

3/2022

ročník 122

# ČESKÁ STOMATOLOGIE

A PRAKTICKÉ ZUBNÍ LÉKAŘSTVÍ

# CZECH DENTAL JOURNAL



RECENZOVANÝ ČASOPIS / PEER-REVIEWED JOURNAL

Indexováno: Bibliographia Medica Československa, EBSCO Academic Search Complete,  
Seznam recenzovaných neimpaktovaných periodik vydávaných v ČR

ISSN 1213-0613 (Print), ISSN 1805-4471 (Online)

Meranie rozmerovej stability modelov zubných oblúkov z termoplastických materiálov vytlačených metódou Fused Deposition Modeling počas procesu vákuovania

*Measurement of dimensional stability of dental arch models printed from thermoplastic materials with the Fused Deposition Modeling method during the vacuuming process*

Dentální a skeletální změny maxilly po rychlé maxilární expanzi

*Dental and skeletal changes of the maxilla after rapid maxillary expansion*

Dentální keramika – mechanické vlastnosti

*Dental ceramics – mechanical properties*

Den výzkumných prací 2022. Sborník abstraktů





Česká stomatologická komora Vás srdečně zve na

# PRAŽSKÉ DENTÁLNÍ DNY

14. – 15. října 2022 | O2 universum, Praha



## 25. ROČNÍK MEZINÁRODNÍHO KONGRESU

**V odborném programu vystoupí  
zahraniční hosté:**

- MUDr. Igor Čech (Slovensko)
- prof. Ingrid Grunert (Rakousko)
- József Rátónyi (Maďarsko)
- László Romanszky, MDT (Maďarsko)

**domácí odborníci:**

- doc. MUDr. Lenka Roubalíková, Ph.D.
  - MUDr. Lucie Sedelmayer
  - doc. MUDr. Martin Starosta, Ph.D.
  - MUDr. Jan Streblov
  - MUDr. Daniel Svoboda
  - doc. MDDr. MUDr. Jiří Šedý, Ph.D., MBA
  - MUDr. Jiří Zvolánek
  - MDDr. Radovan Žižka, Ph.D.
- a řada dalších odborníků



Přihlášku a podrobný program  
najdete na **www.dent.cz**  
(Vzdělávání / Kongres PDD)

# ČESKÁ STOMATOLOGIE A PRAKTICKÉ ZUBNÍ LÉKAŘSTVÍ

## CZECH DENTAL JOURNAL

ročník 122, září 2022, č. 3

První číslo vyšlo v roce 1900

### ŠÉFREDAKTOR

MUDr. Martin Kapitán, Ph.D.

### ZÁSTUPKYNĚ ŠÉFREDAKTORA

PhDr. Iva Žáková

### ČLENOVÉ REDAKČNÍ RADY

doc. MUDr. Pavlína Černochová, Ph.D.

MUDr. Simona Dianišková, Ph.D., MPH (SR)

prof. MUDr. Tatjana Dostálová, DrSc., MBA

prof. MUDr. Jana Dušková, DrSc., MBA

prof. dr. Steven P. Engebretson (USA)

dr. Hans-Rainer Fischer (SRN)

doc. MUDr. et MUDr. Lukáš Hauer, Ph.D.

MUDr. Robert Houba, Ph.D.

MUDr. Ladislav Korábek, CSc., MBA

doc. RNDr. Petra Bořilová Linhartová, Ph.D.

doc. MUDr. Vlasta Merglová, CSc.

stomatolog Yuliya Morozova, Ph.D.

doc. MUDr. Luděk Peřinka, CSc.

prof. MUDr. Antonín Šimůnek, CSc.

doc. MUDr. Roman Šmucler, CSc.

doc. MUDr. Jan Veverka, CSc.

doc. MUDr. Antonín Zicha, CSc.

### OBSAH

**Doc. MUDr. Věra Hubková, CSc.,** 66  
oslavila významné životní jubileum

**Naše pocta Jesenským, hrdinům heydrichiády** 66

**Meranie rozmerovej stability modelov zubných** 67  
**oblúkov z termoplastických materiálů**  
**vytlačení metodou Fused Deposition Modeling**  
**počas procesu vákuovania**

*Measurement of dimensional stability of dental arch  
models printed from thermoplastic materials with  
the Fused Deposition Modeling method during  
the vacuuming process*

Hlavenková Z., Milde J., Thurzo A., Dianišková S.

**Dentální a skeletální změny maxilly** 79  
**po rychlé maxilární expanzi**

*Dental and skeletal changes of the maxilla after  
rapid maxillary expansion*

Nocar A., Horáček M., Dostálová T., Trojanová J.

**Dentální keramika – mechanické vlastnosti** 87  
*Dental ceramics – mechanical properties*

Hynková K., Voborná I.

**Den výzkumných prací 2022. Sborník abstraktů** 95



Vážené čtenářky,  
vážení čtenáři,

doufám, že jste letošní mimořádně horké léto využili k dostatečnému odpočinku a strávili příjemné chvíle s Vašimi blízkými a přáteli. Nyní je čas vrátit se zpět ke každodenním povinnostem a s předběžnou opatrností dobrého hospodáře se připravit

na možná přicházející krizi. Uchovejme si optimismus slunečných letních dní, až se opět chopíme mikromotoru, kleští, pera či jiného nástroje a vrátíme se k práci, která nám přináší radost, uspokojení a obživu.

V rukou držíte třetí letošní číslo časopisu Česká stomatologie a praktické zubní lékařství, které Vám přináší původní testování pracovních modelů vyrobených 3D tiskem, dva přehledové články s ortodontickými a protetickými tématy a sborník abstraktů z vědecké konference Den výzkumných prací 2022.

S radostí sledujeme, jak rostoucí počet rukopisů vede k soutěžení o místa v jednotlivých číslech. Autorům děkuji za zájem publikovat v ČSPZL a ostatní k tomu povzbuzuji. Kvalitních článků, které obstojí v pečlivém recenzním řízení, není nikdy dost.

Přeji Vám krásné dny plné podzimních barev zářících v nízkém slunci a zahánějících mraky, mlhy a chmury.

**MUDr. Martin Kapitán, Ph.D.**

šéfredaktor

**Uzávěrka čísla:** 31. 8. 2022. **Datum vydání:** 12. 9. 2022.

**Místo vydání:** Praha. **Vydavatel:** Česká stomatologická komora, Slavojska 22, Praha 2, PSČ 128 00, IČO: 00224286.

**Náklad:** 500 výtisků. **Vychází jako recenzovaný**

**odborný časopis 4x ročně.** ISSN 1213–0613 (Print);

ISSN 1805-4471 (Online). Evidenční číslo Ministerstva kultury

ČR: MK ČR E 102. **Indexováno:** Bibliographia medica

Čechoslovaca; EBSCO Academic Search Complete;

Seznam recenzovaných neimpaktovaných periodik Rady pro výzkum, vývoj a inovace Úřadu vlády ČR.

**Adresa redakce:** ČSK, Slavojska 22, 128 00 Praha 2, +420 234 709 625, csk@dent.cz, www.dent.cz.

**Redaktorka:** Mgr. Stanislava Beranová.

**Sekretariát redakce a předplatné:** Ing. Jolana Kunrtová, tel.: +420 234 709 630, kunrtova@dent.cz.

**Inzerce:** Tereza Soukupová, DiS., tel.: +420 770 134 250, soukupova@dent.cz.

**Grafický design a sazba:** RoonSwenson, s. r. o.

**Výroba:** Helma Beta, spol. s r. o. **Distribuce:** Česká pošta, s. p.

**Fotografie:** Archiv autorů odborných sdělení (s. 66-96);

Ladislav Šolc (s. 66); Iva Žáková (s. 65).

**Elektronická verze ČSPZL, včetně podmínek pro publikaci:** www.prolekare.cz.



## DOC. MUDR. VĚRA HUBKOVÁ, CSC., OSLAVILA VÝZNAMNÉ ŽIVOTNÍ JUBILEUM

**Doc. MUDr. Věra Hubková, CSC., v srpnu tohoto roku oslavila významné životní jubileum. Svůj profesní život natrvalo spojila s dětskou stomatologií, již byla po řadu let přední představitelkou nejen v domácích poměrech, nýbrž i v evropském kontextu, a s královéhradeckou stomatologickou klinikou LF UK, kterou řadu let velice úspěšně vedla a všestranně rozvíjela.**

Má velkou zásluhu na zásadní transformaci pregraduální výuky stomatologie v celonárodním měřítku v souladu s direktivami Evropské unie. Velice záslužná byla rovněž její dlouhodobá práce pro Stomatologickou společnost ČLS JEP a pro Českou společnost dětské stomatologie, stejně jako práce pro Českou stomatologickou komoru. Je nositelkou čestného titulu **Osobnost české stomatologie**, který jí ČSK udělila v roce 2009.

I v současné době zůstává velice platnou členkou zkušebních komisí pro státní závěrečné a doktorské

zkoušky, a aktivní členkou Vědecké rady Lékařské fakulty UK v Hradci Králové.

V této krátké zdravotní bohužel není možné zmínit její další mnohé zajímavé aktivity, znalosti a neortodoxní zájmy, které dalece přesahují rámec běžných aktivit našich spoluobčanů. Do dalších let spokojeného života jí přejeme pevné zdraví, rodinnou pohodu, spokojenost a neutuchající životní optimismus.

**Kolektiv pracovníků  
Stomatologické kliniky  
LF UK a FN  
v Hradci Králové**



## NAŠE POCTA JESENSKÝM, HRDINŮM HEYDRICHIÁDY

**Před osmdesáti lety, 18. 6., vyvrcholily události spojené s atentátem na zastupujícího říšského protektora Reinharda Heydricha. Tragicky a fatálně zasáhly členy rodiny Jesenských, která významně ovlivnila dějiny české stomatologie.**



13. 6. 2022, pomník Obětem 2. světové války na terase kostela sv. Cyrila a Metoděje v pražské Resslově ulici. Kytici jménem všech zubních lékařů položil prezident ČSK doc. MUDr. Roman Šmucler, CSC. O rodině Jesenských velmi poutavě hovořil doc. MUDr. Otakar Brázda, CSC.

Do aktivní spolupráce s československými parašutisty se zapojili MUDr. Jiří Jesenský, vedoucí protetiké laboratoře pražské stomatologické kliniky, a jeho manželka Žofie, Jiřího bratr doc. MUDr. Jan Jesenský, in memoriam profesor stomatologie, a jeho manželka Alžběta. Podíl Jesenských na heydrichiádě byl nemalý – pomáhali parašutistům už od jejich výsadku po několik měsíců. Všichni čtyři byli koncem června 1942 zatčeni a poté dne 24. 10. 1942 popraveni v Mauthausenu ranou do týla.

Památku hrdinů odboje uctila Česká stomatologická komora 26. 5. 2022 po-

ložení kytice na hrob rodiny Jesenských na pražském Olšanském hřbitově, o který ČSK pečuje v rámci projektu Adopce významných hrobů. V pondělí 13. 6. 2022 se pak zástupci Komory a její členové, představitelé Stomatologické kliniky 1. LF UK a VFN Praha a ČLS JEP sešli u pomníku Obětem 2. světové války na terase kostela sv. Cyrila a Metoděje v pražské Resslově ulici, kde se v kryptě kostela parašutisté výsadku Anthropoid po atentátu skrývali. Pietní setkání bylo spojeno také s historickým výkladem přímo v kostele.

**Redakce**

# MERANIE ROZMEROVEJ STABILITY MODELOV ZUBNÝCH OBLÚKOV Z TERMOPLASTICKÝCH MATERIÁLOV VYTLAČENÝCH METÓDOU FUSED DEPOSITION MODELING POČAS PROCESU VÁKUOVANIA

Pôvodná práca – experimentálna štúdia

## MEASUREMENT OF DIMENSIONAL STABILITY OF DENTAL ARCH MODELS PRINTED FROM THERMOPLASTIC MATERIALS WITH THE FUSED DEPOSITION MODELING METHOD DURING THE VACUUMING PROCESS

Original article – experimental study

English fulltext: [www.prolekare.cz](http://www.prolekare.cz)

Hlavenková Z., Milde J., Thurzo A., Dianišková S.

Katedra čelústnej ortopédie, Lekárska fakulta, Slovenská zdravotnícka univerzita, Bratislava

### SÚHRN

**Úvod a cieľ práce:** V posledných desaťročiach prechádza celá oblasť medicíny digitálnou revolúciou. Tá nevynecháva ani stomatologické odbory a čoraz viac pracovných postupov je aj v čelústnej ortopédii pretransformovaných do digitálnej formy. Digitálny model zubných oblúkov sa získava vďaka intraorálnemu skeneru a je možné ho potom následne vytlačiť na 3D tlačiarňu do fyzickej formy. Dentálne modely sú v čelústoortopedickej ambulancii potrebné ako študijné modely na diagnostickú analýzu a určenie terapeutického plánu, no po skončení čelústoortopedickej terapie sú veľmi dôležité aj ako pracovné modely na výrobu retenčných aparátov. Veľmi často indikovaným a s obľubou používaným retenčným aparátom sú termoplastické retenčné dlahy. Tie sa vyrábajú za vysokej teploty vo vákuovacom prístroji v procese známom aj ako vákuovanie a konvenčne sa tento proces vykonáva na sadrových modeloch. Pri stúpajúcej popularite digitálnych dentálnych modelov a ich následnej 3D tlači je dôležité vedieť, či sú aj takto zhotovené dentálne modely na výrobu termoplastických dláh vhodné. V súčasnosti vo všeobecnosti najpoužívanejšia metóda na 3D tlač sa nazýva Fused Deposition Modeling a na tlač využíva natavené plasty. Cieľom tohto výskumu bolo zhodnotiť tri termoplastické materiály – ABS, ASA a Z-Ultrat a zistiť ich reakciu na podmienky, ktorým budú vystavené vo vákuovacom prístroji. Dôležité bolo určiť, ktorý z nich si pri daných podmienkach zachová najlepšiu rozmerovú stabilitu.

**Metódy:** K získaniu potrebných dát sme najprv pomocou intraorálneho skenera iTero vytvorili intraorálne skeny horného zubného oblúka dvoch pacientov, a tie boli následne použité na výrobu fyzických 3D modelov pomocou 3D tlačiarne Zortrax M200. Pri 3D tlači boli nastavené nasledovné parametre: hrúbka vrstvy 0,09 mm, hustota vnútornej

výplne 70 % a orientácia modelu v osi Z bola 45°. Fyzické 3D modely boli potom naskenované 3D skenerom GOM ATOS TripleScan, vložené do vákuovacieho prístroja a potom znovu naskenované. Na vyhodnotenie rozmerovej presnosti vyrábaných dielov bol použitý softvér GOM Inspect. Maximálna klinicky akceptovateľná odchýlka medzi prvým 3D skenom a skenom fyzického modelu po vákuovaní bola autormi určená na  $\pm 0,50$  mm.

**Výsledky:** U všetkých troch skúmaných termoplastických materiálov bola zaznamenaná štatisticky významná zmena rozmerov zubných modelov. Veľkosť týchto odchýlok je však v praxi akceptovateľná. Maximálnu klinicky prípustnú odchýlku  $\pm 0,50$  mm splnili všetky modely vytlačené z materiálu ABS a Z-Ultrat.

**Záver:** Najlepšiu rozmerovú stálosť vykazoval certifikovaný materiál Z-Ultrat s chemickým zložením PC-ABS. Na základe obdržaných dát je možné usúdiť, že modely zubných oblúkov vytlačených metódou FDM môžu byť v praxi používané ako pracovné modely na výrobu termoplastických dláh.

**Kľúčové slová:** čelútna ortopédia, 3D digitalizácia, digitálne dentálne modely, retencia, termoplastické dlahy, vákuovanie, Fused Deposition Modeling, akrylonitrilbutadiénstyren, akrylonitrilstyrénakrylát, Z-Ultrat

### SUMMARY

**Introduction and aim:** In recent decades, the whole field of medicine has been undergoing a digital revolution. This phenomenon is making its way into dental fields as well, including orthodontics, and gradually more and more workflow procedures are being digitalized. The digital models of dental arches can be obtained with

the help of an intraoral scanner, and afterwards, using a 3D printer, they can be transformed into physical models. In the field of orthodontics, dental models are needed as study models for diagnostic analysis and determining the therapeutical plan. Dental models at the end of orthodontic therapy are very important as working models for the production of retention devices. The thermoplastic retention plates are very frequently given to patients as retention apparatus and are very popular among them. They are being manufactured at high temperatures in a vacuum machine in a process also known as vacuuming. Conventionally this manufacturing tends to be performed on classic gypsum models. With the growing popularity of digital dental models and their subsequent 3D printing, it is important to know whether dental models made in this way are also suitable for the production of thermoplastic retention plates. Currently, the most widely used method for 3D printing is called Fused Deposition Modeling, using molten plastics as a material for the printing.

The aim of this research was to evaluate 3 thermoplastic materials - ABS, ASA, and Z-Ultrat and to measure their dimensional stability while being exposed to the conditions of vacuuming during the production of the thermoplastic plates. It was important to determine which of them would retain its dimensional stability under given conditions in the best way.

**Methods:** To obtain the necessary data, we first made intraoral scans of the upper dental arch of two patients using an iTero intraoral scanner. With the use of Zortrax

M200 3D printer, these scans were then used to produce physical 3D models. The following parameters were set for the 3D printing: layer thickness - 0.09 mm, density of the infill - 70%, and orientation of the model in the Z axis - 45°. The physical 3D models were then digitized again with GOM ATOS TripleScan extraoral 3D scanner, placed in a vacuum machine, and then scanned again. GOM Inspect software was used to evaluate the dimensional accuracy of manufactured parts. The maximum clinically acceptable deviation between the first 3D scan and the scan of the physical model after vacuuming was determined by the authors to be +/- 0.50 mm.

**Results:** Dental models from all 3 examined thermoplastic materials have shown a statistically significant change in their dimensions. However, the magnitude of these deviations is acceptable for clinical practice. All models printed from ABS and Z-Ultrat met the maximum clinically permissible deviation of +/- 0.50 mm.

**Conclusions:** Certified material Z-Ultrat, having a chemical composition of PC-ABS, showed the best dimensional stability. Based on the obtained data, it can be concluded that the models of dental arches printed by the FDM method can be used in practice as working models for the production of thermoplastic retention plates.

**Key words:** orthodontics, 3D digitalization, digital dental models, retention, thermoplastic foils, vacuuming, Fused Deposition Modeling, acrylonitrile butadiene styrene, acrylonitrile styrene acrylate, Z-Ultrat

Hlavenková Z, Milde J, Thurzo A, Dianišková S.

Meranie rozmerovej stability modelov zubných oblúkov z termoplastických materiálov vytlačených metódou Fused Deposition Modeling počas procesu vákuovania.

Čes stomatol Prakt zubní lék. 2022; 122(3): 67–78. doi 10.51479/cspzl.2022.008

## ÚVOD

Každá čelústnoortopedická liečba pozostáva z dvoch častí: aktívnej a retenčnej fázy. Počas aktívnej fázy čelústno-ortopedické aparáty generujú silu, ktorá priamo pôsobí na zuby a následkom tohto dlhotrvajúceho pôsobenia sa kosť v okolí zubného koreňa pomaly remodeluje a zuby sa dostávajú do novej želanej polohy. Túto novonadobudnutú polohu je však potrebné považovať za potenciálne nestabilnú. Na dosiahnutie excelentných dlhodobých výsledkov a zabezpečenie stability dosiahnutého stavu je kľúčové od ortodontickej kontroly postavenia zubov upúšťať postupne – je potrebné zuby v novonadobudnutej polohe udržiavať retenčnými aparátmi. Existujú dve hlavné skupiny retenčných aparátov: fixné retainery a snímatelné retainery.

Často indikovaným a oblúbeným typom snímateľných retainerov sú termoplastické re-

tenčné dlahy. Vyrábajú sa z rovných transparentných fólií na báze polypropylénu. Tie sa počas procesu vákuového tvarovania vo vákuovacom prístroji najprv zohrejú do viskózne-elastickej oblasti a následne pevne pritlačia na zubný model a vďaka podtlaku presne skopírujú jeho tvar. Termoplastické dlahy si v posledných desaťročiach získali veľkú popularitu a momentálne sú v hornom zubnom oblúku najpoužívanejším retenčným aparátom [1]. Pri konvenčnom spôsobe výroby termoplastickej dlahy je potrebné pacientovi zhotoviť alginátový odtlačok vyrovnaného zubného oblúka, ktorý sa potom vylieva zo sadry, čím sa vytvorí tvrdý sadrový pracovný model. V súčasnosti však môžeme byť svedkami trendu digitalizácie a ten je stále viac citelný aj v zubných ambulanciách. Popri fotografiách, RTG záznamoch či 3D vizualizáciách výsledku ortognátnej operácie sú dentálne modely posledným



diagnostickým údajom zatiaľ využívaným prevažne vo fyzickej forme. No postupne sú nahradzované ich digitálnou verziou a stále viac čelustných ortopédov, oceňujúc ich výhody, si zvykajú na prácu s nimi. Pri tomto novom postupe sa vyrovnávajú zubný oblúk nasníma s použitím intraorálneho skenera, a tým obdržíme digitálny model zubného oblúka. Ten je potom možné v krátkom čase previesť do fyzickej formy vďaka jednej z metód Rapid Prototyping (RP).

Metódy RP môžu byť definované ako „proces rýchleho zhotovenia fyzického modelu s použitím dát 3D väčšinou vo forme STL; 3D skenovanie je väčšinou na jednom konci a 3D tlačiareň na druhom konci tohto reťazca“ [2]. Technológie RP sa dajú rozdeliť na dve základné kategórie: technológie odoberania materiálu a technológie pridávania materiálu – nazývané aj aditívne technológie (Additive Manufacturing, AM) [3].

Metóda AM použitá v tomto experimente sa nazýva Fused Deposition Modeling (FDM). Zo všetkých aditívnych technológií je FDM vo všeobecnosti používaná najviac a pozostáva z nanášania vrstiev natavených polotekutých plastov [4].

Pod vplyvom digitalizácie sa v čelustnoortopedických ambulanciách čoraz častejšie získava model zubného oblúka digitálnou formou. Vzniká potom potreba pretransformovania digitálneho modelu do fyzickej formy za účelom vytvorenia pracovného modelu na výrobu retenčnej termoplastickej dlahy.

Tento modernejší spôsob získavania čelustno-ortopedických dát a vytvárania pracovného modelu (za použitia intraorálneho skenera a výrobných technológií FDM) je spojený s mnohými výhodami. V prvom rade je uľahčená archivácia údajov o pacientoch, pretože dentálne modely vytlačené na 3D tlačiarňu metódou FDM vážia oveľa menej ako sadrové dentálne modely. A vďaka možnosti uchovávanía dát v elektronickej forme častokrát potreba fyzického priestoru na ich skladovanie odpadá úplne. Ďalšími výhodami je rýchlosť obdržania diagnostických dát, možnosť transferu informácií digitálnou formou, praktická hlavne pri interdisciplinárnej spolupráci, alebo možnosť tvorby virtuálneho set-upu. Pri výrobe termoplastickej dlahy na sadrovom modeli taktiež dochádza pri jej snímaní z modelu veľmi často k odlomeniu zubov, hlavne vo frontálnej oblasti. Modely vyrobené z termopolyméru sú pružnejšie ako sadra, a teda pri snímaní termoplastickej dlahy zostávajú nepoškodené. Pre mnohých čelustných ortopédov je príjemné, že pri tomto procese výroby odpadá potreba miešania alginátu a potom

sadry, čo robí celý proces čistejším. V neposlednom rade je tento proces pre pacientov pohodlnejší, lebo sa vyhnú nie práve príjemnému zážitku z alginátového odtlačku [5–7].

Z dôvodu narastajúceho záujmu o tento modernejší proces – získanie zubného modelu v digitálnej forme intraorálnym skenerom a následné pretransformovanie do fyzickej formy metódou FDM – je dôležité zistiť, ktoré materiály využívané pri metóde FDM sú pre daný účel najvhodnejšie. V tomto experimente boli porovnávané tri termoplastické materiály – ABS, ASA a Z-Ultrat. Hlavným cieľom experimentu bolo vyhodnotiť, ktorý z troch skúmaných materiálov si zachová najlepšiu rozmerovú stabilitu pri vystavení podmienkam vo vákuovacom prístroji pri výrobe retenčnej essix dlahy.

### 3D MODELÝ HORNÝCH ZUBNÝCH OBLÚKOV POUŽITÉ NA EXPERIMENT

Digitálne informácie, ktoré sú priamo poskytnuté intraorálnym skenerom, však samé o sebe automaticky nepostačujú na výrobu fyzických modelov, pred tlačou je potrebné isté spracovanie. Obdržaný 3D sken zuboradi zobrazuje len vonkajší povrch zubného oblúka – je zospodu otvorený, dutý, nemá rovnú základňu a obsahuje obrisy aj okolitých tkanív. Ako prvé musia byť odstránené nepotrebné dáta a artefakty, všetko, čo nie je súčasťou zubného oblúka. Potom je vytvorený súradnicový systém a digitálne modely sú doň vložené tak, aby ich základne sedeli na ploche vytvorenej osou X a Y. Duté modely sú úplne vyplnené a povrch podstavcov modelov je zarovnaný a zrezaný. Pre účely tohto experimentu a zabezpečenie správneho umiestnenia vytlačených modelov do 3D skenera GOM ATOS TripleScan bol v oblasti medzi centrálnymi rezákmi vytvorený tzv. element na ustavenie v tvare kocky. Všetky tieto úpravy boli vykonané v softvérovom programe s názvom MeshMixer [8].

Takto upravené 3D digitálne modely sú pripravené na tlač, a tak boli vo formáte STL vložené do „slicing programu“ Z-Suite kompatibilného s 3D tlačiarňou Zortrax M200, ktorá bola využitá na ich tlač. V ňom boli definované presné parametre tlače. Experimentálne bolo dokázané, že si digitálne 3D modely pri ich pretransformovaní na fyzické modely 3D tlačou najlepšie zachovávajú svoje mechanické vlastnosti, keď je hustota ich vnútornej výplne nastavená na 70 %, hrúbka vonkajšej vrstvy je 0,09 mm a uhly, pod ktorými sa vertikálne vrstvy infillu dotýkajú vonkajšej steny modelu, sú nastavené na 45°, takže parametre pri tomto experimente boli nastavené presne na tieto hodnoty [9].

## TRI MATERIÁLY – TERMOPLASTICKÉ POLYMÉRY

Fused Deposition Modeling je, pokiaľ sa berú do úvahy všetky odbory vrátane technických, najčastejšie používanou aditívnou technológiou. Na tlač týmto spôsobom výroby sa používajú roztavené termoplastické polyméry. Polyméry sú dlhoreťazové molekuly, ktoré vznikajú počas procesu polymerizácie spájaním veľkého množstva opakujúcich sa jednotiek – monomérov. Ak sa v polymérnom reťazci nachádza iba jeden druh monomérov, nazýva sa homopolymér. Ak sú v reťazci prítomné dva alebo tri druhy monoméru, označuje sa za kopolymér resp. terpolymér [10]. Termoplastické polyméry sú amorfné látky, nachádzajú sa v nich heterogenity rôzneho druhu, preto sa u nich nedá určiť špecifická teplota tavenia. Pri nízkych teplotách sú tvrdé a krehké, označuje sa to ako ich sklovitý stav. Zahrievaním prechádzajú do kaučukovitého stavu, v ktorom je ich deformačná schopnosť o niekoľko rádov vyššia, no táto deformácia je ešte úplne vratná, nazýva sa preto vysokoelastická deformácia. Teplotné rozmedzie medzi sklovitým a vysokoelastickým stavom sa nazýva teplota sklovitého prechodu  $T_g$ . Je to jedna zo základných vlastností, ktorá každý termpolymér charakterizuje. Ďalším zvyšovaním teploty sa polymér dostáva do plastického stavu, táto deformácia je už nevratná. Prechod medzi vysokoelastickým a plastickým stavom určuje teplotný interval označený ako teplota tečenia  $T_f$ . Po vychladnutí termpolyméry opäť stuhnú [11].

Fyzikálno-chemické vlastnosti termpolymérov sú určené typom použitých monomérov a ich distribúciou v reťazci. Na modifikáciu ich vlastností sa do nich môžu následne pridávať rôzne aditíva, ovplyvňuje sa tým napr. ich tuhosť, húževnatosť, odolnosť voči poveternostným vplyvom, rozmerová stabilita atď. [10].

Termoplasty používané na tlač procesom FDM sú na trhu k dispozícii od rôznych predajcov v rôznych cenových kategóriách. Výrobcom ich skladujú navinuté na cievke vo forme dlhých a tenkých vlákien, preto sa pre ne používa názov filamenty [8].

### Akrylonitrilbutadiénstyren

Akrylonitrilbutadiénstyren (ABS) je terpolymér vyrobený polymerizáciou monomérov akrylonitrilu, butadiénu a styrénu. Vyznačuje sa výbornou húževnatosťou, dobrou rozmerovou a geometrickou stálosťou, ľahkou spracovateľnosťou, chemickou odolnosťou a nízkou cenou. Jeho kľúčové vlastnosti sú nasledovné:

hustota  $0,9 \text{ g/cm}^3$  –  $1,53 \text{ g/cm}^3$ , teplota sklovitého prechodu  $\sim 105 \text{ }^\circ\text{C}$ . Štandardná teplota pre tlač je  $230 \text{ }^\circ\text{C}$  [12].

### Akrylonitrilstyrénakrylát

Akrylonitrilstyrénakrylát (ASA) je terpolymér, v ktorom sa spájajú monoméry akrylonitrilu, styrénu a akrylátu. Bol vyvinutý ako alternatíva k ABS s cieľom vytvoriť materiál s oveľa vyššou odolnosťou voči poveternostným vplyvom. ASA sa vyznačuje veľkou húževnatosťou a tuhosťou, dobrou chemickou odolnosťou a tepelnou stabilitou, má veľkú odolnosť proti starnutiu a žltnutiu a materiál je charakteristický vysokým leskom [13].

### Z-Ultrat

Ide o pomerne nový a ešte nie príliš preskúmaný termoplastický materiál. Z chemického hľadiska ide o zmes polymérov, v ktorej je vo vhodnom pomere zmiešaný ABS s polykarbonátom (PC). PC sa pridáva do zmesi za účelom dosiahnutia ešte vyššej tvrdosti a odolnosti v porovnaní s bežným ABS. Výrobca sľubuje, že Z-Ultrat dokáže spoľahlivo dosiahnuť vlastnosti predmetov vyrábaných technológiou vstrekovania plastov. K vlastnostiam tohto materiálu patrí mimoriadna tvrdosť, odolnosť voči vysokým teplotám, výborná kvalita povrchu a jednoduchý postprocessing. Jeho hustota je  $1,18 \text{ g/cm}^3$  a teplota sklovitého prechodu je  $106,4 \text{ }^\circ\text{C}$  [14].

Cieľom tohto výskumu bolo zhodnotiť tieto tri termoplastické materiály a zistiť ich reakciu na podmienky, ktorým budú vystavené vo vákuovacom prístroji. Dôležité bolo určiť, ktorý z nich si pri daných podmienkach zachová najlepšiu rozmerovú stabilitu.

## MATERIÁL A METODIKA

Prvým krokom experimentu bolo za použitia intraorálneho skenera značky iTero (Align Technology, Spojené štáty americké) získanie intraorálnych skenov horného zubného oblúka dvoch pacientov. Tieto dva digitálne modely sa označujú ako CAD modely a v práci boli nazývané aj ako nominálne modely. Na oboch nominálnych modeloch boli v programe GOM ATOS Professional v7.5 SR2 vytvorené tri rôzne rezy: Rez 1 označujúci vzdialenosť medzi dvomi konkrétnymi bodmi na vestibulárnom povrchu druhých molárov, Rez 2 medzi dvomi špecifickými bodmi na vestibulárnom povrchu druhých premolárov a Rez 3 medzi dvomi špecifickými bodmi na vestibulárnom povrchu očných zubov. Následne boli tieto modely vo formáte STL vyexportované do programu



Z-SUITE, CAM softvéru, určeného pre 3D tlačiareň Zortrax M200 (Zortrax, Poľsko).

Na 3D tlač CAD modelov boli vybrané tri termoplastické materiály – ABS, ASA (oba od výrobcu Gembird, Holandsko) a Z-Ultras chemickým zložením PC-ABS (Zortrax, Poľsko). Pred samotnou tlačou boli nastavené parametre pre tlač fyzických 3D modelov. Používané parametre boli nasledovné: hrúbka vrstvy 0,09 mm, hustota vnútornej výplne 70 % a orientácia modelu v osi Z 45°. Nominálne modely oboch pacientov boli vytlačené z každého termoplastického materiálu päťkrát, čím sa vytvorilo celkovo 30 fyzických 3D modelov, označovaných aj master modely. Následne bolo vykonané vyhodnotenie tvaru a rozmeru skúmaných vzoriek na optickom 3D skeneri GOM ATOS II Triple Scan (GOM, Nemecko) s meracím objemom MV 170 (170 × 130 × 130 mm). Tieto novonadobudnuté digitálne STL modely boli v práci označované aj ako aktuál č. 1. Na tieto STL modely boli aplikované rovnaké body ako na nominálny model, tým boli vygenerované nové hodnoty pre Rez 1, Rez 2 a Rez 3. Tieto nové hodnoty boli vlastne odchýlky dĺžky rezov medzi nominálnym modelom a každým aktuálom č. 1 a udávajú nám, nakoľko presne vytlačené fyzické modely odpovedajú situácii v ústnej dutine. Oba nominálne modely boli vytlačené z každého z troch materiálov päťkrát práve preto, aby mohla byť vypočítaná priemerná hodnota týchto troch vzdialeností a aby výsledky mali väčšiu výpovednú hodnotu (**obr. 1**).

Všetkých 30 master modelov bolo následne vložených do vákuovacieho prístroja Erkoform3d+(Erkodent, Nemecko), aby na nich boli vyrobené termoplastické dlahy (**obr. 2**). Fólie zvolené na experiment boli značky Ercodur (Erkodent, Nemecko) a mali hrúbku 1 mm. Skúmané master modely boli potom opakovane skenované pomocou optického 3D skenera GOM ATOS II Triple Scan. Novozískané STL modely boli v práci označované ako aktuál č. 2 a znova na ne boli aplikované body na identické miesta ako na nominálnom modeli. Opätovne tak boli získané nové hodnoty pre Rez 1, Rez 2 a Rez 3. Znova bol vypočítaný aritmetický priemer medzi hodnotami na všetkých piatich modeloch. Tieto nové hodnoty udávajú informáciu, do akej miery vákuovanie zmenilo tvar vytlačených fyzických modelov s porovnaním stavu v ústnej dutine.

Všetky hodnoty získané počas výskumu boli zobrazené v dvoch sadách tabuliek. Prvá sada obsahuje všetky hodnoty rezov pred vákuovaním, konkrétne vzdialenosť bodov na nomi-



**Obr. 1**  
Vytlačené FDM modely

**Fig. 1**  
Printed FDM models



**Obr. 2**  
Výroba termoplastických dláh

**Fig. 2**  
Manufacturing of essix plates

nálnom modeli a odchýlku od nej na každom z 30 aktuálov č. 1.

Druhá sada obsahuje všetky hodnoty vzdialeností bodov na nominálnom modeli a odchýlku od nej na každom z 30 aktuálov č. 2. Udáva nám teda zmenu rozmerov master modelu po vákuovaní.

Aritmetický priemer odchýlok vzdialeností medzi bodmi bol zaznamenaný do grafov.

Väčšia pozornosť bola venovaná porovnávaniu hodnôt Rezov medzi nominálnym modelom a aktuálom č. 2 (**obr. 3**).

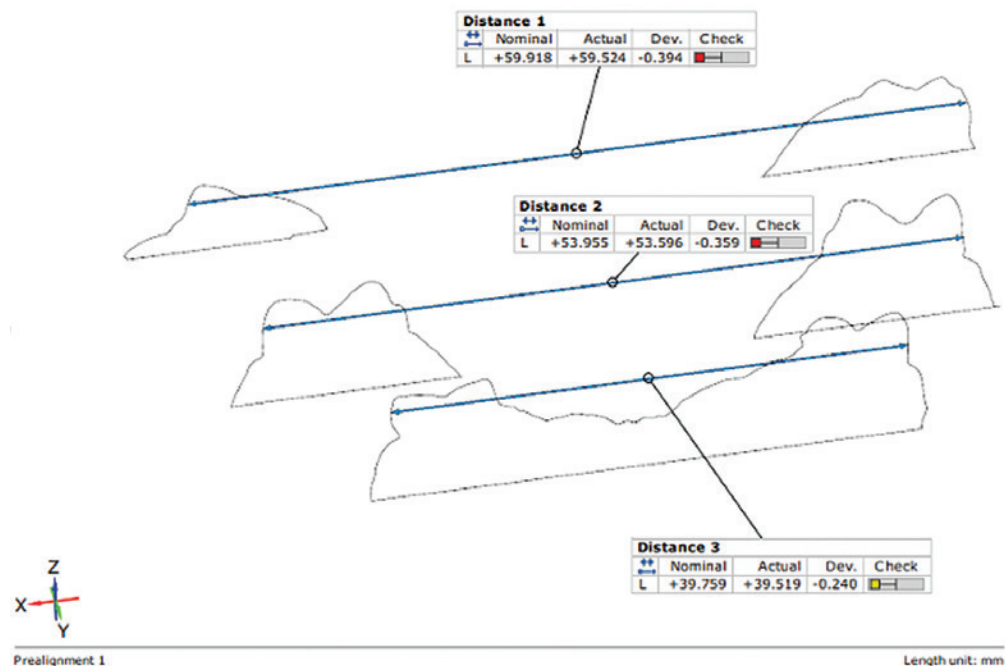
Štatistické spracovanie nadobudnutých dát bolo vykonané v štatistickom softvéri IBM SPSS 19. Na porovnanie hodnôt spojitých náhodných premenných (v našom prípade odchýlky dĺžky rezov od nominálu) pred zásahom (vákuovaním) a po ňom bol použitý párový t-test, keďže pre rozdiely hodnôt pred zásahom a po zásahu nebolo zamietnuté normálne rozdelenie. Porovnania boli urobené zvlášť pre každého pacienta a pre každý materiál. Pracovali sme na hladine významnosti  $\alpha = 0,05$ . Na sledovanie zmien odchýlok rezov

**Obr. 3**

Porovnanie nominálneho a aktuálneho modelu, vzdialenosti bodov vo všetkých troch rezoch

**Fig. 3**

Comparison between Nominal and Actual, the difference of the values of all three cuts



od nominálu po vákuovanie bol použitý všeobecný lineárny model pre opakované merania. Bol pritom braný do úvahy vplyv pacienta aj materiálu.

## VÝSLEDKY

Obe sady tabuliek (pred vákuovaním aj po vákuovaní), do ktorých boli zapísané výsledky meraní, boli zostavené podľa rovnakého vzoru. V prvom riadku bolo zaznačené, či sa jedná o výtlačok zubného oblúka pacienta 1 alebo pacienta 2, materiál, z ktorého bola súčiastka vytlačená a či meraná skúmaná súčiastka ešte neprešla alebo už prešla procesom vákuovania. V riadkoch boli zaznačené jednotlivé rezy v osi Y; Rez 7–7 (zjednodušene v práci označený aj ako Rez 1), Rez 5–5 (Rez 2) a Rez 3–3 (Rez 3). Prvý stĺpec obsahuje hodnoty vzdialeností medzi bodmi na nominálnom modeli (intraorálnom skene v dutine ústnej), je teda vo všetkých tabulkách rovnaký. V nasledujúcich piatich stĺpcoch sú hodnoty rozmerovej zmeny rezov jednotlivých výtlačkov voči nominálnemu modelu a v poslednom stĺpci bol zapísaný aritmetický priemer hodnôt odchýlok všetkých piatich vytlačených modelov. Maximálna klinicky prípustná odchýlka rozmerového rozdielu medzi skenom a modelom po vákuovaní bola autormi určená na  $\pm 0,50$  mm.

Namerané hodnoty boli následne vynesené do grafov, pričom na lepšie znázornenie zmeny boli pre každý materiál zaznačené hodnoty do jedného grafu tak pred vákuovaním (mod-

rú krivka), ako aj po vákuovaní súčiastky (červená krivka). Farebný bod je hodnota aritmetického priemeru hodnôt a čierna čiarka znázorňuje rozptyl hodnôt všetkých piatich výtlačkov so zakomponovaním štandardnej chyby odchýlok.

V tabulkách 1, 3, 5, 7, 9 a 11 bol nominál porovnaný s aktuálom č. 1 – tieto čísla ukazujú, nakoľko presne vytlačené fyzické modely zodpovedajú situácii v ústnej dutine, intraorálnemu skenu. V tabulkách 2, 4, 6, 8, 10 a 12 bol nominál porovnaný s aktuálom č. 2 – tieto čísla udávajú, do akej miery proces vákuovania zmenil tvar vytlačených fyzických modelov, čiže nakoľko po vákuovaní zodpovedajú fyzické modely situácii v ústnej dutine, intraorálnemu skenu (**tab. 1–12, grafy 1–6**).

Pre lepší prehľad reakcie jednotlivých termoplastických materiálov na identické podmienky vákuovania, ktorým boli vystavené, boli hodnoty rozmerových odchýlok všetkých troch materiálov zaznačené spolu do jedného grafu. Vznikli tak štyri grafy – graf 7 pre model pacienta 1 pred vákuovaním, graf 8 pre model pacienta 1 po vákuovaní, graf 9 pre model pacienta 2 pred vákuovaním a graf 10 pre model pacienta 2 po vákuovaní. Modrá farba znázorňuje hodnoty pre materiál ABS, červená farba hodnoty pre ASA a zelená farba hodnoty pre Z-Ultrat (**graf 7–10**).

**Tabuľka 13** sumarizuje porovnanie odchýlok dĺžek rezov od nominálu pred vákuovaním a po ňom.



**Tab. 1** Rozmerové odchýlky master modelu pacienta 1 vytlačeného z materiálu ABS pred vákuovaním

**Tab. 1** Dimensional deviations of the ABS master model before vacuuming (patient 1)

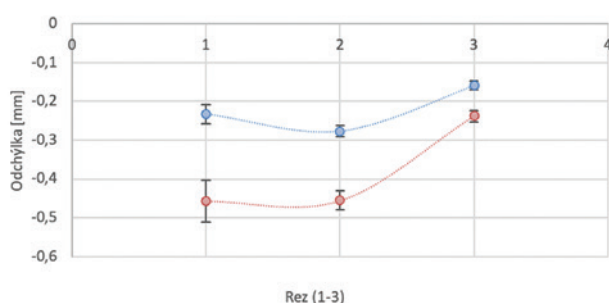
| Pacient 1 ABS_PRED |                       |                 |                 |                 |                 |                 |                         |
|--------------------|-----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-------------------------|
|                    | Nominálny rozmer [mm] | Výtlačok 1 [mm] | Výtlačok 2 [mm] | Výtlačok 3 [mm] | Výtlačok 4 [mm] | Výtlačok 5 [mm] | Priemerná odchýlka [mm] |
| Rez 7-7            | 59,624                | -0,275          | -0,236          | -0,215          | -0,22           | -0,218          | -0,2328                 |
| Rez 5-5            | 50,522                | -0,259          | -0,266          | -0,279          | -0,29           | -0,292          | -0,2772                 |
| Rez 3-3            | 36,624                | -0,15           | -0,158          | -0,153          | -0,177          | -0,154          | -0,1584                 |

**Tab. 2** Rozmerové odchýlky master modelu pacienta 1 vytlačeného z materiálu ABS po vákuovaní

**Tab. 2** Dimensional deviations of the ABS master model after vacuuming (patient 1)

| Pacient 1 ABS_PO |                       |                 |                 |                 |                 |                 |                         |
|------------------|-----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-------------------------|
|                  | Nominálny rozmer [mm] | Výtlačok 1 [mm] | Výtlačok 2 [mm] | Výtlačok 3 [mm] | Výtlačok 4 [mm] | Výtlačok 5 [mm] | Priemerná odchýlka [mm] |
| Rez 7-7          | 59,624                | -0,395          | -0,5            | -0,415          | -0,518          | -0,458          | -0,4572                 |
| Rez 5-5          | 50,522                | -0,422          | -0,459          | -0,439          | -0,481          | -0,476          | -0,4554                 |
| Rez 3-3          | 36,624                | -0,219          | -0,26           | -0,245          | -0,234          | -0,233          | -0,2382                 |

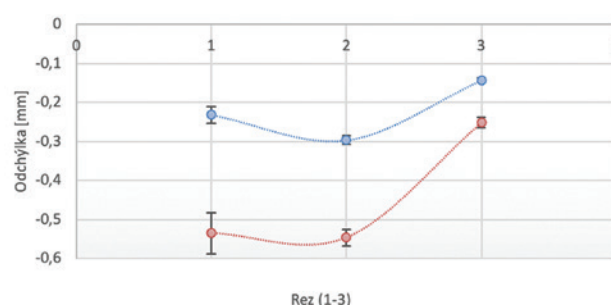
Rozmerové odchýlky Pacient č.1 ABS PRED a PO



**Graf 1** Rozmerové odchýlky, pacient 1 pred a po vákuovaní, materiál ABS

**Graph 1** Dimensional deviations before and after vacuuming, patient 1 (material ABS)

Rozmerové odchýlky Pacient č.1 ASA PRED a PO



**Graf 2** Rozmerové odchýlky, pacient 1 pred a po vákuovaní, materiál ASA

**Graph 2** Dimensional deviations before and after vacuuming, patient 1 (material ASA)

**Tab. 3** Rozmerové odchýlky master modelu pacienta 1 vytlačeného z materiálu ASA pred vákuovaním

**Tab. 3** Dimensional deviations of the ASA master model before vacuuming (patient 1)

| Pacient 1 ASA_PRED |                       |                 |                 |                 |                 |                 |                         |
|--------------------|-----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-------------------------|
|                    | Nominálny rozmer [mm] | Výtlačok 1 [mm] | Výtlačok 2 [mm] | Výtlačok 3 [mm] | Výtlačok 4 [mm] | Výtlačok 5 [mm] | Priemerná odchýlka [mm] |
| Rez 7-7            | 59,624                | 0,205           | -0,23           | -0,224          | -0,265          | -0,234          | -0,2316                 |
| Rez 5-5            | 50,522                | 0,288           | -0,297          | -0,299          | 0,285           | -0,314          | -0,2966                 |
| Rez 3-3            | 36,624                | -0,139          | -0,146          | -0,147          | -0,148          | -0,135          | -0,143                  |

**Tab. 4** Rozmerové odchýlky master modelu pacienta 1 vytlačeného z materiálu ASA po vákuovaní

**Tab. 4** Dimensional deviations of the ASA master model after vacuuming (patient 1)

| Pacient 1 ASA_PO |                       |                 |                 |                 |                 |                 |                         |
|------------------|-----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-------------------------|
|                  | Nominálny rozmer [mm] | Výtlačok 1 [mm] | Výtlačok 2 [mm] | Výtlačok 3 [mm] | Výtlačok 4 [mm] | Výtlačok 5 [mm] | Priemerná odchýlka [mm] |
| Rez 7-7          | 59,624                | -0,476          | -0,501          | -0,517          | -0,598          | -0,583          | -0,535                  |
| Rez 5-5          | 50,522                | -0,512          | -0,537          | -0,556          | -0,56           | -0,565          | -0,546                  |
| Rez 3-3          | 36,624                | -0,254          | -0,249          | -0,254          | -0,266          | -0,229          | -0,2504                 |

**Tab. 5** Rozmerové odchýlky master modelu pacienta 1 vytlačeného z materiálu Z-Ultrat pred vákuovaním

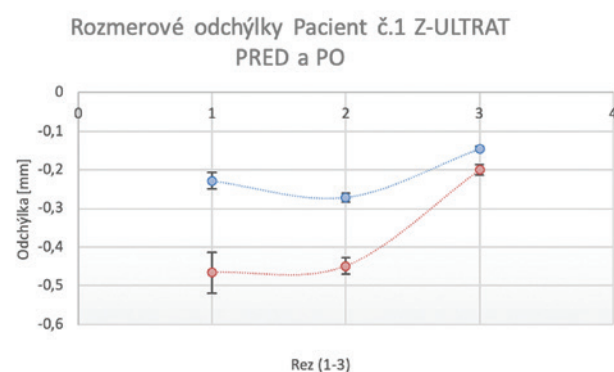
**Tab. 5** Dimensional deviations of the Z-Ultrat master model before vacuuming (patient 1)

| Pacient 1 Z-Ultrat_PRED |                       |                 |                 |                 |                 |                 |                         |
|-------------------------|-----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-------------------------|
|                         | Nominálny rozmer [mm] | Výtlačok 1 [mm] | Výtlačok 2 [mm] | Výtlačok 3 [mm] | Výtlačok 4 [mm] | Výtlačok 5 [mm] | Priemerná odchýlka [mm] |
| Rez 7-7                 | 59,624                | -0,279          | -0,3            | -0,211          | -0,187          | -0,166          | -0,2286                 |
| Rez 5-5                 | 50,522                | -0,266          | -0,3            | -0,221          | -0,289          | -0,28           | -0,2712                 |
| Rez 3-3                 | 36,624                | -0,138          | -0,15           | -0,11           | -0,181          | -0,147          | -0,1452                 |

**Tab. 6** Rozmerové odchýlky master modelu pacienta 1 vytlačeného z materiálu Z-Ultrat po vákuovaní

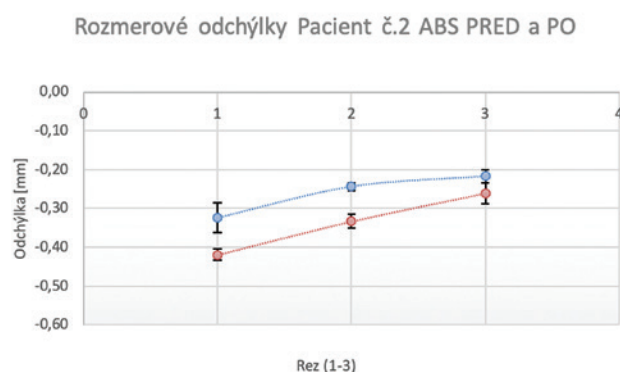
**Tab. 6** Dimensional deviations of the Z-Ultrat master model after vacuuming (patient 1)

| Pacient 1 Z-Ultrat_PO |                       |                 |                 |                 |                 |                 |                         |
|-----------------------|-----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-------------------------|
|                       | Nominálny rozmer [mm] | Výtlačok 1 [mm] | Výtlačok 2 [mm] | Výtlačok 3 [mm] | Výtlačok 4 [mm] | Výtlačok 5 [mm] | Priemerná odchýlka [mm] |
| Rez 7-7               | 59,624                | -0,47           | -0,451          | -0,479          | -0,495          | -0,437          | -0,4664                 |
| Rez 5-5               | 50,522                | -0,466          | -0,443          | -0,437          | -0,445          | -0,454          | -0,449                  |
| Rez 3-3               | 36,624                | -0,195          | -0,174          | -0,189          | -0,224          | -0,22           | -0,2004                 |



**Graf 3** Rozmerové odchýlky, pacient 1 pred a po vákuovaní, materiál Z-Ultrat

**Graph 3** Dimensional deviations before and after vacuuming, patient 1 (material Z-Ultrat)



**Graf 4** Rozmerové odchýlky, pacient 2 pred vákuovaním a po vákuovaní, materiál ABS

**Graph 4** Dimensional deviations before and after vacuuming, patient 2 (material ABS)

**Tab. 7** Rozmerové odchýlky master modelu pacienta 2 vytlačeného z materiálu ABS pred vákuovaním

**Tab. 7** Dimensional deviations of the ABS master model before vacuuming (patient 2)

| Pacient 2 ABS_PRED |                       |                 |                 |                 |                 |                 |                         |
|--------------------|-----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-------------------------|
|                    | Nominálny rozmer [mm] | Výtlačok 1 [mm] | Výtlačok 2 [mm] | Výtlačok 3 [mm] | Výtlačok 4 [mm] | Výtlačok 5 [mm] | Priemerná odchýlka [mm] |
| Rez 7-7            | 59,918                | -0,345          | -0,26           | -0,261          | -0,313          | -0,324          | -0,3006                 |
| Rez 5-5            | 53,955                | -0,254          | -0,271          | -0,259          | -0,254          | -0,244          | -0,2564                 |
| Rez 3-3            | 39,759                | -0,201          | -0,235          | -0,212          | -0,193          | -0,217          | -0,2116                 |

**Tab. 8** Rozmerové odchýlky master modelu pacienta 2 vytlačeného z materiálu ABS po vákuovaní

**Tab. 8** Dimensional deviations of the ABS master model after vacuuming (patient 2)

| Pacient 2 ABS_PO |                       |                 |                 |                 |                 |                 |                         |
|------------------|-----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-------------------------|
|                  | Nominálny rozmer [mm] | Výtlačok 1 [mm] | Výtlačok 2 [mm] | Výtlačok 3 [mm] | Výtlačok 4 [mm] | Výtlačok 5 [mm] | Priemerná odchýlka [mm] |
| Rez 7-7          | 59,918                | -0,405          | -0,383          | -0,413          | -0,406          | -0,419          | -0,4052                 |
| Rez 5-5          | 53,955                | -0,37           | -0,369          | -0,373          | -0,342          | -0,333          | -0,3574                 |
| Rez 3-3          | 39,759                | -0,313          | -0,302          | -0,26           | -0,257          | -0,26           | -0,2784                 |



**Tab. 9** Rozmerové odchýlky master modelu pacienta 2 vytlačeného z materiálu ASA pred vákuovaním

**Tab. 9** Dimensional deviations of the ASA master model before vacuuming (patient 2)

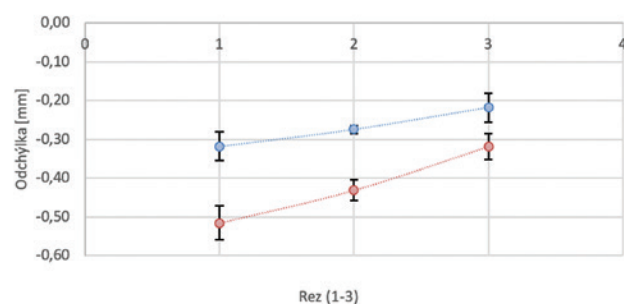
| Pacient 2 ASA_PRED |                       |                 |                 |                 |                 |                 |                         |
|--------------------|-----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-------------------------|
|                    | Nominálny rozmer [mm] | Výtlačok 1 [mm] | Výtlačok 2 [mm] | Výtlačok 3 [mm] | Výtlačok 4 [mm] | Výtlačok 5 [mm] | Priemerná odchýlka [mm] |
| Rez 7-7            | 59,918                | -0,337          | -0,354          | -0,259          | -0,338          | -0,318          | -0,3212                 |
| Rez 5-5            | 53,955                | -0,254          | -0,269          | 0,28            | -0,264          | -0,274          | -0,2682                 |
| Rez 3-3            | 39,759                | -0,204          | -0,168          | -0,235          | -0,266          | -0,218          | -0,2182                 |

**Tab. 10** Rozmerové odchýlky master modelu pacienta 2 vytlačeného z materiálu ASA po vákuovaní

**Tab. 10** Dimensional deviations of the ASA master model after vacuuming (patient 2)

| Pacient 2 ASA_PO |                       |                 |                 |                 |                 |                 |                         |
|------------------|-----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-------------------------|
|                  | Nominálny rozmer [mm] | Výtlačok 1 [mm] | Výtlačok 2 [mm] | Výtlačok 3 [mm] | Výtlačok 4 [mm] | Výtlačok 5 [mm] | Priemerná odchýlka [mm] |
| Rez 7-7          | 59,918                | -0,524          | -0,54           | -0,432          | -0,534          | -0,515          | -0,509                  |
| Rez 5-5          | 53,955                | -0,432          | -0,452          | -0,397          | -0,469          | -0,431          | -0,4362                 |
| Rez 3-3          | 39,759                | -0,308          | -0,283          | -0,317          | -0,374          | -0,319          | -0,3202                 |

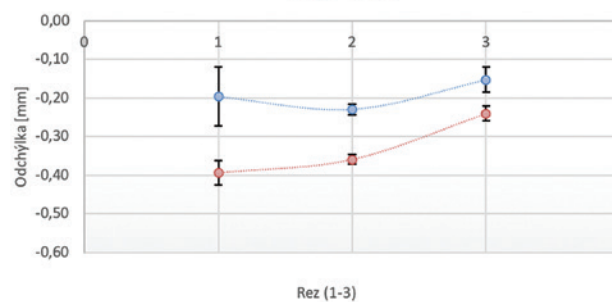
Rozmerové odchýlky Pacient č.2 ASA PRED a PO



**Graf 5** Rozmerové odchýlky, pacient 2 pred vákuovaním a po vákuovaní, materiál ASA

**Graph 5** Dimensional deviations before and after vacuuming, patient 2 (material ASA)

Rozmerové odchýlky Pacient č.2 Z-ULTRAT PRED a PO



**Graf 6** Rozmerové odchýlky, pacient 2 pred vákuovaním a po vákuovaní, materiál Z-Ultrat

**Graph 6** Dimensional deviations before and after vacuuming, patient 2 (material Z-Ultrat)

**Tab. 11** Rozmerové odchýlky master modelu pacienta 2 vytlačeného z materiálu Z-Ultrat pred vákuovaním

**Tab. 11** Dimensional deviations of the Z-Ultrat master model before vacuuming (patient 2)

| Pacient 2 Z-Ultrat_PRED |                       |                 |                 |                 |                 |                 |                         |
|-------------------------|-----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-------------------------|
|                         | Nominálny rozmer [mm] | Výtlačok 1 [mm] | Výtlačok 2 [mm] | Výtlačok 3 [mm] | Výtlačok 4 [mm] | Výtlačok 5 [mm] | Priemerná odchýlka [mm] |
| Rez 7-7                 | 59,918                | -0,404          | -0,311          | -0,278          | -0,252          | -0,196          | -0,2882                 |
| Rez 5-5                 | 53,955                | -0,232          | -0,248          | -0,222          | -0,213          | -0,229          | -0,2288                 |
| Rez 3-3                 | 39,759                | -0,216          | -0,222          | -0,202          | -0,157          | -0,152          | -0,1898                 |

**Tab. 12** Rozmerové odchýlky master modelu pacienta 2 vytlačeného z materiálu Z-Ultrat po vákuovaní

**Tab. 12** Dimensional deviations of the Z-Ultrat master model after vacuuming (patient 2)

| Pacient 2 Z-Ultrat_PO |                       |                 |                 |                 |                 |                 |                         |
|-----------------------|-----------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-------------------------|
|                       | Nominálny rozmer [mm] | Výtlačok 1 [mm] | Výtlačok 2 [mm] | Výtlačok 3 [mm] | Výtlačok 4 [mm] | Výtlačok 5 [mm] | Priemerná odchýlka [mm] |
| Rez 7-7               | 59,918                | -0,423          | -0,43           | -0,359          | -0,431          | -0,394          | -0,4074                 |
| Rez 5-5               | 53,955                | -0,348          | -0,365          | -0,334          | -0,346          | -0,359          | -0,3504                 |
| Rez 3-3               | 39,759                | -0,254          | -0,276          | -0,281          | -0,282          | -0,24           | -0,2666                 |

## DISKUSIA

Z výsledkov vyplýva, že jednotlivé materiály vykazujú rozličnú rozmerovú stálosť. Zaujímavé bolo sledovanie, že vytlačené fyzické modely vykazovali voči skenu zubného oblúka v ústnej dutine (nominálu) u oboch pacientov v každom z troch rezov zmrštenie. Po vložení do vákuovacieho prístroja vykazovali master modely (aktuál č. 2) približne dvakrát také veľké zmrštenie voči nominálu ako master modely pred vákuovaním (aktuál č. 1). Pred vákuovaním sa zmrštenie pohybovalo od hodnoty -0,143 mm v Reze 3 u pacienta 1 v modeloch vytlačených z termoplastického materiálu ASA po hodnotu -0,3212 mm v Reze 1 u pacienta 2 rovnako v modeloch vytlačených z termoplastického materiálu ASA. Po vákuovaní bola najmenšia miera zmrštenia s hodnotou -0,2004 mm u pacienta 1 v Reze 3 v modeloch vytlačených z termoplastického materiálu Z-Ultrat a najväčšia miera zmrštenia s hodnotou -0,546 mm u pacienta 1 v Reze 2 v modeloch vytlačených z termoplastického materiálu ASA. Je teda zjavné, že frontálnejšie časti dentálnych modelov podliehali pred aj po vákuovaní menšej rozmerovej zmene ako posteriórnejšie časti modelov.

Najväčšie odchýlky boli na modeloch vytlačených z termoplastického materiálu ASA. ABS a Z-Ultrat mali vo všeobecnosti veľmi podobné hodnoty, čo je aj logické, lebo sa v oboch prípadoch jedná o materiál ABS. Z-Ultrat, chemickou štruktúrou PC-ABS, má v porovnaní s ABS vykazovať väčšiu tvrdosť a väčšiu odolnosť voči vysokým teplotám. Dá sa konštatovať, že výsledky experimentu túto hypotézu potvrdili. V každom reze u oboch pacientov pred vákuovaním aj po vákuovaní vykazoval materiál PC-ABS najmenšie hodnoty zmrštenia s tromi výnimkami. Prvou bola hodnota Rezu 3 u pacienta 1 pred vákuovaním, kde mal mierne menšiu odchýlku master model vytlačený z materiálu ASA. Druhou a tretou výnimkou bola hodnota Rezu 1 po vákuovaní, kde mal master model vytlačený z materiálu ABS u oboch pacientov mierne menšie zmrštenie ako master model vytlačený z materiálu Z-Ultrat.

Zaujímavé je tiež, že u dvoch odlišných modelov zubných oblúkov dochádzalo k najväčšiemu zmršteniu v odlišných miestach zubného oblúka. U pacienta 1 bola pred vákuovaním najväčšia kontrakcia v Reze 2, po vákuovaní bola veľmi podobná v Reze 1 a Reze 2. U pacienta 2 bola pred vákuovaním aj po ňom najväčšia kontrakcia v Reze 1. Použitý termoplastický materiál u oboch pacientov na tejto skutočnosti nič nemenil.

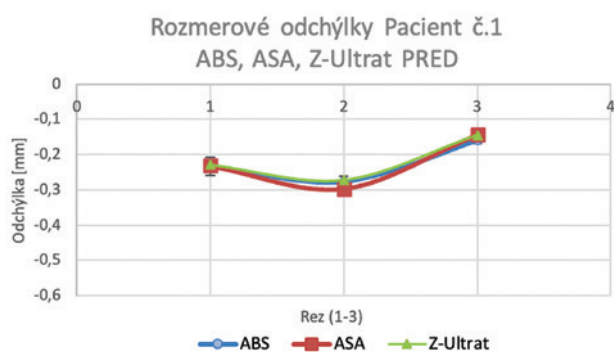
Zo štatistického vyhodnotenia vyplýva, že vo všetkých porovnovaniach sa ukázal štatisticky významný rozdiel pred vákuovaním aj po vákuovaní. Zo štatistickej analýzy vyšiel najlepšie materiál Z-Ultrat a najhoršie materiál ASA.

Výsledkom vyhodnotenia dát vo všeobecnom lineárnom modeli pre opakované merania bolo, že hodnoty pre Rez 1 a Rez 2 boli ovplyvňované aj materiálom, aj tým, o ktorého pacienta sa jednalo. Rez 3 bol ovplyvňovaný iba materiálom a na tom, od ktorého pacienta dáta pochádzajú, pri ňom nezáležalo. Nebola spozorovaná interakcia medzi štatistickými hodnotami, ktorá by naznačovala, že pre jedného pacienta je niektorý materiál lepší.

Pri pohľade na výsledky v tabuľkách je zjavné, že priemerné hodnoty odchýlok dĺžok rezov po vákuovaní (aktuál č. 2) od dĺžok rezov na prvotnom skene (nominál) sú menšie ako maximálna klinicky prípustná odchýlka autormi určená na  $\pm 0,50$  mm. Väčšie hodnoty vykazovali len tri výnimky, a síce Rez 1 a Rez 2 u pacienta 1 z materiálu ASA a Rez 1 u pacienta 2 tiež z materiálu ASA. Na základe uvedených dát možno konštatovať, že modely vytlačené metódou FDM, pokiaľ je použitý materiál ABS a Z-Ultrat, je možné používať ako pracovné modely na výrobu retenčných essix dláh. Čo sa týka porovnania materiálov Z-Ultrat a ABS, tak rozdiel hodnôt nameraných odchýlok medzi nimi je pre prax zanedbateľný a vzhľadom na výrazne vyššiu cenu termoplastického materiálu Z-Ultrat sa na tlač modelov odporúča bežný ABS. Materiál ASA na tlač dentálnych modelov na tento účel na základe obdržaných výsledkov odporúčaný nie je, a to z nasledovných dôvodov: má vyššiu cenu ako ABS a pri vystavení podmienkam vákuovania vykazuje väčšiu mieru zmrštenia.

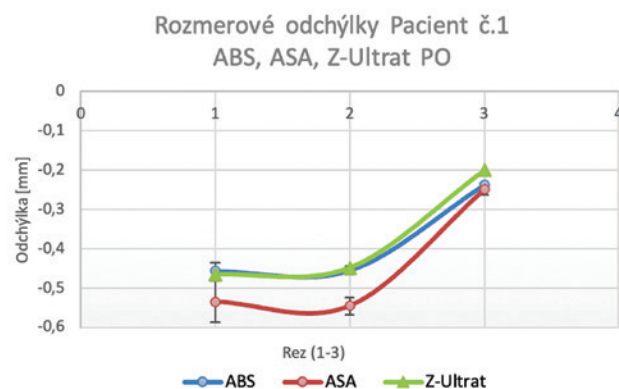
V čase písania atestačnej práce, v zime 2020, neboli v odbornej literatúre publikované žiadne články skúmajúce mieru rozmerovej stálosti modelov vytlačených z termoplastov metódou FDM počas procesu vákuovania. Preto namerané výsledky na týchto 30 vzorkách nie je možné porovnať s výsledkami od iných autorov. Publikované články na tému digitalizácie a 3D tlače v ortodoncii sa zatiaľ vo veľkej miere sústreďujú na porovnanie presnosti medzi stavom v dutine ústnej a intraorálnym skenom alebo medzi skenom a vytlačeným modelom. Nedostatok článkov komplexne spracovávajúcich túto problematiku bol jednou z motivácií tento výskum vykonať.

Výlučne v stomatológii sa medzi najviac používané aditívne technológie radia stereolitografia (SLA) a selektívne natavovanie laserom (DMLS) [15]. Aditívna technológia DMLS je



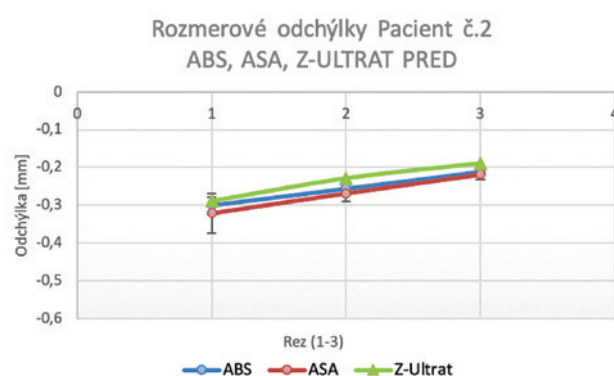
**Graf 7** Porovnanie všetkých troch materiálov, pacient 1, pred vákuovaním

**Graph 7** Comparison of all materials, patient 1, before vacuuming



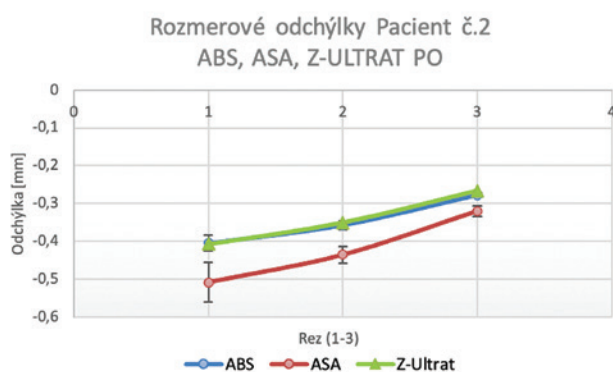
**Graf 8** Porovnanie všetkých troch materiálov, pacient 1, po vákuovaní

**Graph 8** Comparison of all materials, patient 1, after vacuuming



**Graf 9** Porovnanie všetkých troch materiálov, pacient 2, pred vákuovaním

**Graph 9** Comparison of all materials, patient 2, before vacuuming



**Graf 10** Porovnanie všetkých troch materiálov, pacient 2, po vákuovaní

**Graph 10** Comparison of all materials, patient 2, after vacuuming

**Tab. 13** P hodnoty zistené štatistickým porovnaním hodnôt dĺžok rezov pred a po vákuovaní pre každého pacienta, materiál a rez  
**Tab. 13** P values calculated by statistical analysis of differences of deviations before and after vacuuming for every patient, material and cut

| Pacient   | Materiál   | Rez   | P hodnota (párový t-test) |
|-----------|------------|-------|---------------------------|
| Pacient 1 | Materiál 1 | Rez 1 | 0,002                     |
|           |            | Rez 2 | 0,000                     |
|           |            | Rez 3 | 0,001                     |
|           | Materiál 2 | Rez 1 | 0,000                     |
|           |            | Rez 2 | 0,000                     |
|           |            | Rez 3 | 0,000                     |
|           | Materiál 3 | Rez 1 | 0,001                     |
|           |            | Rez 2 | 0,000                     |
|           |            | Rez 3 | 0,005                     |
| Pacient 2 | Materiál 1 | Rez 1 | 0,003                     |
|           |            | Rez 2 | 0,000                     |
|           |            | Rez 3 | 0,005                     |
|           | Materiál 2 | Rez 1 | 0,000                     |
|           |            | Rez 2 | 0,000                     |
|           |            | Rez 3 | 0,000                     |
|           | Materiál 3 | Rez 1 | 0,022                     |
|           |            | Rez 2 | 0,000                     |
|           |            | Rez 3 | 0,007                     |



v stomatológii využívaná na tvorbu kovových konštrukcií. Stereolitografia je, rovnako ako FDM, používaná na pretransformovanie digitálnych modelov do fyzickej formy, často využitých práve na výrobu v tomto experimente spomínaných retenčných dláh. Pri tejto aditívnej technológii je ako materiál využívaná tekutá živica, ktorá je po vrstvách vytvrdzovaná ultrafialovým laserovým lúčom [16]. Modely vytlačené touto technológiou sú pevnejšie a odolnejšie ako modely vytlačené metódou FDM, často je teda v čelústnoortopedických ambulanciách na výrobu pracovných modelov využívaná práve táto aditívna technológia. SLA je však oproti metóde FDM výrazne finančne náročnejšia [17]. Je teda veľmi dobrou správou, že môže byť na tento účel spoľahlivo nahradená metódou FDM.

Odporúčame však vykonávať ďalšie výskumy na danú tému. V renomovaných odborných časopisoch nie sú prakticky žiadne dáta skúmajúce vplyv vákuovania na rozmerovú stabilitu modelov z termoplastov. Je preto žiaduce, aby výsledky pochádzajúce z tohto experimentu zozbierané len na základe 30 vzoriek boli doplnené.

## ZÁVER

Z meraní v tomto experimente vyplýva, že počas vákuovania došlo u všetkých troch skúmaných termoplastických materiálov vo všetkých troch rezoch k štatisticky významnej zmene rozmerov zubných modelov vy-

tlačených metódou FDM. Veľkosť týchto odchýlok je však malá a v praxi akceptovateľná. Maximálnu klinicky prípustnú odchýlku rozmerového rozdielu medzi skenom a modelom po vákuovaní autormi určenú na  $\pm 0,50$  mm splnili všetky modely vytlačené z materiálu ABS a Z-Ultrat. Vyššie hodnoty vykazovali len modely z materiálu ASA, a to u pacienta 1 v Reze 1 a Reze 2 a u pacienta 2 v Reze 1.

Výsledky meraní nám tiež potvrdili, že modely zubných oblúkov vytlačených metódou FDM môžu byť v praxi používané ako pracovné modely na výrobu termoplastických dláh.

Najlepšiu rozmerovú stálosť vykazoval certifikovaný materiál Z-Ultrat s chemickým zložením PC-ABS.

## Prohlášení autorů

Daný výskum je súčasťou atestačnej práce MDDr. Zuzany Hlavenkovej, napísanej počas špecializačného štúdia na Katedre Čelústnej ortopédie Lekárske fakulty Slovenskej zdravotníckej univerzity v Bratislave.

**MDDr. Zuzana Hlavenková**

Katedra čelústnej ortopédie

Lekárska fakulta

Slovenská zdravotnícka univerzita

Limbová 12

833 03 Bratislava

Slovenská republika

e-mail: zuz.hlavenkova@gmail.com

## LITERATURA

### 1. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM.

Contemporary orthodontics. 4. vyd. St. Louis: Mosby Elsevier; 2013, 725.

**2. Junek I.** 3D technológie. Prešov: Centrum celoživotného a kompetenčného vzdelávania Prešovskej Univerzity v Prešove; 2019, 119.

### 3. Slota J, Mantič M, Gajdoš I.

Rapid prototyping a reverse engineering v strojárstve. Košice: TU v Košiciach, Strojnícka fakulta; 2010, 207.

### 4. Hudák R.

Aditívne technológie v personalizovanej implantológii a tkanivových náhradách. Košice: TU v Košiciach, Strojnícka fakulta; 2019, 64.

### 5. McGuinness NJ, Stephens CD.

Storage of orthodontic study models in hospital units in the UK. Br J Orthod. 1992; 19: 227–232.

### 6. Fleming PS, Marinho V, Johal A.

Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. Orthod Craniofac Res. 2011; 14: 1–16.

### 7. Mullen SR, Martin CA, Ngan P, Gladwin M.

Accuracy of space analysis with emodels and plaster models. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007; 132: 346–352.

### 8. Hlavenková Z.

Meranie rozmerovej stability modelov zubných oblúkov z termoplastických materiálov vytlačených metódou FDM počas procesu vákuovania [atestačná práca]. Slovenská zdravotnícka univerzita. Bratislava. 2021.

### 9. Milde J.

Využitie 3D digitalizácie a aditívnych technológií v medicíne [dizertačná práca]. Trnava. Slovenská technická univerzita v Bratislave; Materiálovotechnologická fakulta so sídlom v Trnave; Ústav výrobných technológií. 2018.

### 10. Hrivňák I.

Progresívne materiály a technológie biokompatibilných materiálov. Technická univerzita v Košiciach, Hutnícka fakulta: Emilena; 2010.

### 11. Porubská M.

Termoplastické materiály. Nitra: Univerzita Konštantína filozofa; 2008, 88.

### 12. Milde J, Hruščeký R, Zaujec R, Morovič L, Görög A.

Research of ABS and PLA materials in the process of Fused Deposition Modelling method. Ann DAAAM Proceedings. 2017; 28: 812–820.

### 13. Prospector.

Acrylonitrile Styrene Acrylate (ASA) Plastic. [cit. 2020-11-28]. Dostupné z: <https://plastics.ulprospector.com/generics/8/acrylonitrile-styrene-acrylate-asa>

### 14. Zortrax.

Z-ULTRAT. [cit. 2020-11-28]. Dostupné z: <https://zortrax.com/filaments/z-ultrat/>

### 15. Mohd Javaid, Abid Haleem.

Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. J Oral Biol Craniofac Res. 2019; 3: 179–185.

### 16. Materialise.

Stereolitografie. [cit. 2021-12-19]. Dostupné z: <https://www.materialise.com/cs/manufacturing/technologie-materialy-a-dokoncovaci-upravy/stereolitografie>

### 17. 3D Solved.

Resin-vs-Filament-cost-in-3D-printing. [cit. 2021-12-19]. Dostupné z: <https://3dsolved.com/resin-vs-filament-cost-in-3d-printing/>

# DENTÁLNÍ A SKELETÁLNÍ ZMĚNY MAXILLY PO RYCHLÉ MAXILÁRNÍ EXPANZI

Přehledový článek

## DENTAL AND SKELETAL CHANGES OF THE MAXILLA AFTER RAPID MAXILLARY EXPANSION

Review

**Nocar A., Horáček M., Dostálová T., Trojanová J.**

Stomatologická klinika dětí a dospělých, 2. lékařská fakulta, Univerzita Karlova, a Fakultní nemocnice Motol, Praha

### SOUHRN

**Úvod a cíl:** Cílem je shrnout dosavadní poznatky ze současné literatury ohledně možných dentálních a skeletálních změn po rychlé maxilární expanzi (RME). Rychlá maxilární expanze je jedním z druhů léčby transverzálních anomálií maxilly. Jedná se o efektivní ortodontický léčebný postup ve smíšené i stálé dentici. Indikována je u pacientů s transverzální diskrepancí zubních oblouků. U léčebných pacientů diagnostikujeme zkřížený skus. Cílem léčby je expanze maxilly, která je možná u mladších pacientů kvůli nezralým suturám v oblasti horní čelisti, hlavně patrového švu. Expanze maxilly je zprostředkována speciálním ortodontickým aparátem, který se pravidelně aktivuje. Během této léčby se ovlivňují i okolní struktury, a proto je vhodné znát limity léčby a její působení na celý perimaxilární komplex. Z hlediska skeletálních změn se zaměřujeme na transverzální, anteriorní, posteriorní a vertikální změny, patrový šev, nosní dutinu, sutury a synchondrózy a také očníkové struktury. Jako příklad dentálních změn uvádíme změnu polohy molárů a možnost vzniku resorpce kořenů a alveolární kosti. Běžně používaným ortodontickým aparátem pro RME je například hyrax. Tento patrový expandér se kotví na laterální zuby a podle potřeby se aktivuje za individuálně stanovených podmínek. Změny během RME lze mimo klinické vyšetření sledovat i dvojrozměrnými zobrazovacími metodami, jako je zadopřední a telerentgenový snímek, s vývojem zobrazovacích metod i pomocí trojrozměrného rentgenového zobrazení, jako například cone beam computed tomography (CBCT).

**Materiál a metodika:** Vyhledání a průzkum literatury byl zaměřen na rychlou maxilární expanzi a změny, které ji doprovází. Pro nalezení literatury byly použity databáze PubMed, Web of Science, Cochrane a Scopus. Pro následný výběr článků a selekci byla důležitá velikost souboru pacientů, délka a metoda sledování, zahrnutí kontrolní skupiny a dlouhodobá stabilita.

**Závěr:** RME je ověřená ortodontická metoda k rozšíření patrového švu u mladších jedinců. RME neovlivňuje pouze patrový šev, ale i přilehlé struktury maxilly. V praxi shle-

dáme z dentálních změn zejména změnu mezimolárové vzdálenosti, buklální inklinaci zubů, možnou resorpci kořene zubů nebo resorpci vestibulární alveolární kosti. Signifikantní skeletální změny jsou v oblasti nosní dutiny, kde může být pozitivně ovlivněna průchodnost vzduchu při snížení rezistence dýchacích cest. Další skeletální působení zahrnuje například změny v oblasti perimaxilárních sutur a synchondróz nebo očníkových struktur.

**Klíčová slova:** RME, CBCT, skeletální změny, dentální změny

### SUMMARY

**Introduction and aim:** The aim is to summarize the current literature regarding possible dental and skeletal changes after rapid maxillary expansion (RME). RME is one type of treatment for transverse maxillary anomalies. It is an effective orthodontic treatment procedure in mixed and permanent dentition. It is indicated in patients with transverse dental arch dysplasia. The treated patients are diagnosed with crossbite in the lateral dentition. The goal of treatment is maxillary expansion, which is possible in younger patients due to immature sutures in the maxillary region, especially the palatal suture. The maxillary expansion is mediated by a special orthodontic appliance that is activated periodically. During this treatment, the surrounding structures are also affected and it is therefore advisable to know the limits of the treatment and its effect on the entire perimaxillary complex. In terms of skeletal changes, we focus on transverse, anterior, posterior and vertical changes, palatal suture, nasal cavity, sutures and synchondrosis as well as orbital structures. As an example of dental changes, we consider the change in the position of the molars and the possibility of root and alveolar bone resorption. An example of a commonly used orthodontic appliance for RME is the hyrax. This palatal expander is anchored to the lateral teeth and activated as needed under individually determined conditions. In addition to clinical examination, changes during RME can be monitored by two-

dimensional imaging methods such as skull posteroanterior view and telerradiography, and with the development of imaging methods, by three-dimensional X-ray imaging such as cone beam computed tomography (CBCT).

**Material and methods:** The literature search and review focused on rapid maxillary expansion and the changes that accompany it. PubMed, Web of Science, Cochrane, and Scopus databases were used to find literature. The size of the patient cohort, length and method of follow-up, inclusion of a control group, and long-term stability were important for subsequent article selection.

**Conclusion:** RME is a proven orthodontic method to widen the palatal suture in younger individuals. RME

treatment affects not only the palatal suture but also the adjacent maxillary structures. In practice, we find the dental changes mainly include a change in the intermolar distance, buccal inclination of the teeth, possible resorption of the tooth root or resorption of the vestibular alveolar bone. Significant skeletal changes are in the nasal cavity, where air passage may be positively affected with a reduction in airway resistance. Other skeletal effects include, for example, changes in the perimaxillary sutures and synchondroses or orbital structures.

**Key words:** RME, CBCT, skeletal changes, dental changes

Nocar A, Horáček M, Dostálová T, Trojanová J.

Dentální a skeletální změny maxilly po rychlé maxilární expanzi.

Čes stomatol Prakt zubní lék. 2022; 122(3): 79–86. doi: 10.51479/cspzl.2022.006

## ÚVOD

Maxilární expanze je základní terapeutický postup u pacientů se zúženou horní čelistí, u kterých klinicky nacházíme zkřížený skus. Maxilární expanze umožňuje separaci nezralého patrového švu [1]. Doposud bylo vytvořeno mnoho různých aparátů a léčebných protokolů, ale jednou z nejběžnějších metod je rychlá maxilární expanze (RME) [2]. Podle míry aktivace aparátu může být expanze pomalá nebo rychlá, další provedení zahrnují chirurgicky asistovanou rychlou maxilární expanzi (SARME), mini-implantátem asistovanou rychlou maxilární expanzi (MARPE) a proceduru zvanou alternativní rychlá maxilární expanze a konstrikce (Alt-RAMEC) [1, 3]. Rychlá maxilární expanze je indikována pro rostoucí pacienty, zatímco SARME je alternativou pro nerostoucí adolescenty a mladé dospělé [4].

RME má dlouhou historii, která sahá až do devatenáctého století. První zmínky o ní nalezneme v článku z roku 1860 pojmenovaném „Léčba nepravidelností v dočasném a stálém chrupu“ publikovaném E. C. Angellm [5]. V roce 1940 doktor T. M. Graber použil RME pro léčbu rozštěpu rtu a patra. V šedesátých letech dvacátého století, tedy sto let po Angellovi, se díky lékařům G. Korkhausovi z Německa a Andrew Haasovi z Cuyahoga Falls, Ohio, dostala opět tato metoda na světlo světa [6]. Od doby, během které RME zpopularizoval Haas, bylo vytvořeno nespočet variací původního designu pro řešení transversálních diskrepancí. Pro rychlou maxilární expanzi můžeme použít několik druhů aparátů. Známy je například aparát hyrax, který je kotvený na zubech. Jeho design je jednoduchý, je lehce čistitelný a expandu-

je pouze v horní čelisti a kotví se na laterální zuby. Může být kroužkový nebo pryskyřičný (**obr. 1**). Pryskyřičný má akrylové okluzní plochy, které působí jako blok při odblokování skusu, a inhibuje tak erupci laterálních zubů během expanze, ale omezuje změny ve vertikálním směru [7]. Skeletální kotvení je například použito u MARPE. Při rychlé maxilární expanzi můžeme dosáhnout rozvolnění patrového švu 0,5–1 mm za den [8, 9]. Tyto změny švu lze přechodně zaznamenat i rentgenologicky. Expanzní síly během aktivace hyraxu dosahují až 20 kg [10]. Hlavním cílem je dosáhnout skeletální změny, rozšíření horního zubního oblouku a celé maxilly, její apikální báze bez sklonu zubů [6]. Přesto kontrolované výsledky opakovaně ukázaly, že i rychlá maxilární expanze má složku skeletální a dentální [11]. Samotná skeletální expanze je do 50 procent, zbytek je dentální expanze [8]. I když RME klinicky přináší stabilní výsledky, někteří popisují možnou recidivu po této expanzi [12].

## MATERIÁL A METODIKA

Vyhledání a průzkum literatury byl zaměřen na rychlou maxilární expanzi a změny, které ji doprovází. Pro nalezení literatury byly použity databáze PubMed, Web of Science, Cochrane a Scopus. Pro následný výběr článků a selekci byla důležitá velikost souboru pacientů, délka a metoda sledování, zahrnutí kontrolní skupiny a dlouhodobá stabilita.

## SKELETÁLNÍ ÚČINKY RME

Pozorovat účinek a změny lze při RME jednak klinicky, jednak s pomocí 2D zobrazovacích metod, především zadopředního snímku





**Obr. 1**  
Pryskyřičný aparát se šroubem (zdroj: archiv ortodontického oddělení FN Motol)

**Fig. 1**  
Resin apparatus with a screw (source: archive of the orthodontic department of the Motol University Hospital)

a telerentgenu. Dvojměrné metody však mají značnou nevýhodu, protože trojrozměrnou situaci zobrazují pouze ve 2D zobrazení. S příchodem 3D zobrazovacích rentgenů bylo možné pozorovat detailně změny, které probíhají během RME. Cone beam computed tomography (CBCT) nabídla možnost zhodnocení kvantitativních změn ve třech rovinách a měření s minimální obrazovou distorzí [13]. CBCT nabízí oproti klasickému spirálnímu CT vyšší rozlišení, nižší dávku záření, nižší pořizovací náklady a nízkou spotřebu energie [7]. Skeletální účinky prezentujeme na transversálních, anteriorních, posteriorních a vertikálních skeletálních změnách a také na přilehlých strukturách švů, synchondrůz, očních a nosní dutině.

### TRANSVERZÁLNÍ, ANTERIORNÍ, POSTERIORNÍ A VERTIKÁLNÍ SKELETÁLNÍ ZMĚNY

Baccetti a kol. hodnotili dlouhodobé i krátkodobé efekty léčby RME pomocí zadopředních snímků. Výsledky léčby byly hodnoceny před růstovým spurtem i po něm. Před růstovým spurtem byla signifikantně zvětšena lateronazální šířka nosu (+1,1 mm), v dlouhodobém sledování zase intermolárová šířka (+2,7 mm), lateronazální šířka (+2,3 mm), maxilární skeletální šířka (+3 mm) a lateroorbitální šířka (+0,6 mm) [14].

Garib a kol. u pacientů léčených RME a poté fixním aparátem pozorovali anteriopos-

teriorní změny. Během výzkumu byly zhotoveny celkem tři kefalogramy, jeden před léčbou, jeden na konci léčby a poslední tři roky po léčbě. Závěrem studie nebyly zjištěny signifikantní změny ve vertikálních změnách obličeje, zřejmý byl však posun pozice bodu A (nejzadnější bod na přední kontuře horního alveolárního výběžku), jenž byl více retrudován u skupiny bez léčby RME [15].

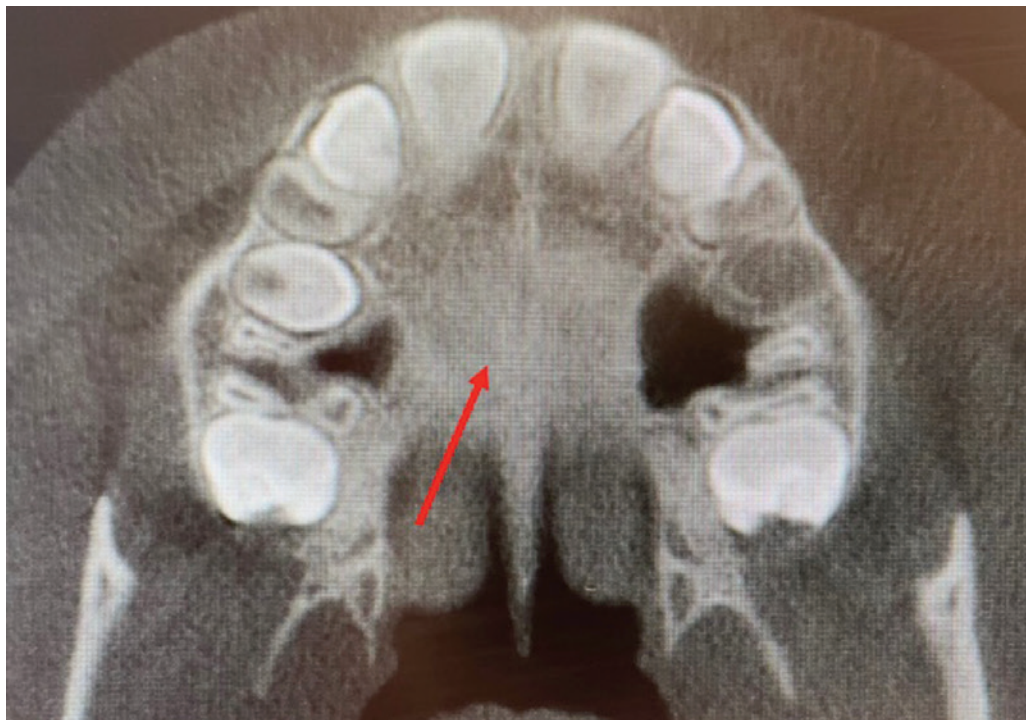
Chang a kol. se zaměřili na pozorování vertikálních změn. V krátkodobém sledování nebyly žádné signifikantní změny, zatímco dlouhodobě byl pozorován rozdíl mezi úhly SN-PP 0,8 stupně (SN – rovina sella a nasion; PP – patrová rovina) a SN-Gn 0,8 stupně (Gn – gnathion, bod na dolním okraji protuberantia menti) v porovnání se skupinou léčenou RME a kontrolní skupinou bez léčby [11].

### PATROVÝ ŠEV

Na základě histologických nálezů morfologie patrového švu během růstu se identifikuje celkem pět stadií maturace švu. Stadium A – rovná linie se silnou denzitou bez interdigitací; stadium B – lehce nepravidelná linie s velkou denzitou uprostřed; stadium C – se dvěma paralelními, vroubkovanými liniemi s velkou denzitou blízko sebe a separované v některých oblastech prostory s malou denzitou (**obr. 2**). Stadium D – při němž dochází k fúzi švu většinou v předním a zadním úseku švu; stadium E – suturu nelze identifikovat, parasuturní oblast má stejnou denzitu jako okolní kost [1]. Během RME prakticky

**Obr. 2**  
Patrový šev označený  
červenou šipkou  
na CBCT – stadium C  
(zdroj: archiv ortodontického  
oddělení FN Motol)

**Fig. 2**  
Palatine suture marked  
with a red arrow on the  
CBCT – stadium C  
(source: archive of the  
orthodontic department of the  
Motol University Hospital)



dochází ke snížení denzity [16]. Většina studií se zaměřuje na změny v předním a zadním úseku. Průměrné změny v zadním úseku patrového švu dosahují 1,6 až 4,33 mm, což v daných podmínkách jednotlivých studií znamenalo 22–53% změnu v celkovém rozpínání šroubu [17, 18, 19]. V předním úseku byla expanze 1,52 mm až 4,33 mm, což také koresponduje s 22 % až 53 % v celkové expanzi šroubem. Některé studie [17, 18, 20] se shodují, že se sutura otevírá triangulárně s největším otevřením v anteriorním úseku. Další studie, Christie a kol. a Ballanti a kol., sdělují, že střed sutury se otvírá paralelně [19, 21].

## NOSNÍ DUTINA

Změny velikosti a šířky nosní dutiny po RME mohou znamenat nárůst, který vede ke snížení rezistence v dýchacích cestách (NAR) [22]. Studie také indikují, že RME remodeluje nosní chlopně a snižuje nosní dýchací rezistenci během dýchání [23, 24]. Nosní geometrie a nárůst transversálních hodnot se pohybuje mezi 2 až 4 mm. Ve studiích skeletálních změn po RME byly pomocí CBCT naměřeny změny v rozsahu 1,2 mm až 1,4 mm [19] a 2,73 mm [21], což korespondovalo se 17–33 % celkové expanze při otočení šroubem. Změny v průřezu a snížení nosní dýchací rezistence jsou měřitelné po RME například také rinomanometrií, akustickou rinometrií a zadopředními snímky. Doruk a kol. testovali efekt RME na nosní objem pomocí CBCT a akustické rinometrie na začátku léčby

a šest měsíců po expanzi. Obě metody zobrazovaly nárůst nosního objemu [25]. Ve stejný rok Palaia a kol. vyzkoušeli měřit nosní kavitu a objem pomocí CT. Signifikantní přírůstek v anteriorní oblasti nosní dutiny z preexpanzní do postexpanzní doby byl 11,7 %, z postexpanzní do postretenční 22,2 % a z preexpanzní do postretenční celkem 35,7 % [26]. Další přehled studií je zobrazen v **tabulce 1**.

## SUTURY A SYNCHONDRÓZY

Měřitelně mohou být ovlivněny sutury zygomaticofrontální, zygomaticomaxilární, zygomaticotemporální, frontomaxilární, nazomaxilární, frontonazální a internazální. Změny jsou v hodnotách mezi 0,3 mm až 0,45 mm. Průměrná velikost rozšíření švů byla převážně u sutur napojených přímo na maxillu [17]. Leonardi a kol. demonstrovali efekt RME na sfenookcipitální synchondrózu pomocí výpočetní tomografie. Průměrná šířka sfenookcipitální synchondrózy byla před léčbou 1,73 mm (SD 0,46 mm), po aktivní fázi léčby 2,30 mm (SD 0,47 mm) [33].

## OČNICOVÉ STRUKTURY

RME produkuje měřitelné změny v rozměrech očníce. Ve studii Sicurezzy a kol. na skupině pacientů léčených hyraxem aktivovaným třikrát denně o 0,25 mm na otáčku, dokud palatinální hrbolek horních prvních molárů nebyl v kontaktu s vestibulárním hrbolkem dolního prvního moláru, naměřili změny v objemu očníce o 0,72 cm<sup>3</sup> z původních

**Tab. 1** Seznam studií změn nosní dutiny po rychlé maxilární expanzi**Tab. 1** List of studies of nasal cavity changes after rapid maxillary expansion

| Studie                | Počet případů                          | Parametry                                                                      | Efekt RME                                                                                                                                          | Stabilita výsledku |
|-----------------------|----------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------|
| Doruk a kol. [25]     | 10 případů, věk 12–14 let              | Nosní objem                                                                    | Zvětšení nosního objemu                                                                                                                            | ano                |
| Palaisa a kol. [26]   | 19 případů, věk 8–15 let               | Nosní objem a plocha nosu                                                      | 10% zvětšení plochy a objemu nosu                                                                                                                  | ano                |
| Oliveira a kol. [27]  | 38 případů s průměrným věkem 13 let    | Rozměry nosní dutiny a NAR                                                     | Průměrná redukce NAR, zvětšení celkového objemu nosu a plochy nosních chlopní                                                                      | ano                |
| Matsumoto a kol. [28] | 27 případů, věk 7–10 let               | Zhodnocení nosní kavity akustickou rinometrií a výpočetní rinomanometrií       | RME signifikantně ovlivňuje nosní a maxilární šířku, ale nosní mykóza byla jemně ovlivněna nebo ne stabilně                                        | ne                 |
| Langer a kol. [29]    | 25 případů, věk 7–10 let               | Rozměry nazofaryngeálního prostoru                                             | RME neovlivňuje nazofaryngeální prostor nebo NAR v dlouhodobém pozorování                                                                          | neudává            |
| Cordasco a kol. [30]  | 8 případů, průměrný věk 9,7 roku       | Skeletální rozměr nosní dutiny                                                 | Signifikanční zvětšení rozměrů nosní dutiny a nárůst je větší v dolní části nosu a rovnoměrně distribuovaný mezi přední a zadní částí nosní dutiny | neudává            |
| Itikawa a kol. [31]   | 29 případů, věk 7–10 let               | Obličejová morfologie a rozměry nosní dutiny, ovlivnění ústního dýchání u dětí | Bez efektu na NAR od expanze nosních struktur s následnou mukózní kompenzací                                                                       | neudává            |
| Chang a kol. [32]     | 14 případů s průměrným věkem 12,9 roku | Rozměry a změny horních cest dýchacích                                         | Pouze průřezová oblast horních cest dýchacích u posteriorní nosní přepážky k úrovni báze signifikantně zvětšena po RME                             | neudává            |

průměrných 18,81 cm<sup>3</sup> a změny šířky očnice 1,09 mm z původních průměrných 36 mm [34]. Tyto hodnoty však nejsou schopny ovlivnit architekturu očnice ani vzhled obličeje. To potvrdili i Giudice a kol., kteří pomocí CBCT naměřili minimální objemové změny v očnici před a po léčbě RME v rozsahu 0,64–0,77 cm<sup>3</sup> [35].

## ZMĚNY DENTÁLNÍCH STRUKTUR

Dentální změny mohou zahrnovat změnu alveolární bukální kosti, resorpci kořenů zubů, změnu polohy molárů. Pozorovatelným vedlejším efektem při aktivní expanzi obou polovin maxilly je vznik diastematu mezi horními řezáky, které se ale díky tahu transseptálních vláken spontánně uzavírá [36]. Baccetti a kol. posoudili dentální změny pomocí zadopředních snímků před a po pubertálním růstovém spurtu při použití hyraxu. Když porovnávali časné a pozdně léčenou skupinu s jejich kontrolní skupinou (**tab. 2**), zjistili signifikantní zisk maxilární mezimolárové šířky 2,7–3,5 mm v obou léčených skupinách. Nicméně v časné léčené skupině tyto změny byly přisouzeny skeletální expanzi maxilly (3 mm) oproti kontrolní skupině (0,9 mm). Prokázali tak, že zubní změny po RME jsou více skeletálního původu u lidí před růstovým spurtem a více dentoalveolární po růstovém spurtu [38].

Garib a kol. pozorovali změny s použitím telarentgenu. Léčená skupina opět užívala palatinální expandér následovaný fixním aparátem. Při porovnání před léčbou a po ní nenašli statisticky nebo klinicky významné rozdíly v pozici molárů a řezáků [39].

Tyto výsledky souhlasily s výzkumem krátkodobých výsledků dentálních změn, které hodnotili rovněž přes telarentgeny [40]. Handelman a kol. ve studii dlouhodobé účinnosti RME následované aplikací fixního aparátu zaznamenali incidenci relapsu dentální expanze, sklon molárů a vznik gingiválních recesů. Z pohledu dlouhodobých účinků zaznamenali čistý nárůst mezialveolární šířky v porovnání s kontrolní skupinou až 4,8 mm v maxille a 0,7 mm v mandibule [9]. McNamara a kol. zhodnotili dlouhodobé změny v zubním oblouku u adolescentních pacientů léčených RME. Oproti kontrolní skupině byl nárůst perimetru horního zubního oblouku o 6 mm a dolního zubního oblouku o 4,5 mm. U horních molárů, prvních premolárů a špičáků se dosáhlo zvětšení šířky o 4,0; 4,2 a 2,5 mm. V mandibule u prvních molárů a špičáků 2,5 a 1,5 mm [37]. Yu a kol. potvrdili, že RME může rozšířit šířku zubního oblouku, dochází však k bukálnímu vyklonění zubu v laterálním úseku [41]. Podobné výsledky měli Nam a kol., poukazují však také na změnu alveolární kosti při vestibulárním vyklonění zubů [42].

Podle Akina a kol. se při RME mění i alveolární kost, jejich výsledky naznačují snížení tloušťky alveolární kosti a vznik měřitelných dehiscencí a fenestrací [43]. Baysal a kol. potvrdili sníženou tloušťku a výšku kosti po RME, nicméně po retenční fázi tyto změny nebyly statisticky signifikantní [44]. Domann a kol. ve studii krátkodobých změn po RME zaznamenali sníženou tloušťku bukální kosti, signifikantní nárůst mezimolárové a mezipremolárové vzdálenosti a zvýšenou tendenci ke sklonu zubů v laterálním úseku chrupu [45].



**Tab. 2** Metody studií dentálních změn po rychlé maxilární expanzi  
**Tab. 2** *Methods of studies of dental changes after rapid maxillary expansion*

| Autor                | Vzorek                                                               | Kontrolní skupina  | Chybovost měření                                | Hodnocení               |
|----------------------|----------------------------------------------------------------------|--------------------|-------------------------------------------------|-------------------------|
| McNamra a kol. [37]  | 61 žen a 51 mužů,<br>průměrný věk 12 let a 2 měsíce                  | 24 mužů a 17 dívek | měření 0,002–0,06 mm; molárový sklon 0,3 stupně | zubní modely            |
| Handelman a kol. [9] | 47 dospělých (19 mužů a 28 žen) a 47 dětí<br>(18 chlapců a 29 dívek) | 21 mužů a 31 žen   | neudává                                         | zubní modely            |
| Baccetti a kol. [38] | 25 žen a 17 mužů<br>(seřazení podle skeletálního věku)               | 9 žen a 11 mužů    | 0,7; SD 0,3 mm                                  | zadopřední snímky lebky |
| Garib a kol. [39]    | 11 mužů a 14 žen                                                     | 13 mužů a 13 žen   | <0,5°; <0,5 mm                                  | kefalometrický snímek   |

## RESORPCE KOŘENE

Incidence resorpcí se liší mezi studiemi kvůli variabilitě a možným zkreslujícím hodnotícím technikám [46]. Jedna z CBCT studií na 152 pacientech s malokluzí v první třídě poukázala, že až u 91 procent všech zubů se objevily malé známky zkrácení kořene po dokončení ortodontické léčby [47]. Navíc k ortodontickým silám jsou použity síly ortopedické ke korekci transversální deficiencie, které jsou schopny vyvolat značný bukální sklon laterálních zubů [20, 21, 48, 49]. Studie ukazují, že nejvíce bukálně orientované síly produkují nejvíce resorpcí [50, 51]. Průběh, jak RME léčba spoléhá na přenos velkých sil na maxilu přes kotevní zuby a resorpce těchto zubů, je dobře zdokumentován na histologickém výzkumu [52]. Tradičně se pozorovaly resorpce na premolárech, které jsou extrahovány po dokončení RME léčby jako součást individuálního léčebného plánu. Možná variabilita v kořenové morfologii a anatomii způsobuje komplikace v histologickém výzkumu kořenové resorpcí [53, 54]. Předpokládá se, že pacienty ohrožené závažnou apikální resorpcí kořene lze identifikovat podle množství resorpcí v počátečních fázích léčby pomocí konvenční dvourozměrné zobrazovací techniky [55]. Bez ohledu na projekční geometrii, konvenční zobrazovací přístroje nejsou vhodné ke kvantitativnímu hodnocení a demonstraci kořenové resorpcí [56, 57]. Studie porovnávající 2D a 3D zobrazení při apikální resorpci hovoří ve prospěch trojrozměrného zobrazení [57, 58]. CBCT nabízí možnost 3D hodnocení in vivo bez projekčních chyb. Ve studii Castra a kol., vyšetřující frekvenci kořenové resorpcí během ortodontické léčby, se ukázalo, že většina resorpcí se týkala kořenů řezáků, distálních kořenů prvních dolních a horních molárů [59]. Akyalcin a kol. ve studii hodnotili resorpci a povrch zubu při léčbě RME za pomoci CBCT. Resorpce se objevila nejvíce u premolárů a molárů, primárně u apexů bukálních koře-

nů v průměru 0,36–0,52 mm. To patrně vysvětluje větší působení sil bukálním směrem během RME [60]. Podobné výsledky naměřili Akin a kol. s největší mírou resorpcí během RME u prvních horních molárů a druhých horních premolárů [43]. Dindaroğlu a kol. hodnotili také míru resorpcí, aplikované síly během RME ovlivnily resorpci ve stejném rozsahu u horních premolárů a prvního horního moláru. Po šestiměsíční retenční fázi nezaznamenali další signifikantní resorpní změny [61].

## ZÁVĚR

RME je historicky ověřená metoda, při níž dosáhneme primárně rozšíření patrového švu u mladších jedinců. RME neovlivňuje pouze patrový šev, ale ovlivněny jsou i přilehlé struktury maxilly. Skeletální složka RME je do jedné poloviny samotné expanze, zbytek připadá složce dentální, jež zahrnuje změnu mezimolárové vzdálenosti. Rizikem je možná resorpce kořenů zubů, k níž může dojít i na bukální alveolární kosti. Při expanzi dochází rovněž k bukálnímu sklonu zubů. Signifikantní skeletální změny jsou v oblasti nosní dutiny, kde může být pozitivně ovlivněna průchodnost vzduchu při snížení rezistence vzduchu při dýchání. Další měřitelné skeletální změny probíhají v oblasti perimaxilárních struktur, synchondróz nebo očníce.

**Podpořeno projektem  
Ministerstva zdravotnictví  
konceptního rozvoje výzkumné  
organizace 00064203 FN MOTOL.**

Obrázky jsou publikovány  
s písemným souhlasem pacienta.

**MDDr. Adam Nocar**

Stomatologická klinika dětí a dospělých  
2. LF UK a FN Motol  
V Úvalu 841  
150 06 Praha 5  
e-mail: adam.nocar@fnmotol.cz

## LITERATURA

- 1. Angelieri F, Franchi L, Cevidanes LH, Bueno-Silva B, McNamara JA Jr.** Prediction of rapid maxillary expansion by assessing the maturation of the midpalatal suture on cone beam CT. *Dent Press J Orthod.* 2016; 21(6): 115–125.
- 2. Lagravère MO, Ling CP, Woo J, Harzer W, Major PW, Carey JP.** Transverse, vertical, and anterior-posterior changes between tooth-anchored versus Dresden bone-anchored rapid maxillary expansion 6 months post-expansion: A CBCT randomized controlled clinical trial. *Int Orthod.* 2020; 18(2): 308–316.
- 3. Büyükcavuş MH.** Alternate Rapid Maxillary Expansion and Constriction (Alt-RAMEC) protocol: A comprehensive literature review. *Turk J Orthod.* 2019; 32(1): 47–51.
- 4. Buck LM, Dalcı O, Darendeliler MA, Papadopoulou AK.** Effect of surgically assisted rapid maxillary expansion on upper airway volume: A systematic review. *J Oral Maxillofac Surg.* 2016; 74(5): 1025–1043.
- 5. Angell EC.** Treatment of irregularity of the permanent or adult teeth. *Dental Cosmos.* 1860; 1: 540–544.
- 6. Hartono N, Soegiharto BM, Widayati R.** The difference of stress distribution of maxillary expansion using rapid maxillary expander (RME) and maxillary skeletal expander (MSE) – a finite element analysis. *Prog Orthod.* 2018; 19(1): 33. doi: 10.1186/s40510-018-0229-x
- 7. Dogra N, Sidhu MS, Dabas A, Grover S, Gupta M.** Cone-beam computed tomography evaluation of dental, skeletal, and alveolar bone changes associated with bonded rapid maxillary expansion. *J Indian Orthod Soc* 2016; 50(1): 19–25.
- 8. Kamínek M et al.** Ortodoncie. 1. vydání. Praha: Galén; 2014, 200–201.
- 9. Handelman CS, Wang L, BeGole EA, Haas AJ.** Nonsurgical rapid maxillary expansion in adults: report on 47 cases using the Haas expander. *Angle Orthod.* 2000; 70(2): 129–144.
- 10. Camporesi M, Franchi L, Doldo T, Defraia E.** Evaluation of mechanical properties of three different screws for rapid maxillary expansion. *Biomed Eng Online.* 2013; 12: 128. doi: 10.1186/1475-925X-12-128
- 11. Chang JY, McNamara JA Jr, Herberger TA.** A longitudinal study of skeletal side effects induced by rapid maxillary expansion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997; 112(3): 330–337.
- 12. Pinheiro FH, Garib DG, Janson G, Bombonatti R, de Freitas MR.** Longitudinal stability of rapid and slow maxillary expansion. *Dent Press J Orthod.* 2014; 19(6): 70–77.
- 13. Kumar M, Shanavas M, Sidappa A, Kiran M.** Cone beam computed tomography – know its secrets. *J Int Oral Health.* 2015; 7(2): 64–68.
- 14. Baccetti T, Franchi L, Cameron CG, McNamara JA Jr.** Treatment timing for rapid maxillary expansion. *Angle Orthod.* 2001; 71(5): 343–350.
- 15. Garib DG, Henriques JF, Carvalho PE, Gomes SC.** Longitudinal effects of rapid maxillary expansion. *Angle Orthod.* 2007; 77(3): 442–448.
- 16. Schauseil M, Ludwig B, Zorkun B, Hellak A, Korbmacher-Steiner H.** Density of the midpalatal suture after RME treatment – a retrospective comparative low-dose CT-study. *Head Face Med.* 2014; 20: 10–18. doi: 10.1186/1746-160X-10-18
- 17. Leonardi R, Sicurezza E, Cutrera A, Barbato E.** Early post-treatment changes of circumaxillary sutures in young patients treated with rapid maxillary expansion. *Angle Orthod.* 2011; 81(1): 36–41.
- 18. Lione R, Ballanti F, Franchi L, Baccetti T, Cozza P.** Treatment and posttreatment skeletal effects of rapid maxillary expansion studied with low-dose computed tomography in growing subjects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 134(3): 389–392.
- 19. Ballanti F, Lione R, Baccetti T, Franchi L, Cozza P.** Treatment and posttreatment skeletal effects of rapid maxillary expansion investigated with low-dose computed tomography in growing subjects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 138(3): 311–317.
- 20. Weissheimer A, de Menezes LM, Mezomo M, Dias DM, de Lima EM, Rizzato SM.** Immediate effects of rapid maxillary expansion with Haas-type and hyrax-type expanders: a randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 140(3): 366–376.
- 21. Christie KF, Boucher N, Chung CH.** Effects of bonded rapid palatal expansion on the transverse dimensions of the maxilla: a cone-beam computed tomography study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 137(4): 79–85.
- 22. Alyessary AS, Othman SA, Yap AUJ, Radzi Z, Rahman MT.** Effects of non-surgical rapid maxillary expansion on nasal structures and breathing: A systematic review. *Int Orthod.* 2019; 17(1): 12–19.
- 23. Wertz RA.** Changes in nasal airflow incident to rapid maxillary expansion. *Angle Orthod.* 1968; 38(1): 1–11.
- 24. Hershey HG, Stewart BL, Warren DW.** Changes in nasal airway resistance associated with rapid maxillary expansion. *Am J Orthod.* 1976; 69(3): 274–284.
- 25. Doruk C, Sökücü O, Biçakçı AA, Yılmaz U, Tas F.** Comparison of nasal volume changes during rapid maxillary expansion using acoustic rhinometry and computed tomography. *Eur J Orthod.* 2007; 29(3): 251–255.
- 26. Palaisa J, Ngan P, Martin C, Razmus T.** Use of conventional tomography to evaluate changes in the nasal cavity with rapid palatal expansion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 132(4): 458–466.
- 27. Oliveira De Felipe NL, Da Silveira AC, Viana G, Kusnoto B, Smith B, Evans CA.** Relationship between rapid maxillary expansion and nasal cavity size and airway resistance: short- and long-term effects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 134(3): 370–382.
- 28. Matsumoto MA, Itikawa CE, Valera FC, Faria G, Anselmo-Lima WT.** Long-term effects of rapid maxillary expansion on nasal area and nasal airway resistance. *Am J Rhinol Allergy.* 2010; 24(2): 161–165.
- 29. Langer MR, Itikawa CE, Valera FC, Matsumoto MA, Anselmo-Lima WT.** Does rapid maxillary expansion increase nasopharyngeal space and improve nasal airway resistance? *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2011; 75(1): 122–125.
- 30. Cordasco G, Nucera R, Fastuca R, Matarese G, Lindauer SJ, Leone P, Manzo P, Martina R.** Effects of orthopedic maxillary expansion on nasal cavity size in growing subjects: a low dose computer tomography clinical trial. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2012; 76(11): 1547–1551.
- 31. Itikawa CE, Valera FCP, Matsumoto MAN, Lima WTA.** Effect of rapid maxillary expansion on the dimension of the nasal cavity and on facial morphology assessed by acoustic rhinometry and rhinomanometry. *Dental Press J Orthod.* 2012; 17(4): 129–133.
- 32. Chang Y, Koenig LJ, Pruszyński JE, Bradley TG, Bosio JA, Liu D.** Dimensional changes of upper airway after rapid maxillary expansion: a prospective cone-beam computed tomography study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013; 143(4): 462–470.

- 33. Leonardi R, Cutrera A, Barbato E.** Rapid maxillary expansion affects the spheno-occipital synchondrosis in youngsters. A study with low-dose computed tomography. *Angle Orthod.* 2010; 80(1): 106–110.
- 34. Sicurezza E, Palazzo G, Leonardi R.** Three-dimensional computerized tomographic orbital volume and aperture width evaluation: a study in patients treated with rapid maxillary expansion. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2011; 111(4): 503–507.
- 35. Lo Giudice A, Rustico L, Ronsiville V, Nicotra C, Lagravère M, Grippaudo C.** Evaluation of the changes of orbital cavity volume and shape after tooth-borne and bone-borne rapid maxillary expansion (RME). *Head Face Med.* 2020; 16(1): 21. doi: 10.1186/s13005-020-00235-1
- 36. Agarwal A, Mathur R.** Maxillary expansion. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2010; 3(3): 139–146.
- 37. McNamara JA Jr, Baccetti T, Franchi L, Herberger TA.** Rapid maxillary expansion followed by fixed appliances: a long-term evaluation of changes in arch dimensions. *Angle Orthod.* 2003; 73(4): 344–353.
- 38. Baccetti T, Franchi L, Cameron CG, McNamara JA Jr.** Treatment timing for rapid maxillary expansion. *Angle Orthod.* 2001; 71(5): 343–350.
- 39. Garib DG, Henriques JF, Janson GP.** Longitudinal cephalometric appraisal of rapid maxillary expansion effects. *Rev Dental Press Ortod Ortop Facial* 2001; 6(1): 17–30.
- 40. Cozza P, Giancotti A, Petrosino A.** Rapid palatal expansion in mixed dentition using a modified expander: a cephalometric investigation. *J Orthod.* 2001; 28(2): 129–134.
- 41. Yu YL, Tang GH, Gong FF, Chen LL, Qian YF.** A comparison of rapid palatal expansion and Damon appliance on non-extraction correction of dental crowding. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.* 2008; 17(3): 237–242.
- 42. Nam HJ, Gianoni-Capenakas S, Major PW, Heo G, Lagravère MO.** Comparison of skeletal and dental changes obtained from a tooth-borne maxillary expansion appliance compared to the damon system assessed through a digital volumetric imaging: a randomized clinical trial. *J Clin Med.* 2020; 9(10): 3167. doi: 10.3390/jcm9103167
- 43. Akin M, Baka ZM, Ileri Z, Basciftci FA.** Alveolar bone changes after asymmetric rapid maxillary expansion. *Angle Orthod.* 2015; 85(5): 799–805.
- 44. Baysal A, Uysal T, Veli I, Ozer T, Karadede I, Hekimoglu S.** Evaluation of alveolar bone loss following rapid maxillary expansion using cone-beam computed tomography. *Korean J Orthod.* 2013; 43(2): 83–95.
- 45. Domann CE, Kau CH, English JD, Xia JJ, Souccar NM, Lee RP.** Cone beam computed tomography analysis of dentoalveolar changes immediately after maxillary expansion. *Orthodontics (Chic.).* 2011; 12(3): 202–209.
- 46. Artun J, Van't Hullenaar R, Doppel D, Kuijpers-Jagtman AM.** Identification of orthodontic patients at risk of severe apical root resorption. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135(4): 448–455.
- 47. Lund H, Gröndahl K, Hansen K, Gröndahl HG.** Apical root resorption during orthodontic treatment. A prospective study using cone beam CT. *Angle Orthod.* 2012; 82(3): 480–487.
- 48. Ghoneima A, Abdel-Fattah E, Eraso F, Fardo D, Kula K, Hartsfield J.** Skeletal and dental changes after rapid maxillary expansion: a computed tomography study. *Aust Orthod J.* 2010; 26(2): 141–148.
- 49. Lione R, Franchi L, Cozza P.** Does rapid maxillary expansion induce adverse effects in growing subjects? *Angle Orthod.* 2013; 83(1): 172–182.
- 50. Paetyangkul A, Türk T, Elekdağ-Türk S, Jones AS, Petocz P, Cheng LL, Darendeliler MA.** Physical properties of root cementum: Part 16. Comparisons of root resorption and resorption craters after the application of light and heavy continuous and controlled orthodontic forces for 4, 8, and 12 weeks. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 139(3): 279–284.
- 51. Oh C, Türk T, Elekdağ-Türk S, Jones AS, Petocz P, Cheng LL, Darendeliler MA.** Physical properties of root cementum: Part 19. Comparison of the amounts of root resorption between the right and left first premolars after application of buccally directed heavy orthodontic tipping forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 140(1): 49–52.
- 52. Langford SR, Sims MR.** Root surface resorption, repair, and periodontal attachment following rapid maxillary expansion in man. *Am J Orthod.* 1982; 81(2): 108–115.
- 53. Chan EK, Darendeliler MA.** Exploring the third dimension in root resorption. *Orthod Craniofac Res.* 2004; 7(2): 64–70.
- 54. Baysal A, Karadede I, Hekimoglu S, Ucar F, Ozer T, Veli I, Uysal T.** Evaluation of root resorption following rapid maxillary expansion using cone-beam computed tomography. *Angle Orthod.* 2012; 82(3): 488–494.
- 55. Artun J, Van't Hullenaar R, Doppel D, Kuijpers-Jagtman AM.** Identification of orthodontic patients at risk of severe apical root resorption. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135(4): 448–455.
- 56. Ericson S, Kurol J.** Incisor root resorptions due to ectopic maxillary canines imaged by computerized tomography: a comparative study in extracted teeth. *Angle Orthod.* 2000; 70(4): 276–283.
- 57. Dudic A, Giannopoulou C, Martinez M, Montet X, Kiliaridis S.** Diagnostic accuracy of digitized periapical radiographs validated against micro-computed tomography scanning in evaluating orthodontically induced apical root resorption. *Eur J Oral Sci.* 2008; 116(5): 467–472.
- 58. Alqerban A, Jacobs R, Fieuws S, Willems G.** Comparison of two cone beam computed tomographic systems versus panoramic imaging for localization of impacted maxillary canines and detection of root resorption. *Eur J Orthod.* 2011; 33(1): 93–102.
- 59. Castro IO, Alencar AH, Valladares-Neto J, Estrela C.** Apical root resorption due to orthodontic treatment detected by cone beam computed tomography. *Angle Orthod.* 2013; 83(2): 196–203.
- 60. Akyalcin S, Alexander SP, Silva RM, English JD.** Evaluation of three-dimensional root surface changes and resorption following rapid maxillary expansion: a cone beam computed tomography investigation. *Orthod Craniofac Res.* 2015; 18(1): 117–126.
- 61. Dindaroğlu F, Doğan S.** Evaluation and comparison of root resorption between tooth-borne and tooth-tissue borne rapid maxillary expansion appliances: A CBCT study. *Angle Orthod.* 2016; 86(1): 46–52.



# DENTÁLNÍ KERAMIKA – MECHANICKÉ VLASTNOSTI

## Přehledový článek

## DENTAL CERAMICS – MECHANICAL PROPERTIES

### Review

Hynková K.<sup>1,2</sup>, Voborná I.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Klinika zubního lékařství, Lékařská fakulta Univerzity Palackého v Olomouci,  
a Fakultní nemocnice Olomouc

<sup>2</sup>Asklepion – Institut klinické a estetické medicíny, Praha

### SOUHRN

**Úvod a cíl:** Keramika je směs anorganických nekovových materiálů. Její historie je datována již od paleolitu. Využívá se například k výrobě šperků, nádobí, ve stavebním průmyslu, v sochařství a samozřejmě i v zubním lékařství. Keramika je tvrdá, pevná, termicky i elektricky nevodivá, ale je především také estetická. Z důvodu zvyšujících se nároků pacientů na krásný a přirozený úsměv je keramika velmi dobrou volbou při zhotovování estetických protetických prací. Dentální keramika totiž velmi dobře opticky napodobuje tvrdé zubní tkáně, dentin a sklovinu. Proto se dentální keramika stala běžně používaným materiálem v zubních laboratořích. Využívá se ke zhotovení celokeramických, metalokeramických a jádrových korunek či můstků, inlejí, onlejí, estetických faset až po fixtury a suprakonstrukce dentálních implantátů.

Ve výběru dentální keramiky pro požadovanou keramickou práci by neměla figurovat jen estetika budoucí keramické práce, ale důležité je brát v úvahu také mechanické vlastnosti keramiky. Žvýkácí síly v ústní dutině se zvětšují směrem od frontálního do laterálního úseku, naopak požadavky na estetiku v tomto směru klesají. Keramika, která je vhodným řešením ve frontálním úseku, nemusí být nutně vhodná do laterálního úseku a naopak.

Proto je předmětem našeho sdělení přiblížit, porovnat a klasifikovat některé mechanické vlastnosti keramických materiálů využívaných v zubním lékařství.

**Metodika:** Pro odborné sdělení zaměřené na mechanické vlastnosti keramiky jsme čerpali údaje z odborných knih a z literatury zabývající se danou tematikou dostupné v databázi PubMed. Tyto studie byly následně kriticky hodnoceny pro potřeby odborného sdělení.

**Závěr:** Znalost mechanických vlastností dentálních materiálů je klíčová. Díky této znalosti může stomatolog zvolit vhodný materiál, který nejlépe splňuje konkrétní požadavky pro danou práci. Neznalost těchto vlastností může na druhou stranu vést k neuspokojivému výsledku až selhání práce.

**Klíčová slova:** dentální keramika, mechanické vlastnosti, pevnost, tvrdost, křehkost

### SUMMARY

**Introduction, aim:** Ceramic is a mixture of inorganic non-metallic materials. The history of the ceramic is dated since Paleolithic age. It is used, for example for production of jewelry, dishes, the construction industry, sculpturing and of course in dentistry. Ceramic is hard, strong, thermal and electrical nonconductive and it has an aesthetic appearance. Due to increasing patient's demands for beautiful and natural smile, the ceramic is a good choice for this aesthetics work. The ceramic mimics very well the optical features of hard dental tissues such as enamel and dentin. Therefore, ceramic becomes a material, which is used every day in dental labs. It is used for production of all-ceramic, porcelain fused to metal (PFM), and core crowns or bridges, inlays, onlays, aesthetic veneers, and also fixtures and supra-constructions of dental implants.

The selection of ceramic for the required ceramic work should not only include the aesthetics of the future ceramic work, it is also important to consider mechanical properties of the ceramic. Occlusion forces increase in the oral cavity from frontal to lateral segment while the demands for aesthetics decrease in this direction. The ceramics which is a suitable solution for frontal segment, might not be suitable for lateral segment and vice versa.

That is why the objective of our paper is to describe, compare and classify some mechanical properties of ceramic used in dentistry.

**Methods:** For our review focused on mechanical properties of ceramics we collected the relevant data from specialized books and literature dealing with the topic of ceramic available in the PubMed database. These studies were critically evaluated for this review.

**Conclusion:** The knowledge of mechanical properties of dental ceramic is crucial. Thanks to this knowledge, dentist can choose suitable material, which best meets specific requirements for dental restoration. On the other hand, the ignorance can lead to unsatisfactory results up to failure of dental restoration.

**Key words:** dental ceramics, mechanical properties, strength, hardness, brittleness

Hynková K, Voborná I.

Dentální keramika – mechanické vlastnosti.

Čes stomatol Prakt zubní lék. 2022; 122(3): 87–94. doi 10.51479/cspzl.2022.007

## ÚVOD

Slovo keramika pochází z řeckého slova „keram, keramos“, které lze do češtiny přeložit, jako „hrnčíř či hrnčířství“ [1]. Ve stomatologii se setkáváme s pojmem keramika a také s pojmem porcelán, který je nepřesným označením pro dentální keramiku s vysokým obsahem skelné fáze, tedy se jedná o jakési odlišení keramiky více estetické od keramiky méně estetické s vyšší mechanickou odolností [2]. Slovo porcelán pochází z 13. století, kdy Marco Polo použil pro nejlepší vyjádření charakteristik čínského porcelánu slovo „mušle“, italsky porcellana [3].

Historie keramiky jako takové sahá již do doby paleolitu, 28 000 let před naším letopočtem, ze které je datován nález Věstonické venuše, nejstarší známé keramické sošky na světě. V průběhu staletí se zvyšovalo využití keramiky a také se měnilo její chemické složení a typy výrobních procesů. V 7. století našeho letopočtu již byl znám čínský porcelán. Veliký zájem o porcelán nastal v Evropě v období 17. století. Pro vhodné estetické vlastnosti se začalo využívat porcelánu i v zubním lékařství. První keramickou protézu zhotovil v roce 1774 v Paříži Alexis Duchateau a Dubois de Chemant [1, 4].

Keramika je anorganický materiál, jehož skupiny oxidů a atomy molekul jsou spojeny pomocí kovalentních či iontových vazeb [5, 6]. Řadíme ji k hlavním dentálním materiálům, ze kterých lze zhotovit definitivní rekonstrukci. Výhodou dentální keramiky je, že výborně opticky napodobuje tvrdé zubní tkáň, dále její biokompatibilita, estetika, mechanická pevnost a chemická odolnost. Mezi nevýhody dentální keramiky se řadí vysoká tvrdost a s ní související možnost abrazie

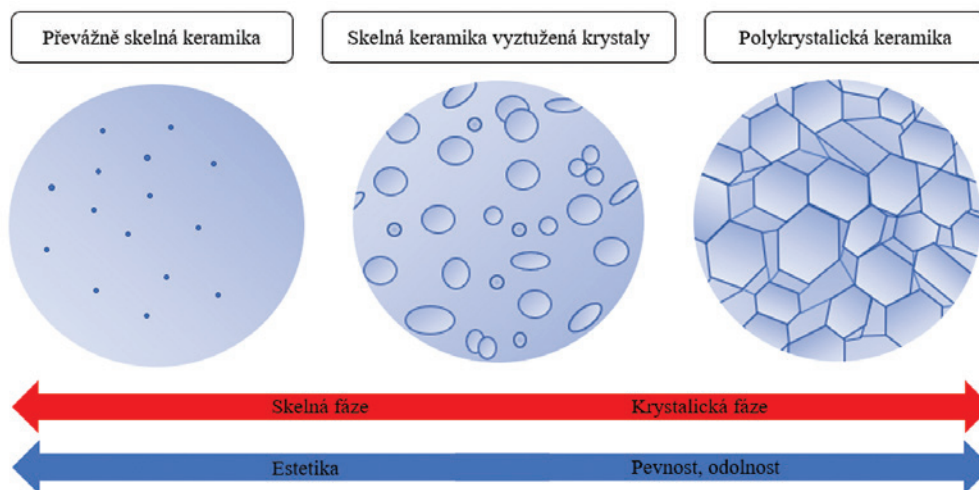
antagonistů, dále křehkost a v neposlední řadě vysoká cena keramické náhrady, z důvodu časové i technicky náročného výrobního procesu [2, 7]. Křehkému materiálu, jako je dentální keramika, chybí vlastnosti typické pro kovy, například houževnatost a tvárnost [8].

V dnešní době rozvoje vědy a moderních technologií na trhu přibývá velké množství keramických hmot, naopak některé keramické hmoty zase z trhu mizí – proto někdy mohou být klasifikace keramik pro zubní lékaře poněkud zmatečné a zneklidňující. Dentální keramiku můžeme dělit snadno podle výrobního procesu, použití, ale také podle mikrostruktury (či poměru skelné a krystalické fáze).

Na základě poměru skelné a krystalické fáze dělíme dentální keramiku do tří základních skupin: 1. převážně skelná keramika, 2. skelná keramika vyztužená krystaly a 3. polykrystalická keramika (**obr. 1**) [2, 4].

**Keramika převážně skelná** působí z důvodu velkého množství skelné fáze velmi esteticky. Světlo dopadající na keramickou rekonstrukci je částečně odraženo, pohlceno či propuštěno, a konstrukce se tak jeví translucenční (průhledná). Nejlépe tak napodobuje optické vlastnosti skloviny a dentinu, a proto se využívá jako fasetovací materiál estetických rekonstrukcí chrupu.

**Keramika polykrystalická** obsahuje pouze krystalickou fázi. Krystaly jsou uspořádané těsně vedle sebe, bez přítomnosti skelné fáze. S množstvím krystalické fáze se zvyšuje odolnost a pevnost materiálu, zatímco estetika v porovnání s předchozí dentální keramikou klesá. Dopadající světlo je odraženo či pohlceno, a proto se keramická náhrada z tohoto materiálu jeví opakně (nepřehledná) [4].



**Obr. 1**  
Dělení dentální keramiky  
podle obsahu skelné  
a krystalické fáze

**Fig. 1**  
Classification of dental ceramic  
based on glass and crystal  
phase content

Z poměru skelné a krystalické fáze můžeme odvodit nejen optické vlastnosti [1, 3, 6], ale i vlastnosti mechanické, kdy s měnícím se poměrem krystalické/skelné fáze dentální keramiky dochází ke změně mechanických vlastností, jako je pevnost, tvrdost a křehkost.

Cílem tohoto přehledového článku bylo shrnout základní mechanické vlastnosti dentální keramiky, dostupné v nynější literatuře.

## METODIKA

Pro tento přehledový článek byly vyhledány studie v anglickém jazyce za pomoci klíčových slov (dental ceramics, mechanical properties, strength, hardness, brittleness). Vyhledávání proběhlo v databázi PubMed a ve zdrojích tuzemské literatury. Další literatura byla identifikována autory vyhledáváním referencí článků vybraných prostřednictvím procesu elektronického vyhledávání. Byly vybrány studie především z časopisů s impakt faktorem, vydaných v rozmezí let 2000 až 2020. Z důvodu citování původní literatury je několik publikací z 90. let minulého století.

## MECHANICKÉ VLASTNOSTI DENTÁLNÍ KERAMIKY

Mechanické vlastnosti vyjadřují schopnost materiálu odolávat mechanickému namáhání [8]. K popisu mechanických vlastností materiálů se obecně používá křivka napětí a deformace [9]. Osa y vyjadřuje sílu působící na plochu (napětí) a osa x znázorňuje deformaci materiálu při působení této síly.

Křivku můžeme rozdělit na dva úseky, a to na úsek deformace elastické a plastické (**obr. 2**).

**Elastická deformace** materiálu je definována jako stav dočasný. Při působení vnějších sil na materiál dochází k posunu atomu z rovnovážné polohy, navenek se projevující jako změna tvaru tělesa. Je to ale proces vratný, protože po odstranění působení vnější síly se tvar tělesa vrátí do původního stavu (**obr. 3**) [8]. Jejím limitem je mez elasticity, která je definována jako maximální možné napětí, při němž ještě nedojde k plastické trvalé deformaci. Pro lineárně elastický materiál je mez elasticity shodná s mezí úměrnosti [6]. Keramické materiály jsou typicky lineárně elastické [10]. Za mezí elasticity začíná zóna plastické deformace.

**Plastická deformace** je definována jako trvalá změna tvaru tělesa, která přetrvává i po odstranění působení vnější síly (**obr. 3**) [6]. Křehký materiál nepodléhá výrazně viditelné plastické deformaci v porovnání s tažnými materiály, jako jsou kovy.

Na modelové křivce napětí – deformace hypotetického křehkého a tažného materiálu jsou znázorněny základní body (**obr. 2**).

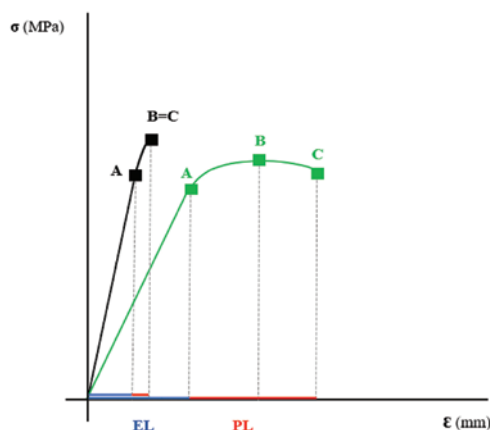
**Bod A** – mez úměrnosti (proportional limit) je hranice, do které je platný Hookův zákon, kde napětí je lineárně úměrné deformaci materiálů [11]. Jak již bylo řečeno, u lineárně elastických materiálů je mez úměrnosti totožná s mezí elasticity [6, 10].

Často je těžké přesně určit proporční limit, proto se někdy udává mez kluzu.

Mez kluzu (yield point) je napětí, při kterém dochází k trvalým deformacím. Tento přechod od elastických k plastickým změnám není u většiny materiálů výrazně patrný, proto se často používá smluvní mez kluzu. Smluvní mez kluzu je napětí, při kterém poměrná plastická deformace dosáhne předepsané hodnoty, například 0,2 % trvalé deformace.

**Bod B** – mez pevnosti (ultimate strength) je maximální napětí, kterému materiál odolává předtím, než dojde k jeho selhání [6]. Podle toho, jakou zkoušku pevnosti používáme, pak mez pevnosti může být nazývána jako maximální pevnost v ohybu, tlaku, tahu atd.

**Bod C** – lomové napětí (fracture strength) je napětí, při kterém dochází k selhání (fraktuře) materiálu. U křehkého materiálu dochází k jeho selhání při maximálním zatížení. Tudíž na křivce napětí-deformace křehkého materiálu jsou tyto body totožné. U materiálů tažných (ductility), jako jsou kovy či slitiny, se body lomového napětí a meze pevnosti liší. U tažných materiálů nemusí být lomové napětí nutně maximální hodnotou [6]. Po působení maximální síly působící na těleso, vzniká výrazné zaškrcení průřezu tažného materiálu, dochází k tzv. tvorbě krčku (necking) a až pak dojde k přetržení, tzv. vznikne tvárný lom.



**Obr. 2**  
**Křivka napětí a deformace**  
Křivka napětí ( $\sigma$ ) – deformace ( $\epsilon$ ) hypotetického materiálu, kde  $\sigma$  je napětí působící na materiál,  $\epsilon$  je deformace materiálu. Červený úsek znázorňuje elastickou deformaci. Modrý úsek znázorňuje plastickou deformaci. Bod A – mez úměrnosti, B – mez pevnosti, C – lomové napětí. Upraveno podle [6].

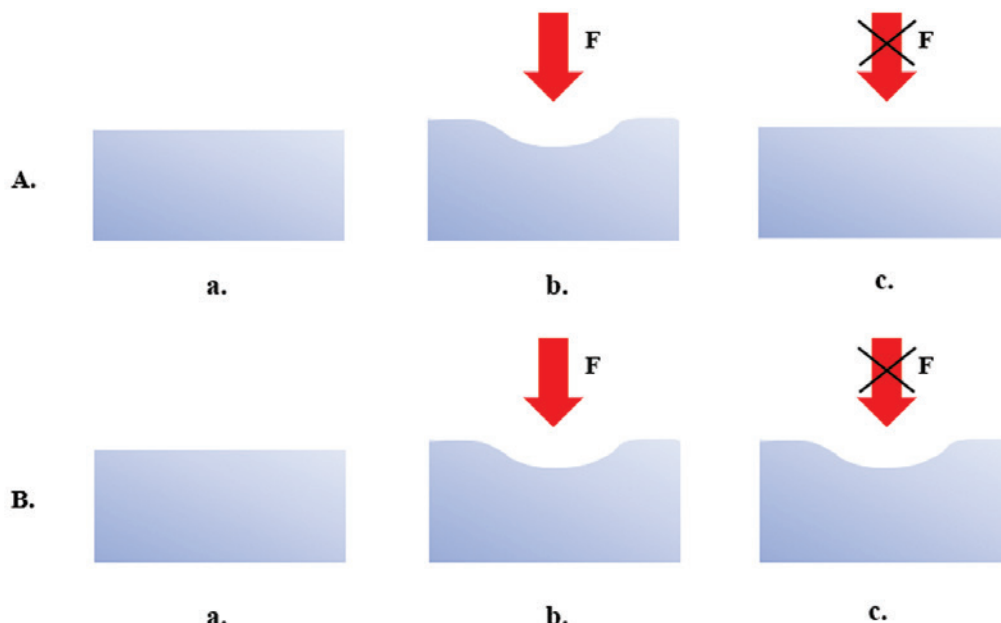
**Fig. 2**  
**Stress-strain curve**  
Stress ( $\sigma$ ) – strain ( $\epsilon$ ) curve of hypothetical material, where  $\sigma$  is the stress applied to the material,  $\epsilon$  is the material deformation. The red section shows elastic deformation. The blue section shows plastic deformation. Point A – proportional limit, B – ultimate stress, C – failure stress. Adjusted from [6].



**Obr. 3**

**Elastická a plastická deformace**

A. Znázornění elastické deformace;  
a – vzorek testovaného materiálu,  
b – síla působící na vzorek způsobující deformaci,  
c – po odstranění působící síly se těleso vrátí do původního stavu před deformací.  
B. Znázornění plastické deformace;  
a – vzorek testovaného materiálu,  
b – síla působící na vzorek způsobující deformaci,  
c – po odstranění působící síly přetrvává trvalá deformace materiálu.



**Fig. 3**

**Elastic and plastic deformation**

A. Description of elastic deformation;  
a – sample of testing material,  
b – the force acting on sample causes deformation,  
c – after removal of the applied force, the body returns to its original state before deformation.  
B. Description of plastic deformation;  
a – sample of testing material,  
b – the force acting on sample causes deformation,  
c – after removal of applied force, permanent deformation of the material persists.

**Pevnost a lomová houževnatost**

Při procesu žvýkání u dospělého jedince jsou keramické rekonstrukce v ústní dutině neustále zatěžovány žvýkacími silami v rozmezí od 150 N ve frontálním úseku do 800 N v laterálním úseku. Aby mohl keramický materiál odolávat těmto silám, musí být pevný [6, 12]. Mírou odolnosti materiálu je tedy pevnost [7].

Pevnost je definovaná jako schopnost materiálu odolávat vnějším silám, které se snaží deformovat a porušit materiálovou celistvost [12].

U materiálů křehkých, jako je keramika, je mez pevnosti stejná jako lomové napětí [6]. To znamená, že materiál praskne při maximálním zatížení.

U keramických a křehkých materiálů se měří nejčastěji pevnost v ohybu (flexural strength). Pro dané měření se využívá zkouška pevnosti při uniaxiálním ohybu (tříbodový ohybový test) či při biaxiálním ohybu (ball on

ring metoda). Mechanismus těchto technik je znázorněn na **obr. 4 a 5**.

Při tříbodovém ohybovém testu je vzorek (nosník) daného materiálu položen na dva paralelní nosné kolíky, které tvoří podporu nosníku testovaného materiálu. Z druhé strany vzorku (nosníku) působí přesně v polovině vzdálenosti nosných kolíků zatěžovací síla pomocí třetího kolíku až do selhání daného materiálu [6].

Ball on ring metoda spočívá v položení vzorku testovaného materiálu tvaru disku na podkladový prstenec. Spodní strana keramického disku má tak kontakt s podkladovým prstencem a vrchní strana má kontakt s kovovou kuličkou, která na vzorek tlačí přesně ve středu disku přesně definovanou silou, až do té doby, než dojde k selhání materiálu [13]. Strana směřující ke kuličce je tedy v kompresi a strana směřující k prstenci v tenzi.

Minimální pevnost v ohybu pro převážně skelnou dentální keramiku se v odborné literatuře uvádí v rozmezí od 50 do 70 MPa [1, 7, 14]. Maximální pevnost v ohybu pro polykrystalickou dentální keramiku na bázi oxidu zirkoničitého se pohybuje v rozmezí 900–1200 MPa [1, 7, 14, 15]. Z těchto údajů je patrné, že s vyšším obsahem krystalické fáze roste i pevnost keramického materiálu.

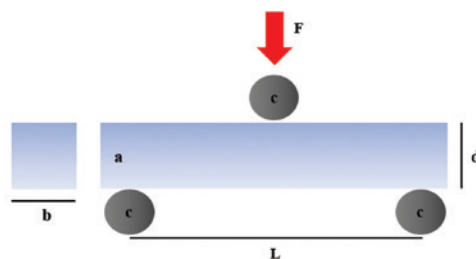
Pevnost keramického materiálu může ovlivnit několik faktorů:

1. Defekty submikroskopických a atomárních rozměrů.
2. Vady a koncentrátoři napětí přítomné v mikrostruktuře dentální keramiky.

**Obr. 4**

**Tříbodový ohybový test**

Grafické znázornění tříbodového ohybového testu:  
a – keramický nosník,  
c – kolíky,  
L – vzdálenost mezi nosnými kolíky,  
b – šířka nosníku,  
d – výška nosníku,  
F – působící síla



**Fig. 4**

**Three points bending test**

Graphic description of three points bending test:  
a – ceramic beam sample,  
c – cylinders,  
L – distance between the supporting cylinders,  
b – the width of the beam,  
d – height of the beam,  
F – acting force

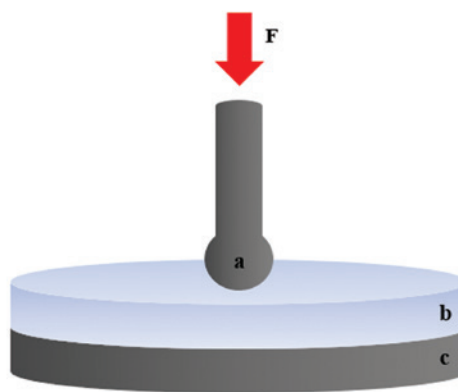
3. Poměr skelné/krytalické fáze.
4. Povrchové vady, mikropraskliny způsobené broušením, řezáním, využitím subtraktivní metody opracování keramického bloku u CAD/CAM technologií [16] nebo vzniklé při kontaktu s jinými pevnými tělesy.
5. Trhliny a další defekty způsobené nesprávným technologickým postupem. Defekty mohou například vznikat při tvarování, sušení nebo při rychlém ohřevu či ochlazení během procesu pálení.
6. Pevnost dentální keramiky může být také ovlivněna vnitřním pnutím způsobeným rozdílem koeficientů teplotní roztažnosti různých fází [8].

Selhání keramické rekonstrukce někdy nastává neočekávaně při velmi nízkém zatížení. Nečekané selhání při poměrně malém zatížení může být způsobeno existencí povrchových a vnitřních defektů keramického materiálu popsaných výše.

Mechanickou vlastností materiálu popisující odolnost materiálu proti šíření existujících prasklin/defektů je lomová houževnatost. Je to množství energie potřebné k propagaci praskliny, a tím selhání daného materiálu. Pro dané měření využíváme speciálních vzorků (nosníků, disků) s uměle vytvořenou prasklinou, nejčastěji tvaru V, či mikroprasklinou vytvořenou indentací pomocí Vickersova indentoru. Pevnost těchto vzorků se testuje pomocí uniaxiálního či biaxiálního testu v ohybu (strana s uměle vytvořenou prasklinou směřuje směrem dolů a je v tenzi).

Křehký materiál nepodléhá výrazné plastické deformaci, proto jeho schopnost odolávat šíření defektů je velmi nízká.

Přítomnost defektů, mikroprasklin keramického materiálu je kritická především v oblasti působení tahového napětí. Největší množství tahového napětí se kumuluje v ob-



**Obr. 5**  
**Ball on ring metoda**  
Grafické znázornění ball on ring metody:  
a – kulička působící silou F do středu vzorku,  
b – vzorek testovaného materiálu tvaru disku,  
c – podkladový prstenec

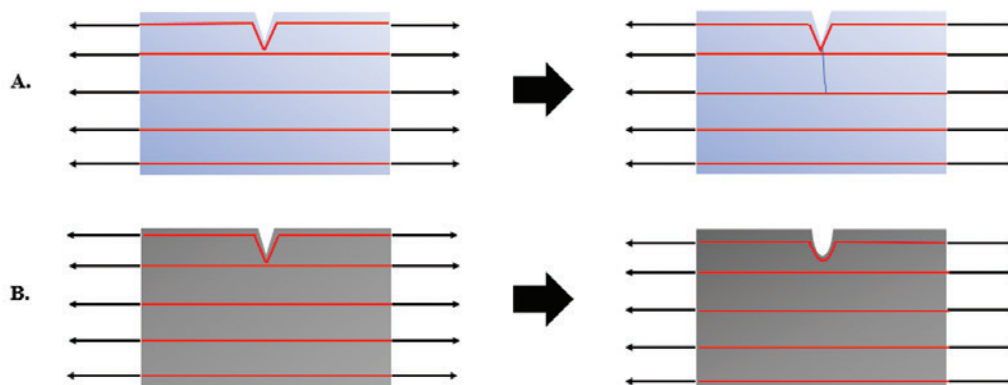
**Fig. 5**  
**Ball on ring method**  
Graphic description of ball on ring method:  
a – ball applying force F to the center of the sample,  
b – disc shape of testing sample,  
c – backing ring

lasti špičky praskliny (obr. 6). U tažných materiálů dochází k rozšiřování a zaoblování špičky praskliny z důvodu schopnosti plastické deformace, a tím i k rozvolnění kumulace napětí (obr. 6). Pro selhání tažného/houževnatého materiálu je potřeba velké množství energie. Křehký materiál nepodléhá žádné plastické deformaci, proto se napětí kumuluje v oblasti špičky praskliny až do té doby, než napětí přesáhne kritické meze a dojde k propagaci praskliny a k selhání materiálu [6, 17].

Defekty či mikropraskliny na povrchu keramické práce podléhají mnohonásobně vyššímu napětí než defekty uvnitř daného materiálu. Proto finální úprava povrchu keramické práce je velmi důležitou součástí celého výrobního procesu keramické rekonstrukce [17].

### Křehkost

Další mechanickou vlastností keramiky je křehkost. Čím více keramika obsahuje skelné fáze, tím je estetičtější, ale také křehčí. Křehkost keramiky je způsobena rozpojením kovalentních vazeb z důvodu nadměrného zatížení [5] nebo je důsledkem alkalické hydrolyzy Si-O vazeb v zásaditém prostředí, které vzniká rozkladem oxidu draselného či sodného v živcové keramice [7].



**Obr. 6**  
**Vliv tahového napětí na praskliny v křehkém a tažném materiálu**  
A. křehký materiál  
B. tažný materiál

**Fig. 6**  
**Influence of tensile stresses on flaws in brittle and ductile materials**  
A. brittle material  
B. ductile material

Obr. 7

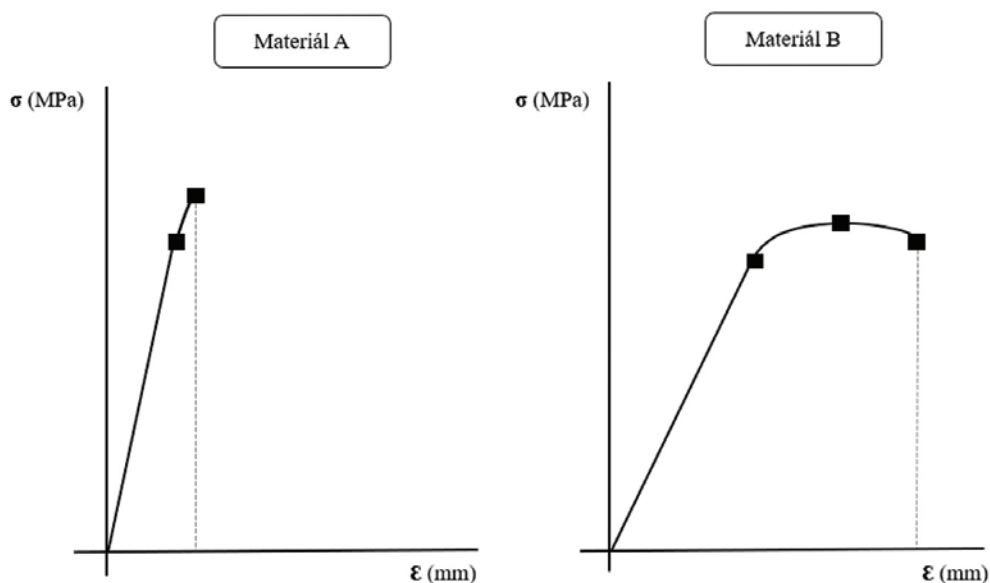
#### Houževnatost

Znázornění křivky napětí – deformace pro materiál A a B. Plocha pod křivkou znázorňuje energii potřebnou k selhání materiálu neboli houževnatost.

Fig. 7

#### Toughness

Stress-strain curve for material A and B. The area under the curve represents energy required for failure of material – toughness.



Křehkost (fragilita, brittleness) materiálu je definovaná jako neschopnost materiálu odolávat změně tvaru pod účinkem vnější síly [7]. Opakem křehkosti je houževnatost. Houževnatost (toughness) je vyjádřena graficky jako celá plocha pod křivkou napětí a deformace až do prasknutí daného materiálu. Z fyzikálního hlediska je houževnatost definovaná jako energie potřebná k prasknutí materiálu [6]. Můžeme tedy říci, že křehký materiál je málo houževnatý a nepotřebuje velkou energii k dosažení svého selhání (prasknutí). Při pohledu na **obrázek 7** lze konstatovat, že materiál A je křehčí než materiál B, protože plocha pod křivkou znázorňující energii nutnou pro selhání (prasknutí) materiálu je menší než energie potřebná k selhání (prasknutí) materiálu B.

Keramický materiál praská lomem křehkým, který se šíří velkou rychlostí a není k němu potřeba tak vysoké energie jako pro lom tvárný [8]. Grafické znázornění obou lomů je na **obrázku 8**.

#### Tvrdoost

Tvrdoost je schopnost povrchu materiálu odolávat vnikání cizího tělesa. Lze ji testovat

několika způsoby, přičemž se využívají zkoušky statické nebo dynamické. Mezi nejznámější patří vrypová zkouška podle Martense, odrazová zkouška podle Shorea a vnikací zkoušky podle Vickerse, Brinella, Knoop a Rockwella [12]. Pro testování tvrdosti keramického materiálu se nejčastěji ve výzkumu využívá vnikací zkouška podle Vickerse. Její mechanismus je znázorněn na **obrázku 9**. Tato metoda využívá čtyřbokého jehlanu, jehož vrcholový úhel je 136° [6, 7, 18]. Čtyřboký jehlan (indentor) je vtlačován definovanou silou do povrchu testovaného materiálu. Podle délky úhlopříček vtisku indentoru a tabulek tvrdosti se dále může určit tvrdost materiálu [19].

Ideální dentální materiál by měl mít takové chemické, mechanické, fyzikální a biologické vlastnosti, které by se blížily či shodovaly s vlastnostmi tvrdých zubních tkání [7]. Vysoká tvrdost materiálu není vítána, protože může docházet k abrazi antagonisty. Nízká tvrdost materiálu není také preferována, protože může dojít k jeho rychlému opotřebení a k selhání celé práce. Tvrdoost keramiky je však vyšší než tvrdost dentinu a skloviny nebo překvapivě i chrom-kobaltové slitiny.

Obr. 8

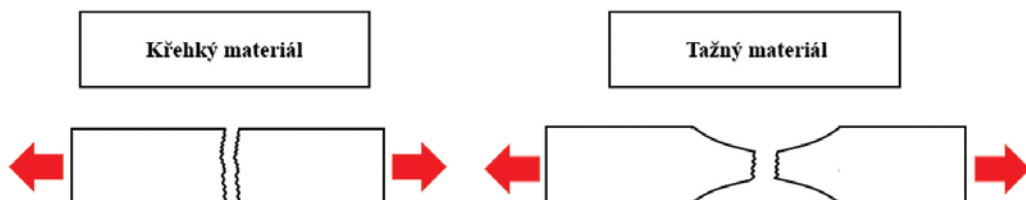
#### Křehký a tvárný lom

Grafické znázornění křehkého a tvárního lomu; vlevo – křehký lom, vpravo – tvárný lom

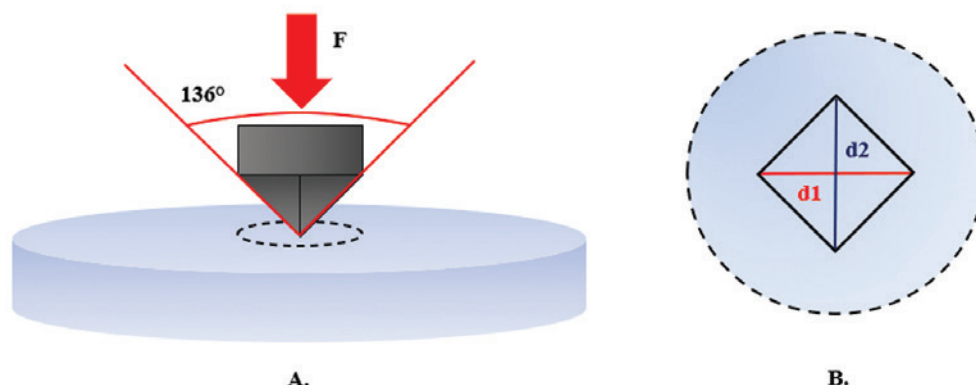
Fig. 8

#### Brittle and ductile fracture

Graphic description of brittle and ductile fracture; on the right – brittle fracture, on the left – ductile fracture







**Obr. 9**  
**Vickersova zkouška**  
**tvrdosti**

A. Vickersův indentor (čtyřboký diamantový jehlan s vrcholovým úhlem 136°) silou vtlačovaný do povrchu keramického materiálu  
B. Indentovaná plocha keramického vzorku Vickersovým indentorem – čtyřboká indentace s uhlopříčkami  $d_1$ ,  $d_2$

**Fig. 9**  
**Vickers hardness test**

A. Vickers indenter (136° – diamond pyramid indenter) is forced into the surface of ceramic material  
B. Indented surface of ceramic material with Vickers indenter – quadrilateral indentation with diagonals  $d_1$ ,  $d_2$

Tvrdość živcové keramiky se podle dostupné literatury pohybuje od 450 HV do 764 HV [7, 20], u polykrystalické keramiky na bázi oxidu zirkoničitého od 1188 HV do 1300 HV [20, 21, 22, 23]. K možnosti porovnání tvrdosti keramiky s ostatními materiály a tvrdými zubními tkáněmi udáváme tyto hodnoty: tvrdost skloviny se pohybuje od 275 HV do 395 HV [7, 14, 20, 21, 24, 25] a dentinu od 53 HV do 74 HV [7, 14, 20, 21, 24, 25], tvrdost Cr-Co slitiny se pohybuje od 330 do 465 [6, 7, 14]. Tvrdość keramiky se velmi často udává jako negativní vlastnost materiálu z toho důvodu, že přesahuje hodnoty tvrdosti tvrdých zubních tkání, ale i výplňových či dentálních materiálů pro výrobu protetických rekonstrukcí. Keramická práce tak může způsobit abrazi svého antagonisty [26].

Je možné konstatovat, že s rostoucím obsahem krystalické fáze v řadě: převážně skelná keramika – skelná keramika vyztužená krystaly – polykrystalická keramika [1, 4] se tvrdost keramiky zvyšuje.

## ZÁVĚR

Se zvyšujícím se obsahem krystalické fáze dentální keramiky se zvyšují mechanické vlastnosti, jako je pevnost, lomová houževnatost a tvrdost, naopak estetické vlastnosti dentální keramiky se zvyšují s narůstajícím obsahem skelné fáze, která snižuje pevnost a odolnost materiálu. Žvýkací síly se zesilují směrem od frontálního do laterálního úseku, a naopak požadavky na estetiku v tomto směru klesají. Keramický materiál, který je vyhovující pro rekonstrukci do frontálního úseku, tedy nemusí být nutně vyhovujícím

materiálem pro rekonstrukci do laterálního úseku. Díky znalosti těchto mechanických a s tím souvisejících i estetických vlastností dentální keramiky (od skelné až po polykrystalickou keramiku) by měl stomatolog brát velký zřetel na indikaci typu keramiky pro budoucí protetickou rekonstrukci.

**Tato práce vznikla za podpory grantového projektu LF UPOL číslo IGA\_LF\_2021\_017.**

**MDDr. Kristýna Hynková**

Klinika zubního lékařství  
LF UP a FN Olomouc  
Palackého 12  
779 00 Olomouc  
e-mail: hynkovkr@gmail.com

## LITERATURA

**1. McLaren EA, Giordano R.**

Ceramic overview: classification by microstructure and processing methods. *Int Dentistry*. 2013; 4(3): 18–30.

**2. Kloužková A, Mrázová M, Kohoutková M, Kloužek J.**

Leucitová dentální keramika. *Chem Listy*. 2013; 107: 856–861.

**3. Helvey GA.**

Classification of Dental Ceramics. *Inside Dentistry*. 2013; 4: 62–80.

**4. Kelly J, Benetti P.**

Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Austral Dent J*. 2011; 56(1): 84–96.

**5. Strub JR.**

Protetika II. 4. přepracované a rozšířené vyd. Praha: Grada; 2016, 467.

**6. Sakaguchi RL, Powers JM.**

Craig's restorative dental materials. 13 th ed. Philadelphia: Elsevier Mosby; 2012, 33–49, 85, 91, 253–258.

**7. Hubálková H, Krňoulová J.**

Materiály a technologie v protetikém zubním lékařství. Praha: Galén; 2009, 21–28, 75–78.

**8. Pokluda J, Kroupa F, Obdržálek L.**

Mechanické vlastnosti a struktura pevných látek. Brno: PC-DIR.; 1994, 175; 284–286, 294–295.

**9. Wang L, D'Alpino PHP, Lopes LG, Pereira JC.**

Mechanical properties of dental restorative materials: Relative contribution of laboratory tests. *J Applied Oral Sci*. 2003; 11(3): 162–167.

**10. Somiya S.**

Handbook of advanced ceramics materials, applications, processing and properties. 2nd ed. Academic Press; 2013, 609.

**11. Case J, Chilver L, Ross CTF.**

Strength of materials and structures. 4th ed. London: Arnold; 1999, 18.

**12. Janovec J, Cejp J.**

Nauka o materiálu – struktura a vlastnosti materiálu a jejich zkoušení [online]. ČVUT – fakulta strojní – Ústav materiálového inženýrství. 2014 [cit. 30. 12. 2019].

Dostupné z: [http://umi.fs.cvut.cz/wp-content/uploads/2014/08/3\\_2\\_struktura-a-vlastnosti-materialu-a-jejich-zkouseni.pdf](http://umi.fs.cvut.cz/wp-content/uploads/2014/08/3_2_struktura-a-vlastnosti-materialu-a-jejich-zkouseni.pdf)

**13. Shetty DK, Rosenfield AR,**

**McGuire P, Bansal GK, Duckworth WH.** Biaxial flexural test for ceramics. *Amer Ceram Society Bulletin*. 1980; 59(12): 1194–1197.

**14. McCabe JF, Walls AWG.**

Applied of Dental Materials. 9th edition. Blackwell Publishing; 2008.

**15. Helvey GA.**

Zirconia and computer-aided design/ computer-aided manufacturing (CAD/CAM) Dentistry. *Inside Dent*. 2008; 4(4).

**16. Romanyk DL, Martinez YT,**

**Veldhuis S, Rae N, Guo Y, Sirovica S, Fleming Garry JP, Adsison O.**

Strength-limiting damage in lithium silicate glass-ceramics associated with CAD–CAM. *Dent Mater*. 2019; 35(1): 98–104.

**17. Anusavice KJ, Shen C,**

**Ralph Rawls H.** Phillips' science of dental materials. 12th edition. St. Louis, Missouri:

Elsevier Health Sciences; 2013, 65–66.

**18. O'Brian WJ.**

Physical properties and biocompatibility. In: O'Brian WJ. Dental material and their selection. 3th ed. Hanover Park:

Quintessence Publishing; 2002, 12–24.

**19. Driml B.**

Zakladní vlastnosti materiálů a jejich zkoušení [online]. UPOL-katedra fyzikální chemie. Vydáno 2004 [citováno 30. 12. 2019]. Dostupné na: [http://chemikalie.upol.cz/skripta/mvm/zkousky\\_mat.pdf](http://chemikalie.upol.cz/skripta/mvm/zkousky_mat.pdf)

**20. Santander SA, Vargas AP,**

**Escobar JS, Monteiro FJ, Tamayo LFR.** Ceramic for dental restorations – an introduction. *Dyna*. 2010; 77(163): 26–36.

**21. Chun KJ, Lee JY.**

Comparative study of mechanical properties of dental restorative materials and dental hard tissues in compressive loads. *J Dent Biomechanics*. 2014; 5: 1–6.

**22. Candido LM, Fais LMG,**

**Reis dos Santos Nunes JM, Pinelli LAP.**

Surface roughness and hardness of yttria stabilized zirconia (Y-TZP) after 10 years of simulated brushing. *Revista Odontologia UNESP*. 2014; 43(6), 379–383.

**23. Vagkopoulou T, Koutayas SO,**

**Koidis P, Strub JR.**

Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*. 2009; 4(2): 2–23.

**24. Alamouh RA, Silikas N, Salim NA,**

**Al-Nasrawi S, Satterthwaite JD.**

Effect of the composition of CAD/CAM composite blocks on mechanical properties. *BioMed Res Inter*. 2018; 2018: 1–8.

**25. Mettu S, Srinivas N,**

**Reddy Sampath CH, Srinivas N.**

Effect of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate (cpp-acp) on caries-like lesions in terms of time and nano-hardness: An in vitro study. *J Indian Society Pedodont Prev Dent*. 2015; 33(4), 269–273.

**26. Hmaidouch R, Weigl P.**

Tooth wear against ceramic crowns in posterior region: a systematic literature review. *Inter J Oral Sci*. 2013; 5(4), 183–190.



**Do stomatologické ordinace Oblastní nemocnice Kladno hledáme:**

### LÉKAŘE S ODBORNOU ČI SPECIALIZOVANOU ZPŮSOBILOSTÍ V OBOU ZUBNÍ LÉKAŘSTVÍ

#### Nabízíme

- smluvní mzda + podíl na zisku
- moderní diagnostické a terapeutické postupy
- zázemí velké nemocnice, odborně zajímavou práci
- podporu dalšího vzdělávání a zvyšování kvalifikace
- možnost náborového příspěvku
- 5 týdnů řádné dovolené + 2 dny zdravotního volna
- příspěvek do penzijního připojištění
- příspěvek na závodní stravování nebo stravenky
- hlídání dětí v dětské skupině Rybička
- a další výhody podle Kolektivní smlouvy

#### Požadujeme

- odbornou způsobilost k výkonu povolání zubního lékaře dle zák. 95/2004 Sb.
- popřípadě specializovanou způsobilost v oboru zubní lékařství
- potvrzení o členství v České stomatologické komoře
- trestní bezúhonnost
- nástup možný ihned nebo dle dohody

#### Kontakt

Alice Mládková, asistentka náměstka pro LPP  
Oblastní nemocnice Kladno, a. s., nemocnice Středočeského kraje  
tel.: 312 606 120, e-mail: [alice.mladkova@nemk.cz](mailto:alice.mladkova@nemk.cz)

## DEN VÝZKUMNÝCH PRACÍ 2022

### Sborník abstraktů

Po dvouleté odmlce zapříčiněné koronavirovou pandemií se 3. června 2022 na Stomatologické klinice 1. LF UK a VFN uskutečnil 14. ročník Dne výzkumných prací. Tato akce je tradiční příležitostí k setkání vědecky aktivních klinických pracovníků a zároveň dává pregraduálním i postgraduálním studentům možnost přednést výsledky svých prvotních výzkumných prací.

Úvodní slova se ujala prof. MUDr. Jana Dušková, DrSc., MBA, a po příspěvku dr. Kapitána, šéfredaktora časopisu Česká stomatologie a praktické zubní lékařství, následoval odborný program. Do něj bylo zařazeno celkem 12 krátkých přednášek, jejichž abstrakty jsou publikovány níže. Po každé z přednášek následovala bohatá diskuse, která se o přestávkách mezi jednotlivými bloky programu přesunula i do kuloárů. I přes letošní absenci moravských stomatologických klinik bylo zřejmé, že vědecká činnost v české stomatologii během pandemie neustala a pořadatelé jsou odhodláni pokračovat v tradici Dnů výzkumných prací i v následujícím roce.

**MDDr. Antonín Tichý, Ph.D.**

**Ing. Radka Vrbová, Ph.D.**

Stomatologická klinika 1. LF UK a VFN Praha

## UVOLŇOVÁNÍ BISFENOLU A Z DENTÁLNÍCH MATERIÁLŮ

**Tichý A.<sup>1</sup>, Šimková M.<sup>2,3</sup>, Dušková M.<sup>2</sup>, Bradna P.<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Stomatologická klinika, Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, a Všeobecná fakultní nemocnice v Praze

<sup>2</sup>Endokrinologický ústav, Praha

<sup>3</sup>Ústav chemie přírodních látek, Fakulta potravinářské a biochemické technologie, Vysoká škola chemicko-technologická v Praze

**Úvod a cíl:** Bisfenol A (BPA) je významný endokrinní disruptor, který se může uvolňovat i z některých dentálních polymerních materiálů. Cílem této in vitro studie bylo popsat eluci BPA z několika typů těchto materiálů a zhodnotit možná rizika související s jejich použitím.

**Metodika:** Testované výplňové materiály zahrnovaly dva kompozity (RBC) s monomery na bázi BPA, dva „BPA-free“ RBC a dva hybridní skloionomerní cementy (GIC). Dále byly testovány dentální polykarbonáty (PC) zahrnující prefabrikované korunky a jejich repliky zhotovené frézováním a 3D tiskem, které lze využít jako provizorní korunky či dlahy. Zkušební tělíska byla ponořena do umělé sliny (US) simulující podmínky v ústní dutině a do metanolu (MeOH) představujícího nejhorší scénář eluce BPA. Výluhy byly odebírány v několika časových intervalech (RBC a GIC až 260 dní, PC až tři měsíce) a analyzovány pomocí ultraúčinné kapalinové chromatografie s tandemovou hmotnostní spektrometrií. Naměřené koncentrace BPA byly vztaženy k hmotnostním tělískům a vyjádřeny v nanogramech BPA na gram materiálu.

**Výsledky:** BPA se více uvolňovalo do MeOH než do US. Za první den se nejméně BPA uvolnilo z „BPA-free“ RBC (US < 1 ng/g, MeOH 1–2,5 ng/g), následovaly GIC (US 2–3 ng/g, MeOH 2–10 ng/g) a RBC s monomery na bázi BPA (US 2,5–8 ng/g, MeOH 9–25 ng/g). Řádově vyšší množství BPA byla naměřena u PC (US 66–7103 ng/g, MeOH 7301–32221 ng/g). Po prvním dni se uvolňování významně zpomalilo a až na výjimky klesalo po celou dobu sledování.

**Závěr:** BPA se překvapivě uvolňovalo i z „BPA-free“ RBC a GIC, byť ve velmi malých množstvích. Podle současných limitů (4 µg BPA/kg tělesné váhy/den) je použití testovaných výplňových materiálů bezpečné, náhrady či dlahy z PC však mohou být významným zdrojem BPA.

**Tato práce byla podpořena Univerzitou Karlovou (granty GAUK 379421 a PROGRES Q29/1LF) a Ministerstvem zdravotnictví České republiky (RVO 00023761-IE).**

## NANOČÁSTICE UVOLŇOVANÉ PŘI OPRACOVÁNÍ KOMPOZITNÍCH MATERIÁLŮ A JEJICH VLIV NA MARKERY OXIDAČNÍHO STRESU V PLAZMĚ

**Roubíčková A.<sup>1</sup>, Bradna P.<sup>1</sup>, Klusáčková P.<sup>2</sup>, Lischková L.<sup>2</sup>, Kolesníková V.<sup>2</sup>, Vlčková S.<sup>2</sup>, Pelclová D.<sup>2</sup>, Pohanka M.<sup>3</sup>, Navrátil T.<sup>4</sup>, Ondráčková L.<sup>5</sup>, Schwarz J.<sup>5</sup>, Ždímal V.<sup>5</sup>**

<sup>1</sup>Stomatologická klinika, Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, a Všeobecná fakultní nemocnice v Praze

<sup>2</sup>Klinika pracovního lékařství, Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, a Všeobecná fakultní nemocnice v Praze

<sup>3</sup>Fakulta vojenského zdravotnictví, Univerzita obrany, Hradec Králové

<sup>4</sup>Ústav lékařské biochemie a laboratorní diagnostiky, Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, a Všeobecná fakultní nemocnice v Praze

<sup>5</sup>Ústav chemických procesů, Akademie věd České republiky, Praha

**Úvod a cíl:** Při mechanickém opracování kompozitních materiálů v zubní ordinaci dochází k uvolňování respirabilního kompozit-

ního prachu obsahujícího částice o velikosti <100 nm. Tyto nanočástice pronikající až do alveolů mohou svojí vysokou reaktivitou

vyvolat oxidační stres prostřednictvím reaktivních forem kyslíku (ROS) napadením struktury lipidů, proteinů a nukleových kyselin buněk. Cílem pilotní fáze naší studie bylo pomocí vybraných markerů oxidačního stresu zjistit zatížení organismu expozicí nanočásticemi vznikajícími při broušení dentálního nanokompozitního výplňového materiálu.

**Metodika:** Studie se zúčastnilo celkem 24 zdravých žen (29–50 let), které byly rozděleny do čtyř skupin po šesti. Každá účastnice studie obrousila hrubým diamantovaným brouskem za vysokých otáček (100 000 ot/min) bez chlazení po dobu deseti minut tělísko výšky 10 mm a průměru 8 mm z výplňového nanokompozitu (Filtek Ultimate, 3M-ESPE). Experiment probíhal v prostředí modelové ordinace o objemu 135 m<sup>3</sup>. Měření množství uvolněných nanočástic bylo provedeno pomocí přístroje PENS (Personal Nanoparticle Sampler), který umožňuje separovat a detekovat nanočástice ve vdechované

zóně. Celková doba expozice prašnému prostředí byla pro každou skupinu 70 min. Před a po skončení experimentu byla odebrána krev a spektrofotometricky stanovena metodikou TBARs a FRAP míra oxidačního stresu organismu po expozici nanočásticím.

**Výsledky:** Po broušení došlo ke třicetinasobnému nárůstu počtu nanočástic v experimentálním prostředí. Hodnoty TBARs, které charakterizují rozsah oxidace lipidů buněčných membrán, byly po expozici nanočásticím mírně, avšak statisticky nevýznamně nižší. Statisticky významný nebyl rovněž pokles antioxidačních schopností plazmy po expozici, stanovený metodikou FRAP.

**Závěr:** Dosavadní výsledky studie nenaznačují významný vliv vdechovaných nanočástic uvolňovaných při opracování kompozitních materiálů broušením na sledované markery oxidačního stresu a to za extrémních podmínek, kdy není používáno chlazení a odsávání.

**Finančně podpořeno projektem PROGRES Q29/1.LF.**

## VÝVOJ MUSKULOSKELETÁLNÍCH PORUCH U STUDENTŮ ZUBNÍHO LÉKAŘSTVÍ V PRŮBĚHU STUDIA

Kapitán M.<sup>1</sup>, Machač S.<sup>2,3</sup>, Hodačová L.<sup>4</sup>, Čermáková E.<sup>5</sup>, Schmidt J.<sup>1</sup>, Pilbauerová N.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Stomatologická klinika, Univerzita Karlova, Lékařská fakulta v Hradci Králové, a Fakultní nemocnice Hradec Králové

<sup>2</sup>Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, a Fakultní nemocnice Motol, Praha

<sup>3</sup>Institut sportovního lékařství, Praha

<sup>4</sup>Ústav preventivního lékařství, Univerzita Karlova, Lékařská fakulta v Hradci Králové

<sup>5</sup>Ústav lékařské biofyziky, Univerzita Karlova, Lékařská fakulta v Hradci Králové

**Úvod a cíl:** Muskuloskeletální poruchy (MSDs) představují významnou zdravotní zátěž pro velkou část zubních lékařů. K jejich výskytu dochází již během studia zubního lékařství. Cílem této práce bylo zjistit informace o vývoji muskuloskeletálních poruch v průběhu studia zubního lékařství a analyzovat vliv vybraných faktorů na jejich výskyt a rozvoj.

**Metodika:** Studenti zubního lékařství vyplnili při nástupu ke studiu anonymní dotazník zaměřený na výskyt MSDs a předpokládaných faktorů je ovlivňujících. Stejný dotazník studenti vyplnili v polovině studia a na jeho konci. Ze studie byli vyloučeni studenti s nestandardním průběhem studia.

**Výsledky:** Do studie vstoupilo celkem 100 studentů zubního lékařství, sledování dokončilo 73 z nich. V průběhu studia zubního lékařství došlo ke statisticky významnému nárůstu výskytu MSDs z 30,1 % na začátku studia na 45,2 % na konci studia. Nejčastě-

jšími oblastmi obtíží byly krční páteř a bederní páteř. Během studia došlo ke statisticky významnému nárůstu výskytu bolestí krční páteře a rukou/zápěstí. Méně než polovina studentů měla na začátku studia povědomí o častém výskytu MSDs u zubních lékařů. Provozování závodního sportu bylo statisticky významně spojeno s vyšším výskytem MSDs na konci studia a také s vyšším rizikem vzniku nových MSDs v průběhu studia. Dále byla zjištěna statisticky významná souvislost věku s vyšším výskytem MSDs. Ostatní sledované faktory neměly statisticky významný vliv na výskyt ani rozvoj MSDs.

**Závěr:** Během studia zubního lékařství došlo ke vzniku a rozvoji MSDs. Na konci studia trpěla MSDs téměř polovina studentů. Nejčastějšími oblastmi obtíží byla krční a bederní páteř. Věk a provozování závodního sportu jsou rizikovými faktory pro výskyt a vznik nových MSDs u studentů zubního lékařství.

## PÉČE DENTÁLNÍ HYGIENISTKY O PACIENTA SE SNÍMACÍM ORTODONTICKÝM APARÁTEM

Čučková T.<sup>1</sup>, Kořová M.<sup>1</sup>, Mališová L.<sup>2</sup>, Vrbová I.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Stomatologická klinika, Univerzita Karlova, 3. lékařská fakulta, a Fakultní nemocnice Královské Vinohrady, Praha

<sup>2</sup>Ústav mikrobiologie, Univerzita Karlova, 3. lékařská fakulta, Fakultní nemocnice Královské Vinohrady, a Státní zdravotní ústav, Praha

**Úvod:** Snímací ortodontické aparáty jsou kolonizovány mikroorganismy z ústní dutiny i vnějšího prostředí a modifikují složení bakteriálního osídlení v ústní dutině. Pro úspěšnou ortodontickou terapii a udržení optimálního ústního zdraví je důležité věnovat zvýšenou pozornost péči o snímací aparát a najít neefektivnější způsob

pro redukci bakterií. Vzhledem k rostoucí poptávce po produktech z přírodních zdrojů byly zvoleny tři přírodní extrakty pro otestování mikrobiální citlivosti.

**Cíle:** Identifikovat část mikroorganismů, která se vyskytuje na snímacích ortodontických aparátech. Získat čisté bakteriální kolonie



z odebraného vzorku slin a plaku z patrových desek. Otestovat účinnost tří potenciálně antimikrobiálních látek, a to zederachu indického, skořice cejlonské a kyseliny citronové, na identifikovanou část bakterií pomocí diskové difúzní metody.

**Metodika:** Do výzkumu bylo zařazeno 14 dětí ve věku od 5,5 do 13 let, které nosí snímací ortodontický aparát. Stěr z aparátu byl kultivován a následovala identifikace narostlých kolonií. Bakteriální druhy byly testovány diskovou difúzní metodou s použitím vybraných potenciálně antimikrobiálních látek v 10% koncentraci. Poté byly změřeny inhibiční zóny zederachu indického, skořice cejlonské a kyseliny citronové, které se porovnály s inhibičními zónami 0,2% chlorhexidin diglukonátu.

**Výsledky:** Z odebraných vzorků bylo identifikováno 27 různých bakteriálních druhů. Většina bakterií byla součástí normální mikroflóry ústní dutiny, byly mezi nimi ale i oportunní patogeny, kte-

ré byly do ústní dutiny zavlečeny z vnějšího prostředí. Nalezenými patogeny byly *Delftia acidovorans*, *Enterobacter hormaechei*, *Escherichia coli*, *Chryseobacterium indologenes*, *Klebsiella oxytoca*, *Stenotrophomonas maltophilia* a *Pseudomonas aeruginosa*. Z nalezených mikroorganismů bylo citlivých na kyselinu citronovou 89 % a na chlorhexidin diglukonát 74 % mikroorganismů z 27 identifikovaných bakterií. Všechny bakterie byly rezistentní vůči 10% ethanolovým extraktům zederachu indického i skořice cejlonské.

**Závěr:** Kyselina citronová je efektivní antimikrobiální látkou vůči téměř všem identifikovaným mikroorganismům. Zederach indický a skořice cejlonská svou antimikrobiální aktivitu v použité koncentraci neprokázaly. Vhodným doplňkem k čištění snímacího ortodontického aparátu je použití 0,2% chlorhexidin diglukonátu, zředěného roztoku 10% kyseliny citronové nebo chemických přípravků s jejím obsahem.

## NEOPTERIN, KYNURENIN A TRYPTOFAN JAKO MARKERY AKTIVACE IMUNITNÍHO SYSTÉMU U PARODONTITIDY

Heneberk O.<sup>1</sup>, Vernerová A.<sup>2,3</sup>, Kujovská Krčmová L.<sup>2,3</sup>, Radochová V.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Stomatologická klinika, Univerzita Karlova, Lékařská fakulta v Hradci Králové, a Fakultní nemocnice Hradec Králové

<sup>2</sup>Katedra analytické chemie, Univerzita Karlova, Farmaceutická fakulta, Hradec Králové

<sup>3</sup>Ústav klinické biochemie a diagnostiky, Univerzita Karlova, Lékařská fakulta v Hradci Králové, a Fakultní nemocnice Hradec Králové

**Úvod a cíl:** Neopterin je považován za marker sekrece interferonu gama, aktivace buněčné složky imunitního systému a oxidačního stresu. Kynurenin je první stabilní metabolit tryptofanu v kynureninové metabolické dráze. Metabolity kynureninové metabolické dráhy hrají významnou roli v regulaci zánětlivé odpovědi organismu. Sledování hladin kynureninu a tryptofanu lze použít k monitorování aktivace kynureninové metabolické dráhy. Cílem studie bylo hodnocení hladin neopterinu, kynureninu a tryptofanu v gingivální tekutině u parodontitidy.

**Metodika:** Studijní skupina obsahovala 25 pacientů s parodontitidou. Kontrolní skupina obsahovala 25 probandů se zdravým parodontem. V rámci parodontologického vyšetření byla změřena hloubka parodontálních chobotů, gingivální recesy, ztráta úponu, gingivální index, plaque index a krvácení po sondáži. Gingivální tekutina byla odebrána z nejhlubšího parodontálního chobotu. Analýza vzorků byla provedena vysokoúčinnou kapalinovou chromatografií. Data byla zpracována jako koncentrace jednotlivých biomarkerů v gingivální tekutině a jako tzv. to-

tal amount (látkové množství) biomarkerů v odebraném vzorku jako celku. Dále byl vypočten poměr koncentrací kynureninu – tryptofan.

**Výsledky:** Koncentrace neopterinu v gingivální tekutině se statisticky významně nelišily ( $p = 0,322$ ). „Total amount“ neopterinu byly signifikantně vyšší u studijní skupiny ( $p = 0,001$ ). Hladiny kynureninu se statisticky významně nelišily ( $p = 0,954$ ). „Total amount“ kynureninu nebyly statisticky významně odlišné ( $p = 0,26$ ). Koncentrace tryptofanu byly signifikantně vyšší u studijní skupiny ( $p < 0,001$ ). „Total amount“ tryptofanu byly signifikantně vyšší u studijní skupiny ( $p < 0,001$ ). Poměry kynurenin – tryptofan byly signifikantně vyšší u studijní skupiny ( $p = 0,005$ ).

**Diskuse a závěr:** Signifikantně vyšší hladiny „total amount“ neopterinu svědčí pro vliv buněčné imunity a aktivace makrofágů v patogenezi parodontitidy. Vyšší hladiny tryptofanu a poměru kynurenin – tryptofan naznačují, že kynureninová metabolická dráha je u parodontitidy porušena, a může tak přispívat k poškození závěsného aparátu zubů.

## PREVENTIVNÍ PŘÍSTUP K LÉČBĚ ORÁLNÍHO LICHEN PLANUS/LICHENOIDNÍ STOMATITIDY

Janovská M., Podzimek Š.

Stomatologická klinika, Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, a Všeobecná fakultní nemocnice v Praze

**Úvod a cíl:** Orální lichen planus patří k nejčastějším onemocněním ústních sliznic. Jednoznačná etiologie tohoto onemocnění zůstává zatím neobjasněna. Některé projevy připomínající orální lichen planus jsou klasifikovány jako lichenoidní polékové

reakce, kontaktní léze a lichenoidní manifestace v rámci reakce štetu proti hostiteli. Cílem této práce bylo sledování klinických projevů, hypersenzitivity na kovové dentální materiály a galvanických proudů a napětí před odstraněním a po odstranění

netolerovaných či elektroaktivních kovových dentálních prací. **Metodika:** Byl shromážděn soubor 18 pacientů ve věku 18–75 let s klinicky i histopatologicky verifikovanou diagnózou orální lichen planus/lichenoidní stomatitida. U pacientů bylo provedeno základní vyšetření včetně neinvazivního změření galvanických proudů a napětí, byl jim odebrán krevní vzorek pro stanovení hypersenzitivity na 16 kovů, které jsou složkami kovových dentálních materiálů. Na základě výsledků těchto vyšetření bylo pacientům předáno doporučení pro eliminaci rizikových faktorů progresu onemocnění (netolerovaných či elektroaktivních kovových dentálních prací). Po eliminaci rizikových faktorů bylo s odstupem šesti měsíců prove-

děno kontrolní klinické a imunologické vyšetření u devíti pacientů. **Výsledky:** U pacientů došlo ke snížení hypersenzitivity na 12 kovů z 16, k nejvyššímu poklesu došlo v reaktivitě na nikl, rtuť, palladium, zlato a cín. U pacientů došlo ke snížení hodnot galvanického proudu (z 6,8  $\mu$ A na 3,6  $\mu$ A) i galvanického napětí (ze 129,6 mV na 54,4 mV). U pacientů došlo také k významnému snížení klinických projevů orálního lichen planus/lichenoidní stomatitidy. **Závěr:** Preventivní přístup k léčbě orálního lichen planus/lichenoidní stomatitidy spočívající v eliminaci rizikových faktorů progresu tohoto onemocnění vedl k významnému potlačení klinických projevů tohoto onemocnění.

## VZTAH MEZI ORÁLNÍ A GENITÁLNÍ KANDIDÓZOU

Burešová V.<sup>1</sup>, Leger A.<sup>1</sup>, Křížová P.<sup>1</sup>, Gkalpakiotis S.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Stomatologická klinika, Univerzita Karlova, 3. lékařská fakulta, a Fakultní nemocnice Královské Vinohrady, Praha

<sup>2</sup>Dermatovenerologická klinika, Univerzita Karlova, 3. lékařská fakulta, a Fakultní nemocnice Královské Vinohrady, Praha

**Úvod a cíle:** Kvasinkové infekce v ústní dutině a na genitálu se v populaci vyskytují poměrně často. Cílem práce bylo posoudit souvislost orální a genitální kandidózy a zhodnotit stav ústní dutiny u pacientů suspektně trpících genitální kandidózou. Dále zhodnotit frekvenci výskytu pacientů s kandidózou v praxích zubních lékařů, dentálních hygienistek, gynekologů a pediatrů; zjistit jejich přístup k těmto pacientům a jimi využívaná léčiva.

**Metodika:** Klinický výzkum byl proveden u 15 pacientů dermatovenerologické kliniky (2 žen a 13 mužů) suspektně trpících genitální kandidózou, kterým byly odebrány vzorky z genitálu a ústní dutiny. Kultivace kvasinek na Sabouraudově agaru probíhala sedm dní při pokojové teplotě a podle výsledků byla potvrzena nebo vyloučena kvasinková infekce. Byla zhotovena fotodokumentace projevů v ústní dutině a průběh kultivace každého z vyšetřovaných vzorků. Současně byl s pacienty podrobně probírána dotazník ohledně jejich obecných hygienických návyků.

Dotazníkové šetření mezi zdravotníky proběhlo na 141 respondentech (47 zubních lékařů, 77 dentálních hygienistek, 15 pediatrů a dva gynekology). Otázky byly zaměřeny na frekvenci výskytu kandidózy u jejich pacientů a jejich postup při diagnostice a léčbě.

**Výsledky:** U všech pacientů s potvrzenou genitální kandidózou byla současně prokázána i orální kandidóza (n = 7), možný přenos při

autosexuálních aktivitách byl potvrzen u každého z nich. Stav ústní hygieny byl shledán nedostatečným u všech 15 vyšetřovaných pacientů, pouze pět z nich v minulosti navštívilo dentální hygienistku. Z pomůcek dentální hygieny pravidelně používali jen klasický kartáček a zubní pastu. Všichni pacienti odpověděli, že se jich lékař nikdy nezeptal na to, jestli měli problémy s příznaky kandidózy i v jiné oblasti, než na kterou se daný zdravotník specializoval.

Z dotazníkového šetření vyplývá, že polovina zdravotníků (n = 71) se s pacientem s kandidózou setkala a 67,6 % z nich tento problém řešilo a pacienta nedelegovali na jiné pracoviště. Pouze 32,9 % z nich však zjišťovalo, jestli má pacient problém s kandidózou i v jiné lokalizaci než jimi primárně zkoumané. Nejčastěji využívané léky byly především nystatin a imidazoly společně se zlepšením hygieny. Deset z dotazovaných by stále použilo genciánovou violet a sedm borax.

**Závěr:** Práce upozornila na to, že u pacientů s genitální kandidózou se s velkou pravděpodobností vyskytuje i orální kandidóza s možností reinfekce při autosexuálních aktivitách. Proto by bylo vhodné, aby se zdravotníci vyšetřující pacienta se suspektní orální či genitální kandidózou dotazovali daného jedince i na výskyt příznaků v jiné lokalizaci, zejména v případě recidiv. V dotazníkovém šetření pro zdravotníky bylo zjištěno, že tak činí pouze třetina z nich.

## STANOVENÍ BEZPEČNÝCH RESEKČNÍCH SLIZNIČNÍCH OKRAJŮ U ORÁLNÍCH DLAŽDICOBUNĚČNÝCH KARCINOMŮ

Pošta P.<sup>1</sup>, Pivovarčíková K.<sup>2</sup>, Liška J.<sup>1</sup>, Genčur J.<sup>1</sup>, Micopulos Ch.<sup>1</sup>, Pěnkava A.<sup>1</sup>, Frolo M.<sup>1</sup>, Hes O.<sup>2</sup>, Hauer L.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Oddělení ústní, čelistní a obličejové chirurgie, Stomatologická klinika, Univerzita Karlova, Lékařská fakulta v Plzni, a Fakultní nemocnice Plzeň

<sup>2</sup>Šiklův ústav patologie, Univerzita Karlova, Lékařská fakulta v Plzni, a Fakultní nemocnice Plzeň

**Úvod:** Orální dlaždicobuněčný karcinom (oral squamous cell carcinoma – OSCC) je jednou z nejčastějších malignit ústní dutiny, která svojí incidencí figuruje celosvětově i v rámci naší země v první desítkě četnosti všech malignit. Léčebný přístup je mezioborový, často mul-

timodalitní. Důraz je kladen na radikální chirurgickou léčbu, zejména v časných stádiích. Selhání radikální operativy a ponechání části tumoru či nádorových buněk v těle nemocného je nejčastější příčinou lokální recidivy s možnými následky ve formě další progresu, ústící

v systémovou diseminaci či lokálně nekontrolovatelný růst s fatálním koncem. Snahou moderní medicíny je co možná nejlépe preoperačně a peroperačně stanovit rozsah nádorových změn, a tím i vymezit zónu bezpečné resekce s cílem radikálního odstranění malignity.

**Cílem** naší práce bylo zhodnotit vliv předoperačního vyšetření slizničního okraje karcinomu pomocí přirozené autofluorescence na možnost přesnějšího stanovení skutečného rozsahu slizničních nádorových změn, a tím i na zvýšení úspěšnosti chirurgické terapie.

**Metodika:** Do naší studie bylo zařazeno 122 pacientů rozdělených prostou randomizací do dvou stejně početných skupin podobných vlastností, z čehož jedna skupina absolvovala předoperační autofluorescenční vyšetření (přístroj VELscope). Následně proběhla

u obou skupin klasická chirurgická léčba s navazující standardizovanou histologickou evaluací resekátu. Stav resekčních okrajů byl následně porovnán u obou skupin.

**Výsledky:** Ve zkoumané skupině bylo dosaženo patologicky čistých okrajů (pFM) v 55 případech, blízkých okrajů (pCM) v šesti případech a nezaznamenali jsme žádný případ pozitivního okraje (pPM). U kontrolní skupiny byla situace následující: pFM – 40, pCM – 14, pPM – 7.

**Závěr:** Naše studie prokázala statisticky významný rozdíl v úspěšnosti chirurgické léčby u obou skupin a potvrdila hypotézu, že autofluorescence může zvýšit přesnost stanovení chirurgického okraje při léčbě OSCC.

## DIFUZNÍ REFLEXNÍ SPEKTROSKOPIE JAKO ALTERNATIVNÍ METODA DETEKCE ZUBNÍHO KAZU – SROVNÁVACÍ STUDIE IN VITRO

Charvát J.<sup>1</sup>, Procházka A.<sup>2,3</sup>, Kučera T.<sup>4</sup>, Himmlová L.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Stomatologická klinika, Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, a Všeobecná fakultní nemocnice v Praze

<sup>2</sup>Ústav počítačové a řídicí techniky, Fakulta chemicko-inženýrská, Vysoká škola chemicko-technologická v Praze

<sup>3</sup>Český institut informatiky, robotiky a kybernetiky, České vysoké učení technické v Praze

<sup>4</sup>Ústav histologie a embryologie, Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, Praha

**Úvod:** Pro detekci zubního kazu se používají zejména metody, které jsou závislé na subjektivním hodnocení vyšetřujícím lékařem. Cílem této studie bylo porovnat objektivní hodnocení pomocí difuzní reflexní spektroskopie (DRS) s vizuální kontrolou – International Caries Detection and Assessment System (ICDAS-II) a s objektivní metodou laserovou fluorescencí (DIAGNOdent pen).

**Metodika:** Pro výzkum bylo použito 100 extrahovaných zubů. Vzorek zahrnoval intaktní zuby a zuby s nekavitovanými kazy a zuby s kavitovanými lézemi malého rozsahu (ICDAS-II 0–3), protože detekce rozsáhlejších kazů je klinicky snadná. Na zubech byly stanoveny 1 až 2 oblasti zájmu na okluzi (n = 166), které byly hodnoceny jednotlivými metodami a výsledky byly verifikovány histologií jako zlatým standardem. Citlivost, specifita, přesnost, oblast pod ROC křivkou a Kendall's tau correlation coefficient byly získány na základě histologických výsledků.

**Výsledky:** Podle histologické verifikace bylo určeno 82 zdravých a 84 kazem poškozených lokalit. V rámci všech měření se plocha pod ROC křivkou pohybovala od 0,880 až 0,952. Celkově se hodnoty senzitivity pohybovaly od 85,7 % do 94,0 % a hodnoty specifity od 90,2 % do 96,3 %. DRS dosáhla nejvyšší celkové přesnosti 95,2 % s nejlepší korelační hodnotou 0,904 s histologickým pozorováním, v případě metody ICDAS-II byla celková přesnost 88,0 % a korelace s histologií 0,760 a u DIAGNOdentu dosáhla celková přesnost 89,2 % a korelace s histologií byla 0,783.

**Závěr:** Metoda DRS dosáhla nejlepších výsledků v detekci zubního kazu a jeví se jako metoda, která má potenciál stát se novou kvalitní metodou pro detekci zubního kazu.

**Tato práce byla podpořena Grantovou Agenturou Univerzity Karlovy (GAUK č. 52220).**

## VLIV NÁSTROJE NA SKLOVINU PŘI SEJMUTÍ FIXNÍHO ORTODONTICKÉHO APARÁTU

Raticová D.<sup>1</sup>, Bezrouk A.<sup>2</sup>, Sala LA.<sup>3</sup>, Langová K.<sup>4</sup>, Koťová M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Stomatologická klinika, Univerzita Karlova, 3. lékařská fakulta, a Fakultní nemocnice Královské Vinohrady, Praha

<sup>2</sup>Ústav lékařské biofyziky, Univerzita Karlova, Lékařská fakulta v Hradci Králové

<sup>3</sup>Ústav fyzikální chemie J. Heyrovského, Akademie věd České republiky, Praha

<sup>4</sup>Ústav lékařské biofyziky, Lékařská fakulta Univerzity Palackého v Olomouci

**Cíl:** Cílem této práce bylo zhodnotit a porovnat vliv čtyř různých nástrojů na povrch skloviny při odstraňování zbytků adheziva v průběhu snímání fixního ortodontického aparátu a zjistit, zda lze volbou nástroje minimalizovat poškození povrchu skloviny a dosáhnout co možná nejhladšího povrchu.

**Materiál a metodika:** Materiál studie tvořilo 75 intaktních premolárů, které byly extrahovány z ortodontických důvodů. Na 60 z nich byl nalepen a poté sejmut ortodontický zámek. Následně byly použity čtyři různé nástroje: 1. skupina – tvrdokovová fréza v mikromotoru při 30 000 ot/min (NTI-Kahla GmbH, Kahla,

Německo), 2. skupina – tvrdokovová fréza povrchově upravená nitridem titanu, dočištění jemnou finýrkou, v mikromotoru při 30 000 ot/min (NTI-Kahla GmbH, Kahla, Německo), 3. skupina – vlákny vyztužený kompozitní vrták (Stainbuster, Abrasive Technology Inc, Lewis Center, Ohio, USA), mikromotor při 10 000 ot/min, 4. skupina – zirkoniová fréza, dočištění vlákny vyztuženou kompozitní frézou (DSI, Dental Solutions Israel, Ashdod, Israel), mikromotor při 15 000–20 000 ot/min. Zbýlých 15 intaktních premolárů tvořilo kontrolní skupinu. Povrch skloviny byl kvantitativně zhodnocen u deseti vzorků z každé skupiny pomocí mikroskopu atomárních

sil, kvalitativně byl zhodnocen u pěti vzorků z každé skupiny pomocí elektronového mikroskopu. Doba opracování každým nástrojem byla měřena v sekundách.

**Výsledky:** Zuby opracované nástrojem Stainbuster vykazují nejhladší povrch skloviny ve všech parametrech (střední hodnoty drsnosti Ra a Rq a hloubka drsnosti Rt) kvantitativního měření, stejně jako podle čtyř stupňů indexu EDI.

**Závěr:** Při odstraňování zbytků adheziva nástrojem Stainbuster jsme dosáhli nejlepších výsledků ze všech porovnávaných nástrojů, avšak práce s ním trvala nejdelší dobu.

## VYUŽITÍ MIKRO-CT V ZUBNÍM LÉKAŘSTVÍ

**Bartoš M., Luňáčková J.**

Stomatologická klinika, Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, a Všeobecná fakultní nemocnice v Praze

**Úvod:** Mikro-CT je preklinická zobrazovací metoda, která umožňuje vizualizovat a analyzovat strukturu zkoumaných vzorků. Mezi její hlavní přednosti patří možnost 3D hodnocení, nedestruktivita a časová efektivita. Tytéž vzorky mohou být následně podrobeny dalšímu zkoumání (např. histologické vyšetření, mechanické testování). Získaná mikro-CT data mohou být dále využívána (např. matematické modelace, 3D tisk). Významnou limitací metody je omezená velikost vzorku (většinou do několika centimetrů), která předurčuje její ex-vivo aplikaci. Dostupnost mikro-CT přístrojů je v České republice stále poměrně nízká.

V rámci zubního lékařství je mikro-CT s výhodou využitelné například při ex-vivo hodnocení: anatomie zubů (např. anatomie koře-

nových kanálků); příčiny selhání endodontického ošetření zubu vedoucí k jeho extrakci (např. neošetřené kanálky, perforace, fragmenty nástrojů, vertikální fraktury); struktury defektu při zevní resorpci; vnitřní struktury výplňových materiálů (zejména vnitřní porozita); struktury biomateriálů používaných k augmentaci kostní tkáně; struktury augmentované oblasti před plánovanou implantací (poměr augmentátu a novotvořené kosti a jejich spojení); struktury resekovaných hlavic temporomandibulárního kloubu a hodnocení jejich degenerativních změn.

**Cílem** přehledového sdělení je stručně uvést a ilustrovat na vybraných příkladech možnosti mikro-CT zobrazování v zubním lékařství.

## PŘÍPRAVA TKÁŇOVÝCH PREPARÁTŮ PRO HODNOCENÍ BIOLOGICKÝCH VLASTNOSTÍ NOVÝCH TYPŮ BIOMATERIÁLŮ

**Vrbová R., Janatová T., Fialová V.**

Stomatologická klinika, Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, a Všeobecná fakultní nemocnice v Praze

**Úvod:** Výzkum v oblasti nově vyvíjených biomateriálů určených pro tkáňovou regeneraci či náhradu tkáně se soustřeďuje na optimalizaci jejich vlastností. Důležité jsou nejenom chemické či fyzikálně-mechanické vlastnosti, ale i struktura biomateriálů, a především jejich biologické vlastnosti. V závěrečné fázi vývoje biomateriálů se proto nelze obejít bez hodnocení interakce biomateriálů s živým organismem prostřednictvím in vivo experimentů s následnou histologickou analýzou. Tento příspěvek přibližuje postup přípravy nedekalcifikovaných tkáňových preparátů (výbrusů), ať již kostní tkáň s implantovaným biomateriálem, převážně na bázi kovů a jejich slitin, či jiného typu biologického materiálu, jakým je například tvrdá zubní tkáň pro pozorování v procházejícím světle optického mikroskopu.

**Metodika zpracování:** Typickým příkladem je metodika zpracování kostních tkání s implantáty, která spočívá v zafixování vyjmutých bločků kostních tkání roztokem na bázi formaldehydu, v odvodnění tkání vzestupnou koncentrační řadou alkoholů (70%, 80%, 96% a 100% etanol) a v prosycení a finálním zalití tkáňových bločků do média na bázi monomerního metylmetakrylátu. Po ukončení poly-

merace zalévacího média je získaný bloček postupně rozřezáván na plátky o tloušťce asi 250 µm s využitím pomaluběžné laboratorní pily opatřené diamantovým řezným kotoučem a lepen na nosná sklíčka z polymethylmetakrylátu. Tenké preparáty jsou získávány postupným zbrušováním a následným leštěním preparátu na tloušťku přibližně 50 µm, vhodnou pro pozorování v optickém mikroskopu s procházejícím světlem. Finálním krokem je barvení preparátů, využíváno je např. barvení toluidinovou modří. Z každého kostního bločku lze takto připravit několik preparátů v závislosti na požadavcích hodnocení daného biomateriálu.

Následná histologická analýza se převážně zabývá posuzováním procesu hojení projevujícím se tvorbou vazivového a kostěného svalku na rozhraní s implantovaným materiálem a přítomností zánetlivé odezvy a makrofágů či buněčných granulomů v okolí biomateriálů v závislosti na době trvání experimentu.

**Příspěvek vznikl za podpory programu Cooperatio 207030 Dental Medicine/LF1.**



# ČESKÁ STOMATOLOGIE A PRAKTICKÉ ZUBNÍ LÉKAŘSTVÍ

## CZECH DENTAL JOURNAL

odborný recenzovaný časopis

### PŘEDPLATNÉ ČSPZL NA ROK 2022 PRO ČESKO

**Formulář** pro objednávku předplatného najdete na **www.dent.cz** (Vzdělávání / Časopisy).

**Celoroční předplatné (vychází 4× ročně):**

- Pro členy ČSK a studenty zubního lékařství:  
**350 Kč**
- Pro firmy, instituce, soukromé osoby:  
**700 Kč**

**Objednávku předplatného zašlete na adresu:**

ČSK, Slavojova 22, 128 00 Praha 2  
Ediční oddělení – Ing. Jolana Kunrtová  
e-mail: kunrtova@dent.cz  
tel.: +420 234 709 630

### PŘEDPLATNÉ ČSPZL NA ROK 2022 PRO SLOVENSKO

**Celoroční předplatné: 32 € s DPH (cena 8 € / 1 vydání)**

**Distribuci formou předplatného na Slovensku zajišťuje:**

Mediaprint-Kapa Pressegrasso, a. s., oddelenie inej formy predaja  
Stará Vajnorská 9, P. O. BOX 183, 830 00 Bratislava 6

**Infolinka:**

+421 800 188 826, e-mail: predplatne@abompkapa.sk, www.ipredplatne.sk



## DENTIST+

— Špičkový stomatologický  
software prověřený profesionály

### Proč DENTIST+ právě ve vaší ordinaci?

- přehledný grafický zubní i dentální kříž
- možnost privátních plateb
- přehledná kartotéka pacientů
- objednávání pacientů vždy pod kontrolou
- edukační motivační zprávy pro pacienty z vyšetření
- snadné vyúčtování zdravotní péče na zdravotní pojišťovny
- snadná a intuitivní obsluha
- bodové měření hloubky chobotů, recese, viklavosti a indexů PBI, CPITN, API, BOP, IBI
- pohyb financí v ordinaci pod kontrolou

### a je toho mnohem víc...

- podpora při antigenním testování a zjištění stavu očkování pacienta proti COVID-19
- vystavování eReceptu zcela zdarma
- přehledné statistiky za vybraná období
- možnost propojení se zdravotnickými přístroji (RTG)
- podpora číselníku s mezizubními kartáčky (CURAPROX, TePe)
- lety a zákazníci ověřený software
- kvalitní servisní zázemí
- styk se zubní laboratoří



PARTNER  
2021  
ČSK

Synchronizing Healthcare





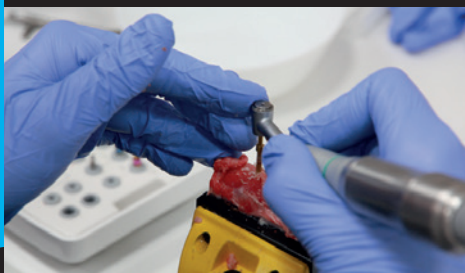
Asklepion Academy

Vás srdečně zve na

# SEMINÁŘ IMPLANTOLOGIE PRIM. MUDR. PETR BARTÁK

Asklepion, Londýnská 160/39, Praha 2

## 1. ČÁST 23. 9. 2022



13:00 - 18:00

### 1. Plánování v implantologii, použití trojrozměrného rentgenového zobrazení.

Jsou konvenční plánovací postupy ve spojení s rentgenovým vyšetřením v implantologii dostatečně spolehlivé? Jaké komplikace mohou vzniknout při zavádění nitrokostních implantátů bez detailního plánování? Některé neimplantologické indikace k použití CBCT.

### 2. Problematika a úskalí zavádění implantátů v jednotlivých úsecích chrupu a při různých kostních poměrech.

### 3. Implantáty a čelistní dutina.

Sinus lift - druhy a modifikace, postup krok za krokem, úskalí. Nekonvenční postupy při implantaci do oblasti dna čelistní dutiny. Komplikace.

### 4. Zavedení implantátu do zvířecí kosti.

Možnost zavést implantát s podrobným komentářem lektora bude mít každý účastník semináře.

## 2. ČÁST 30. 9. 2022



13:00 - 18:00

### 1. Otiskování v implantologii.

### 2. Druhá chirurgická fáze.

Různé techniky provedení, chyby.

### 3. Fixní protetické práce nesené implantáty.

Základní vlastnosti fixních protetických prací nesených implantáty. Komplexní porovnání výhod a nevýhod cementovaných a podmíněně snímatelných prací nesených implantáty. Technologické komplikace, jejich prevence a řešení. Postupy při zhotovování jednotlivých typů protetických prací.

### 4. Snímatelné protetické práce přidržované implantáty.

## 3. ČÁST 14. 10. 2022



13:00 - 18:00

### 1. Okamžitá implantace, okamžitá rekonstrukce.

Indikační rozvaha, provedení, úskalí, chyby.

### 2. Některé techniky augmentace kostní tkáně.

Bone splitting, transplantace kostního bloku, GBR. Komplikace.

### 3. Modelace a augmentace měkké tkáně v okolí implantátů, optimální tvar transmukózní části protetických prací.

### 4. Problematika rozsáhlých fixních prací nesených implantáty.

Cena za jednu část: 4 900 Kč bez DPH | Počet kreditů za jednu část: 5

**Zvýhodněná cena za všechny semináře 12 900 Kč bez DPH**

Kontaktní osoba: Lenka Březinová, DiS., brezinova@asklepion.cz, +420 724 391 448