200 vrstvami. Po zhotovení korunek nebyl jejich vnitřní povrch nijak manuálně upravován pro zlepšení dosedu.

Pro hodnocení přesnosti okrajového uzávěru a vnitřního dosedu korunek byly zhotoveny silikonové otisky prostoru pro fixační cement mezi vnitřním povrchem korunky a povrchem kovového duplikátu preparovaného pahýlu. Korunky byly vyplněny silikonovou otiskovací hmotou (Xantopren L blue, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Německo) a pevně rukou přitlačeny na odpovídající duplikát pahýlu. Získané tenké silikonové otisky byly vyplněny silikonovou otiskovací hmotou jiné barvy (Xantopren M mucosa, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Německo) poskytující mechanickou oporu **(obr. 2)**. Pro korunky s preparacemi SP a OP byly zhotoveny dva otisky; u preparací BP a GP pak tři otisky. Silikonové otisky byly nakrájeny na 1,5 mm silné plátky. Otisky u preparací SP a OP byly rozříznuty třikrát ve vestibuloorálním směru a jednou v meziodistálním směru **(obr. 3)**. Otisky u preparací BP a GP byly rozříznuty dvakrát ve vestibuloorálním směru a jednou v meziodistálním směru. Navíc byly rozříznuty jednou v horizontální rovině v polovině výšky pahýlu. Výsledkem byly čtyři řezy pro mikroskopické měření pro každou korunku.

Při hodnocení přesnosti okrajového uzávěru byly měřeny okrajové spáry definované podle Holmese a kol. [36]. Pro posouzení přesnosti



Obr. 3
Způsob rozříznutí otisků při standardní preparaci (SP) a preparaci s okluzním isthmem (OP): ve vestibuloorálním směru třikrát a v meziodistálním směru jedenkrát. Na každém řezu bylo provedeno měření na šesti místech na okluzní ploše (tečky), dvou místech na okrajích (hvězdičky) a dvou místech na axiálních stěnách (nezakresleno).

Fig. 3
Replicas sectioning plan for standard preparation design (SP) and preparation design with occlusal isthmus (OP): in the bucco-lingual direction (three times) and in the mesio-distal direction (ones). With measuring points occlusal (dots, six points each slice) marginal (stars, two points each slice) and axial (not marked, two points each slice)

proLékaře.cz | 8.10.2026

vnitřního dosedu byly měřeny šířky mezer axiálně, okluzálně a v pomocných prvcích preparace (aproximální kavity, retenční sloty, okluzní isthmus), se zaměřením zejména na dosed v těchto pomocných prvcích. Všechny zmíněné mezery byly definovány jako kolmá vzdálenost od vnitřního povrchu korunky a odpovídajícího povrchu zubu. Šířky mezer odpovídající tloušťce silikonového otisku byly měřeny pomocí světelného mikroskopu se zvětšním 50× (LEICA MZ, LEICA AG, Wetzlar, Německo) a dhs softwarem (dhs Image Data Base, Version 14, dhs Dietermann & Heuser Solution GmbH, Greifenstein-Beilstein, Německo).

Na všech řezech se měřilo na deseti určených místech. Na každém vestibuloorálním a meziodistálním řezu byly měřeny dva body na okrajích preparace, dva na axiálních stěnách (1 mm nad okrajem preparace) a šest na okluzní ploše. U korunek s okluzním isthmem byly některé okluzní měřicí body v isthmu: tři na vestibuloorálních řezech a šest na meziodistálních řezech. V případě preparací s pomocnými prvky byla na horizontálních řezech provedena měření v pomocných prvcích (slotech nebo aproximálních kavitách), vždy v pěti bodech v obou protějších prvcích na opačných stěnách zubu **(obr. 4)**. Tentýž vyšetřující měřil v celkem 24 bodech **(obr. 3, 5)**. Pro každou korunku byly z naměřených dat spočítány a následně hodnoceny dva typy hodnot: (1) průměrné šířky mezer na okraji, axiální stěně, okluzní ploše a v pomocných prvcích, (2) maximální šířky mezer na okraji, axiální stěně, okluzní ploše a v pomocných prvcích [37].

Kruskalův-Wallisův test a Mannův-Whitneyho U test s Bonferroniho modifikací byly použity pro statistickou analýzu (SPSS Statistics Version 23, IBM Corp., Armonk, New York, USA). Hladina významnosti byla stanovena na $p = 0,05$.

VÝSLEDKY

Tabulky 1 a 2 ukazují mediány a odlehlé hodnoty průměrných a maximálních šířek mezer. Data nebyla rozložena normálně (Kolmogorovův-Smirnovův test a Shapirův-Wilkův test), proto byla použita statistická analýza neparametrickými testy. Původní a upravené p hodnoty jsou uvedeny v **tabulce 3**.

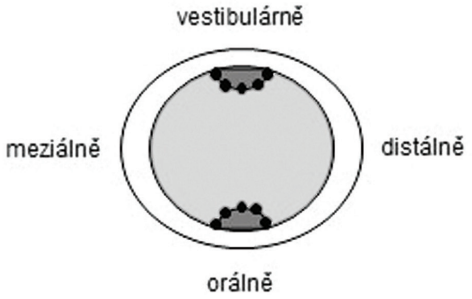
Pro standardní typ preparace byly nalezeny statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými výrobními postupy pouze v dosedu na okluzní ploše. Lité korunky měly lepší okluzní dosed než SLM sintrované korunky, a to podle průměrných i maximálních hodnot.

V rámci preparace s okluzním isthmem byly zjištěny statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými výrobními postupy v okluzním dosedu a v dosedu v pomocných prvcích. U litých korunek byla menší šířka mezer, lepší okluzní dosed a dosed v pomocných prvcích v porovnání s SLM sintrovanými korunkami, a to podle průměrných i maximálních hodnot.

Při preparaci s okluzním isthmem byly nalezeny statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými výrobními postupy v okrajovém uzávěru i vnitřním dosedu. Kruskalův-Wallisův test odhalil významné rozdíly v přesnosti dosedu na axiálních stěnách, okluzních plochách a v pomocných prvcích. Okrajový uzávěr byl podle průměrných i maximálních hodnot u litých korunek lepší než u korunek frézovaných. Přesnost dosedu na axiálních stěnách byla u litých korunek lepší než u SLM sintrovaných korunek jen podle průměrných hodnot. Lité korunky vykazovaly významně lepší okluzní dosed a dosed v pomocných prvcích než frézované i SLM sintrované korunky, a to podle průměrných i maximálních hodnot.

V případě preparace s vestibulárními/orálními sloty byly zjištěny statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými výrobními postupy v okrajovém uzávěru i vnitřním dosedu. Podle Kruskalova-Wallisova testu byly přítomny významné rozdíly v přesnosti dosedu na axiálních stěnách, okluzních plochách a v pomocných prvcích. Okrajový uzávěr a dosed na axiálních stěnách byly u litých korunek významně lepší než u korunek frézovaných, a to podle průměrných i maximálních hodnot. Podle maximálních hodnot vykazovaly SLM sintrované korunky významně větší šířku mezer na axiálních stěnách než lité korunky. Lité korunky měly významně vyšší přesnost dosedu na okluzních plochách a v pomocných prvcích v porovnání s frézovanými i SLM sintrovanými korunkami a vykazovaly nejmenší šířku mezer jak v průměrných, tak v maximálních hodnotách.

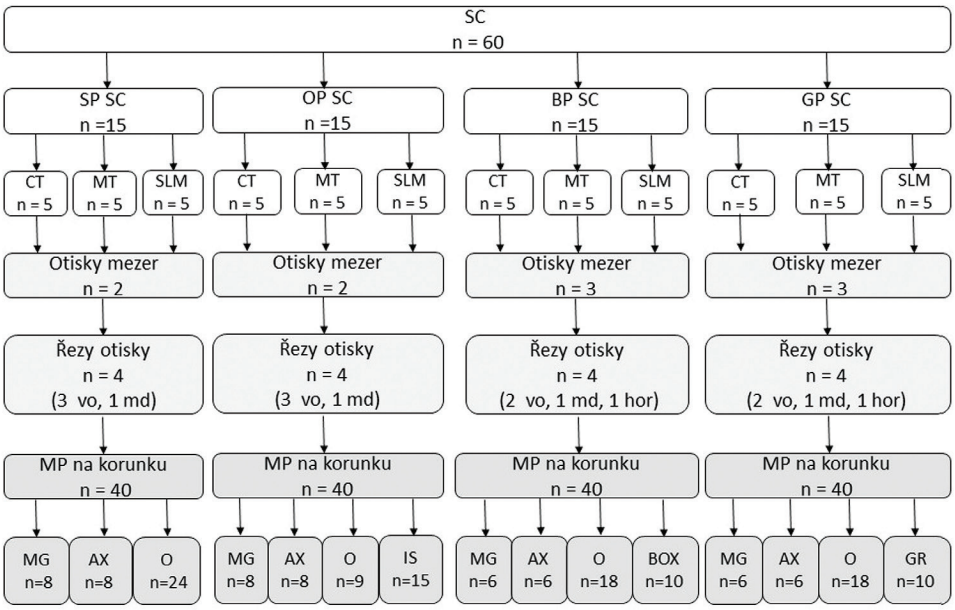
Podíly korunek, jejichž mediány průměrných hodnot a maximálních hodnot byly klinicky přijatelné podle kritérií stanovených pro tuto studii, jsou shrnuty **v tabulce 4**.



Obr. 4
Horizontální řez otiskem. Měřené body (tečky) ve vestibulárních/linguálních slotech; obdobně v aproximálních kavitách (pět bodů v každém pomocném prvku).

Fig. 4
Horizontally cut replica slice. Measuring points (dots) in buccal/lingual grooves and proximal boxes respectively (five points each).

proLékaře.cz | 8.10.2026



Obr. 5
Schéma měření otisků. Korunky (SC): standardní preparace (SP), preparace s okluzním isthmem (OP), preparace s vestibulárními/orálními sloty (GP), preparace s aproximálními kavitami (BP), licí technika (CT), frézování (MT), SLM sintrování (SLM). Měřené body (MP): okraj (MG), axiální stěna (AX), okluzní plocha (O), v okluzním isthmu (IS), v aproximální kavitě (BOX), ve vestibulárním/linguálním slotu (GR). Řezy otiskem: vestibuloorální (vo), meziodistální (md), horizontální (hor).

Fig. 5
Replica technique design. Single crowns (SC): standard preparation (SP), preparation with occlusal isthmus (OP), preparation with proximal boxes (BP), preparation with buccal/lingual grooves (GP), cast technique (CT), milling technique (MT), selective laser melting (SLM); measuring points (MP): marginal (MG), axial (AX), occlusal (O), in occlusal isthmus (IS), in proximal box (BOX), in buccal/lingual groove (GR); replica slices: bucco-lingual (vo), mesio-distal (md), horizontal (hor).

DISKUSE

S ohledem na výsledky byly obě nulové hypotézy zčásti nebo zcela zamítnuty. SLM sintrované korunky vykazovaly podobný okrajový uzávěr jako lité korunky při všech typech preparace. Naproti tomu frézované korunky měly podobný okrajový uzávěr jako lité korunky jen při standardní preparaci a preparaci s okluzním isthmem. Vnitřní dosed podobný jako u lité korunky byl zjištěn pouze u korunky frézované, a to jen při standardní preparaci a preparaci s okluzním isthmem.

Standardní způsob preparace byl do této studie zařazen jako kontrola pro modifikované postupy preparace s pomocnými prvky. Cílem přidání pomocných prvků je zajistit lepší retenci a rezistenci korunek [1–4]. Za klinicky přijatelnou je považována šířka okrajového uzávěru 120 µm [17, 18]. Někdy se uvádí šířka do 200 µm [38]. Většina studií se zaměřila na okrajový uzávěr a jeho klinickou přijatelnost. Přesnost vnitřního dosedu je v některých studiích popisována, ale chybí shoda na klinickém významu a hranici přijatelnosti [15, 22, 24].

Tab. 1 Mediány a odlehlé hodnoty průměrných šířek mezer (okrajových, axiálních, okluzních a v pomocných prvcích) litých (CT), frézovaných (MT) a SLM sintrovaných (SLM) korunek pro různé typy preparací (PD): standardní (SP), s okluzním isthmem (OP), s aproximálními kavitami (BP) a se sloty (GP)

Tab. 1 *Median and extreme values of mean gap widths (marginal, axial, occlusal, within auxiliary features) for CT, MT and SLM SC for preparations designs (PD): standard (SP), with occlusal isthmus (OP), with boxes (BP) and with groves (GP)*

		okrajový uzávěr (µm)			axiální stěny (µm)			okluzní plocha (µm)			pomocné prvky (µm)		
PD		medián	min	max	medián	min	max	medián	min	max	medián	min	max
SP	CT	62	38	77	70	65	82	94[a]	36	106	-	-	-
	MT	62	51	69	103	71	119	114	99	134	-	-	-
	SLM	63	56	160	89	57	101	220[a]	181	401	-	-	-
OP	CT	47	42	145	64	56	75	63[a]	51	109	83[a]	66	160
	MT	53	36	80	72	51	93	113	101	169	147	144	187
	SLM	59	41	106	64	59	66	296[a]	226	455	286[a]	214	396
BP	CT	57[A]	44	75	68[aA]	52	73	71[aA]	50	106	72[aA]	45	81
	MT	452[A]	293	603	163[A]	141	200	508[A]	379	659	198[A]	155	357
	SLM	68	47	74	117[A]	70	146	258[a]	203	337	176[a]	138	247
GP	CT	70[A]	39	147	76[A]	47	91	71[aA]	61	132	88[aA]	53	111
	MT	603[A]	476	749	159[A]	130	181	667[A]	625	799	197[A]	179	216
	SLM	65	61	82	109	70	136	273[a]	246	359	183[a]	126	267

PD typ preparace, CT licí technika, MT frézování, SLM sintrování. Pro každý typ preparace znamená horní index "a" statisticky významný rozdíl mezi CT a SLM; horní index "A" pak statisticky významný rozdíl mezi CT a MT ($p < 0,05$ podle Bonferroniho modifikace).

proLékaře.cz | 8.10.2026

Tab. 2 Mediány a odlehlé hodnoty maximálních šířek mezer (okrajových, axiálních, okluzních a v pomocných prvcích) litých (CT), frézovaných (MT) a SLM sintrovaných (SLM) korunek pro různé typy preparací (PD): standardní (SP), s okluzním isthmem (OP), s aproximálními kavitami (BP) a se sloty (GP)

Tab. 2 *Median and extreme values of maximal gap widths (marginal, axial, occlusal, within auxiliary features) for CT, MT and SLM SC for preparations designs (PD): standard (SP), with occlusal isthmus (OP), with boxes (BP) and with groves (GP)*

		okrajový uzávěr (μm)			axiální stěny (μm)			okluzní plocha (μm)			pomocné prvky (μm)		
PD		**medián**	**min**	**max**	**medián**	**min**	**max**	**medián**	**min**	**max**	**medián**	**min**	**max**
SP	CT	112	66	154	107	101	119	138[a]	54	145	-	-	-
	MT	98	66	122	149	105	239	157	126	189	-	-	-
	SLM	107	104	278	158	87	201	286[a]	246	488	-	-	-
OP	CT	78	63	246	95	75	107	82[a]	66	136	99[a]	88	255
	MT	88	64	160	117	79	149	146	118	207	179	167	254
	SLM	93	68	183	103	94	134	576[a]	336	744	600[a]	296	650
BP	CT	95[A]	71	159	92[A]	75	125	113[aA]	68	179	105[aA]	60	123
	MT	534[A]	454	755	366[A]	232	425	567[A]	451	765	272[A]	204	491
	SLM	120	85	143	226	90	283	458[a]	312	554	280[a]	208	370
GP	CT	106[A]	59	207	126[aA]	84	156	87[aA]	77	170	120[aA]	72	156
	MT	755[A]	621	998	248[A]	227	268	738[A]	646	893	237[A]	228	331
	SLM	146	110	177	194[a]	150	260	404[a]	366	530	247[a]	171	429

PD typ preparace, CT licí technika, MT frézování, SLM sintrování. Pro každý typ preparace znamená horní index "a" statisticky významný rozdíl mezi CT a SLM; horní index "A" pak statisticky významný rozdíl mezi CT a MT ($p < 0,05$ dle Bonferroniho modifikace).

Navíc existuje široká škála fixačních cementů. Některé studie ukazují, že různé fixační cementy dosahují různých výsledků retence v závislosti na vnitřní mezeře [39]. Pro konvenční cementy (zink-oxid fosfátové) je doporučována vnitřní mezera 140 μm, ale její snížení na 20 μm zvyšuje retenci o 33 % [20]. Zvětšení vnitřní mezery na 160 μm snížilo retenci korunky fixované samoadhezivním duálně tuhnoucím kompozitním cementem kvůli riziku nesprávné polymerace. Proto May a kol. doporučili pro adhezivně fixované celokeramické korunky šířku prostoru pro cement na okluzní ploše 50 až 100 μm [21]. Zejména v okluzní mezeře může polymerační smrštění negativně ovlivnit celistvost fixačního cementu, a tím snížit hladinu zátěže vedoucí k selhání celokeramických korunek. Wiskott a kol. ukázali, že nárůst odolnosti korunek vůči uvolnění závisel na poklesu šířky vrstvy cementu [40]. V rámci vnitřního dosedu měla v různých studiích největší význam okluzní mezera. Je ale nedostatek studií o vlivu okluzní mezery na dlouhodobou životnost rekonstrukcí a doporučení o klinicky akceptovatelné míře jsou nejednotná. Někteří autoři popsali jako klinicky přijatelnou šířku okluzní mezery in vivo do 350 μm [15, 24].

Souhrnně jsme v této in vitro studii považovali medián průměrných šířek okluzních mezer (axiálně, okluzálně a v pomocných prostředcích) za optimální do 100 μm a za přijatelný do 160 μm.

Korunky se standardní preparací v této studii vykazovaly klinicky přijatelný okrajový uzávěr (<120 μm) při všech způsobech zhotovení. V souladu s ostatními studiemi byly všechny testované systémy schopné vyrobit korunky s klinicky přijatelnými okrajovými uzávěry při standardním způsobu preparace [14, 15, 19]. V rámci dosedu na axiálních stěnách byly měřené průměry a mediány průměrů šířek mezer rovněž klinicky přijatelné v optimálním rozmezí kolem 100 μm. Naproti tomu okluzní dosed SLM sintrovaných korunek byl nad uvedenou optimální hodnotou. V naší studii byl největší průměr a medián průměrů šířek okluzních mezer při standardní preparaci zjištěn ve skupině SLM sintrovaných korunek. Tyto výsledky jsou podobné měřením okluzních mezer SLM sintrovaných rekonstrukcí v jiných studiích [7, 24]. Quante a kol. tyto výsledky interpretovali jako přijatelné, na rozdíl od Nesse a kol. [7, 24]. Korunky popisované Quantem a kol. s okluzní mezerou 250 až 350 μm byly hodnoceny po 48 měsících a vykazovaly nízkou kumulativní míru selhání 1,7 %, s pouze jediným uvolněním [24]. Nicméně je třeba zmínit, že zuby ve studii Quanta a kol. byly preparovány standardním způsobem a pahýly měly dostatečné rozměry [24]. Pokud jsou za optimální/přijatelné šířky okluzních mezer považovány mezery 100 až 160 μm, pak jsou hodnoty pro SLM sintrované korunky příliš vysoké a mohou mít negativní klinický dopad. Vliv širokých okluzních mezer může být ještě

proLékaře.cz | 8.10.2026

Tab. 3 Statistické porovnání šířek mezer (Mannův-Whitneyův U-test) s původními a upravenými (Bonferroniho modifikací) p hodnotami menšími než 0,05
Tab. 3 *Statistical comparison of gap widths (U-test) with raw and adjusted (Bonferroni) p values ≤ 0.05*

PD	technika	mezera	průměrná šířka původní p	maximální šířka upravené p	průměrná šířka původní p	maximální šířka upravené p
SP	CT/MT	okluzní	0,028	n.s.	n.s.	n.s.
	CT/SLM	okluzní	0,009	0,009	0,018	0,018
OP	CT/MT	okluzní	0,028	0,028	n.s.	n.s.
	CT/MT	isthmus	0,047	n.s.	n.s.	n.s.
	CT/SLM	okluzní	0,009	0,009	0,018	0,018
	CT/SLM	isthmus	0,009	0,009	0,018	0,018
BP	CT/MT	okrajová	0,009	0,009	0,018	0,018
	CT/MT	axiální	0,009	0,009	0,018	0,018
	CT/MT	okluzní	0,009	0,009	0,018	0,018
	CT/MT	kavita	0,009	0,009	0,018	0,018
	CT/SLM	axiální	0,016	0,047	0,032	n.s.
	CT/SLM	okluzní	0,009	0,009	0,018	0,018
	CT/SLM	kavita	0,009	0,009	0,018	0,018
GP	CT/MT	okrajová	0,009	0,009	0,018	0,018
	CT/MT	axiální	0,009	0,009	0,018	0,018
	CT/MT	okluzní	0,009	0,009	0,018	0,018
	CT/MT	slot	0,009	0,009	0,018	0,018
	CT/SLM	axiální	0,047	0,016	n.s.	0,032
	CT/SLM	okluzní	0,009	0,009	0,018	0,018
	CT/SLM	slot	0,009	0,009	0,018	0,018

PD typ preparace, SP standardní preparace, OP preparace s okluzním isthmem, BP preparace s aproximálními kavitami, GP preparace se sloty, CT licí technika, MT frézování, SLM sintrování, n.s. nevýznamné.

výraznější u pahýlů s kompromisní retencí/rezistencí. Tento aspekt si žádá budoucí zkoumání, zejména v dlouhodobých klinických studiích.

Korunky na pahýly s okluzním isthmem vykazovaly klinicky přijatelný okrajový uzávěr (<120 μm) a dosed na axiálních stěnách (<100 μm) při všech testovaných systémech výroby. V rámci okluzního dosedu měly nejmenší šířky mezer (průměrné i maximální) lité korunky, šířky mezer frézovaných korunek byly o něco větší a v případě SLM sintrovaných korunek byly významně větší. Navíc byly mezery v okluzním isthmu u SLM sintrovaných korunek širší než 100 až 160 μm a byly významně horší než u litých korunek. Nicméně frézované a SLM sintrované korunky mohly být dosazeny do svých konečných pozic a měly přijatelný okrajový uzávěr a dosed na axiálních stěnách. Okluzní dosed a dosed v pomocných prvcích SLM sintrovaných korunek nesplňoval požadavek pro optimální ani přijatelný dosed v rámci této studie (přibližně 100 až 160 μm), ale s ohledem na různá doporučení pro okluzní dosed by mohly být podle některých autorů považovány za klinicky přijatelné. Avšak podobně jako u standardní preparace vliv širších mezer na retenci a rezistenci korunek může být v kompromisních případech negativní, zejména u SLM sintrovaných korunek.

Lité a SLM sintrované korunky na pahýly preparované s aproximálními kavitami nebo s vestibulárními/orálními sloty měly přijatelný okrajový uzávěr. Okrajový uzávěr frézovaných korunek nebyl přijatelný. Frézované korunky při preparaci s aproximálními kavitami nebo se sloty měly velmi špatný dosed a ve většině případů je nebylo možné dosadit do jejich cílové pozice. Silikonové otisky ukázaly, že došlo k zaseknutí v aproximálních kavitách nebo ve slotech. Kvůli tomu nebyly hodnoty pro vnitřní dosed vypovídající a nejsou diskutovány. Všechny frézované korunky s aproximálními kavitami nebo se sloty musely být považovány za klinicky nepřijatelné. U preparací s aproximálními kavitami nebo vestibulárními/orálními sloty dosáhly lité korunky nejmenších šířek mezer (průměrných i maximálních) v rámci okluzního dosedu. Skupina SLM sintrovaných korunek vykazovala klinicky optimální dosed pouze na okrajích; mezery na axiálních stěnách a v aproximálních

proLékaře.cz | 8.10.2026

Tab. 4 Podíl korunek s klinicky přijatelnými šířkami mezer stanovenými pro tuto studii
Tab. 4 *Percent of SC within clinically acceptable gap widths stated for this study*

		okrajový uzávěr		axiální stěny		okluzní plocha			pomocné prvky	
PD		medián maximálních šířek mezer (%)		medián průměrných šířek mezer (%)		medián průměrných šířek mezer (%)			medián průměrných šířek mezer (%)	
		≤ 120 µm	≤ 200 µm	≤ 100 µm	≤ 160 µm	≤ 100 µm	≤ 160 µm	≤ 350 µm	≤ 100 µm	≤ 160 µm
SP	CT	60	100	100	100	80	100	100	N	N
	MT	60	100	40	100	20	100	100	N	N
	SLM	60	60	80	100	0	0	100	N	N
OP	CT	80	80	100	100	80	100	100	60	100
	MT	80	100	100	100	0	80	100	0	60
	SLM	60	100	100	100	0	0	60	0	0
BP	CT	80	100	100	100	60	100	100	100	100
	MT	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	SLM	60	100	40	100	0	0	100	0	0
GP	CT	60	80	100	100	80	100	100	60	100
	MT	N	N	N	N	N	N	N	N	N
	SLM	20	100	20	100	0	0	80	0	20

SC korunka, PD typ preparace, SP standardní preparace, OP preparace s okluzním isthmem, BP preparace s aproximálními kavitami, GP preparace se sloty, CT licí technika, MT frézování, SLM sintrování, N nezjišťováno

LITERATURA

1. Gilboe DB, Teteruck WR.
Fundamentals of extracoronal tooth preparation. Part I. Retention and resistance form. J Prosthet Dent. 2005; 94(2): 105–107. doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.02.018.
2. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA.
Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. J Prosthet Dent. 2001; 85(4): 363–376. doi.org/10.1067/mpr.2001.114685.
3. Lu PC, Wilson P.
Effect of auxiliary grooves on molar crown preparations lacking resistance form: a laboratory study. J Prosthodont. 2008; 17(2): 85–91. doi:10.1111/j.1532-849X.2007.00263.x.
4. Naik VA, Jurel SK.
Comparative analysis of auxiliary retentive factors affecting retention of complete cast metal crown. Int J Stomatol Occlusion Med. 2010; 3(4): 195–199. doi:10.1007/s12548-011-0070-z.
5. Papadiochou S, Pissiotis AL.
Marginal adaptation and CAD-CAM technology:
A systematic review of restorative material and fabrication techniques.
J Prosthet Dent. 2018; 119(4): 545–551. doi:10.1016/j.prosdent.2017.07.001.
6. Oilo M, Nesse H, Lundberg OJ, Gjerdet NR.
Mechanical properties of cobalt-chromium 3-unit fixed dental prostheses fabricated by casting, milling, and additive manufacturing. J Prosthet Dent. 2018; 120(1): 156.e151–156.e157. doi:10.1016/j.prosdent.2017.12.007.
7. Nesse H, Ulstein DMÅ, Vaage MM, Øilo M.
Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. J Prosthet Dent. 2015; 114(5): 686–692. doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.05.007.
8. Davidowitz G, Kotick PG.
The use of CAD/CAM in dentistry. Dental Clin. 2011; 55(3): 559–570.
9. Ahmed KE.
We're going digital: the current state of CAD/CAM dentistry in prosthodontics. Prim Dent J, 2018; 7(2): 30–35.
10. Sun J, Zhang FQ.
The application of rapid prototyping in prosthodontics. J Prosthodont. 2012; 21(8): 641–644.
11. Miyazaki T, Hotta Y.
CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. Aust Dent J. 2011; 56, Suppl. 1: 97–106. doi:10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x.
12. Alghazzawi TF.
Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. J Prosthodont Res. 2016; 60(2): 72–84. doi:10.1016/j.jpor.2016.01.003.
13. Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy MA, Al Jabbari YS.
Selective laser melting technique of co-cr dental alloys: A review of structure and properties and comparative analysis with other available techniques. J Prosthodont. 2015; 24(4): 303–312. doi:10.1111/jopr.12268.
14. Gunsoy S, Ulusoy M.
Evaluation of marginal/internal fit of chrome-cobalt crowns: Direct laser metal sintering versus computer-aided design and computer-aided manufacturing. Niger J Clin Pract. 2016; 19(5): 636–644. doi:10.4103/1119-3077.188699.
15. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X.
Clinical marginal and internal fit of crowns fabricated using different CAD/CAM technologies. J Prosthodont. 2015; 24(4): 291–295. doi:10.1111/jopr.12209.
16. Tara MA, Eschbach S, Bohlsen F, Kern M.
Clinical outcome of metal-ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology. Int J Prosthodont. 2011; 24(1): 46–48.
17. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R.
The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. Dent Mater. 1985; 1(5): 197–199.
18. McLean JW, von Fraunhofer JA.
The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J. 1971; 131(3): 107–111.
19. Papadiochou S, Pissiotis AL.
Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. J Prosthet Dent. 2017; 119(4): 545–551. doi:10.1016/j.prosdent.2017.07.001.
20. Jorgensen KD, Esbensen AL.
The relationship between the film thickness of zinc phosphate cement and the retention of veneer crowns. Acta Odontol Scand. 1968; 26(3): 169–175.
21. May LG, Kelly JR, Bottino MA, Hill T.
Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: Multi-physics FEA modeling and monotonic testing. Dent Mater. 2012; 28(8): 99–109. doi.org/10.1016/j.dental.2012.04.033.

proLékaře.cz | 8.10.2026

kavitách a ve slotech byly mírně širší než 100 až 160 µm a okluzní mezery byly výrazně širší než 100 až 160 µm. Takto široké mezery zjištěné v rámci této studie by mohly vést k nepřiměřené polymeraci adhezivního fixačního cementu. Navíc mezery s šířkami (průměrnými i maximálními) většími než 180 µm v pomocných prvcích mohou způsobit nedostatečnou funkci těchto prvků. Přestože SLM sintrované korunky bylo možné dosadit do jejich konečné pozice, funkčnost aproximálních kavit a slotů s takto širokými mezerami je sporná. Kvůli tomu bylo SLM sintrování posouzeno jako neschopné vyrobit korunky na pahýly s pomocnými retenčními prvky a vyžaduje další inovace.

Je třeba provést další studie k posouzení vlivu vnitřního dosedu, zejména v pomocných prvcích, na retenci a rezistenci korunek v kompromisních situacích. Je také nutné dále zkoumat skenování a parametry CAD/CAM postupů.

ZÁVĚR

V rámci limitací této studie byla pouze licí technika schopna vyrábět korunky na pahýly s pomocnými prvky s okrajovým uzávěrem a vnitřním dosedem klinicky přijatelnými podle hranic stanovených pro tuto studii. CAD/CAM systémy nedosahovaly klinicky přijatelných výsledků a vyžadují další zlepšení.

Poděkování

Autoři děkuji firmám BEGO Medical GmbH a Noble Biocare za vyrobení korunek CAD/CAM technologiemi.

Dr. med. dent. Katarzyna Walczak
Oddělení protetické stomatologie
Lékařská fakulta Carla Gustava Caruse
Technická Univerzita Drážďany
Fetscherstr. 74, 01307 Drážďany,
Německo
e-mail: katarzyna.walczak@uniklinikum-dresden.de

22. Tamac E, Toksavul S, Toman M.
Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2014; 112(4): 909–913. doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.12.020.

23. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X.
Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. J Prosthet Dent. 2015; 113(6): 623–627. doi:10.1016/j.prosdent.2014.10.012.

24. Quante K, Ludwig K, Kern M.
Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. Dent Mater. 2008; 24(10): 1311–1315.

25. Castillo-Oyagüe R, Lynch CD, Turrión AS, López-Lozano JF, Torres-Lagares D, Suárez-García MJ.
Misfit and microleakage of implant-supported crown copings obtained by laser sintering and casting techniques, luted with glass-ionomer, resin cements and acrylic/urethane-based agents. J Dent. 2013; 41(1): 90–96. doi.org/10.1016/j.jdent.2012.09.014.

26. Dahl BE, Ronold HJ, Dahl JE.
Internal fit of single crowns produced by CAD-CAM and lost-wax metal casting technique assessed by the triple-scan protocol. J Prosthet Dent. 2017; 117(3): 400–404. doi:10.1016/j.prosdent.2016.06.017.

27. Kim EH, Lee DH, Kwon SM, Kwon TY.
A microcomputed tomography evaluation of the marginal fit of cobalt-chromium alloy copings fabricated by new manufacturing techniques and alloy systems. J Prosthet Dent. 2016; 117(3): 393–399. doi:10.1016/j.prosdent.2016.08.002.

28. Kim KB, Kim WC, Kim HY, Kim JH.
An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. Dent Mater. 2013; 29(7): 91–96.

29. Myszka D, Skrodzki M.
Comparison of dental prostheses cast and sintered by SLM from Co-Cr-Mo-W alloy. Arch Foundry Eng. 2016; 16(4): 201–207.

30. Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, von Steyern PV.
The fit of cobalt–chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. Dent Mater. 2011; 27(4): 356–363.

31. Pompa G, Di Carlo S, De Angelis F, Cristalli MP, Annibali S.
Comparison of conventional methods and laser-assisted rapid prototyping for manufacturing fixed dental prostheses: An in vitro study. Biomed Res Int. 2015: 318097. doi:10.1155/2015/318097.

32. Suleiman SH, Vult von Steyern P.
Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. Acta Odontol Scand. 2013; 71(5): 1280–1289. doi:10.3109/00016357.2012.757650.

33. Tuna SH, Özçiçek Pekmez N, Kürkçüoğlu I.
Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods. J Prosthet Dent. 2015; 114(5): 725–734. doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.02.031.

34. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA.
Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. J Prosthet Dent. 2009; 102(4): 253–259. doi:10.1016/s0022-3913(09)60165-7.

35. Zeng L, Xiang N, Wei B.
A comparison of corrosion resistance of cobalt-chromium-molybdenum metal ceramic alloy fabricated with selective laser melting and traditional processing. J Prosthet Dent. 2014; 112(5): 1217–1224. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.03.018.

36. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD.
Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent. 1989; 62(4): 405–408.

37. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH.
Clinical fit of procera allceram crowns. J Prosthet Dent. 2000; 84(4): 419–424. doi:10.1067/mpr.2000.109125.

38. Bjorn AL, Bjorn H, Grkovic B.
Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns. Odontol Rev. 1970; 21(3): 337–346.

39. Son YH, Han CH, Kim S.
Influence of internal-gap width and cement type on the retentive force of zirconia copings in pullout testing. J Dent. 2012; 40(10): 866–872. doi.org/10.1016/j.jdent.2012.07.007.

40. Wiskott HW, Belser UC, Scherrer SS.
The effect of film thickness and surface texture on the resistance of cemented extracoronal restorations to lateral fatigue loading. Int J Prosthodont. 1999; 12(3): 255–262.