

4/2021

ročník 121

ČESKÁ STOMATOLOGIE

A PRAKTICKÉ ZUBNÍ LÉKAŘSTVÍ

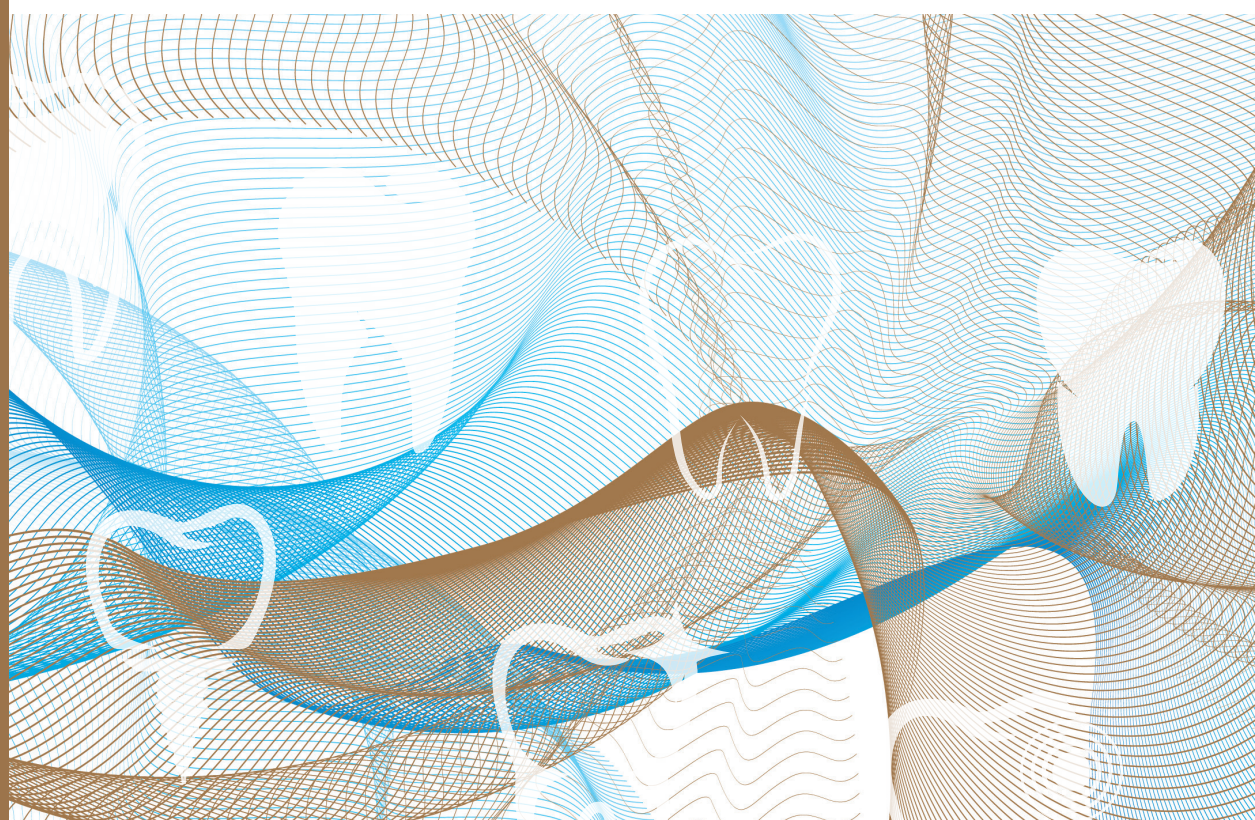


CZECH DENTAL JOURNAL

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)



Vztah mezi obstrukční spánkovou apnoí a kraniofaciálními anomáliemi
u dospělých pacientů

*The relationship between obstructive sleep apnea and craniofacial anomalies
in adult patients*

Využití tribologických metod pro predikci opotřebení dentálních výplňových
materiálů

*Application of tribological methods for prediction of wear of dental filling
materials*

Endodontické sealery na bázi biokeramiky
Bioceramic-based root canal sealers



SLAVNOSTNÍ ZASEDÁNÍ SNĚMU ČSK

Komora udělila čestné tituly Osobnost české stomatologie

ČESKÉ
STOMATOLOGICKÉ
KOMORY

30
let

Na Slavnostním zasedání sněmu ČSK, které se konalo 17. 9. 2021 v pražském Trojském zámku u příležitosti ukončení stávajícího funkčního období a 30. výročí založení České stomatologické komory, byla předána ocenění kolegyním a kolegům za jejich celoživotní práci v zubním lékařství. **Mezi novými nositeli čestného titulu Osobnost české stomatologie jsou také tři členové redakční rady časopisu Česká stomatologie a praktické zubní lékařství. Jsou jimi doc. MUDr. Vlasta Merglová, CSc., prof. MUDr. Antonín Šimůnek, CSc., a šéfredaktor doc. MUDr. Jan Veverka, CSc.**



Při převzetí čestného titulu Osobnost české stomatologie jsou na fotografiích zleva: doc. MUDr. Vlasta Merglová, CSc., prof. MUDr. Antonín Šimůnek, CSc., doc. MUDr. Jan Veverka, CSc. Ocenění převzali z rukou prezidenta ČSK doc. MUDr. Romana Šmuclera, CSc., a viceprezidenta ČSK MUDr. Roberta Houby, Ph.D.

ČESKÁ STOMATOLOGIE A PRAKTICKÉ ZUBNÍ LÉKAŘSTVÍ CZECH DENTAL JOURNAL

ročník 121, prosinec 2021, č. 4

První číslo vyšlo v roce 1900

ŠÉFREDAKTOR

doc. MUDr. Jan Veverka, CSc.

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. Martin Kapitán, 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. Antonín Zicha, CSc.

OBSAH

Vztah mezi obstrukční spánkovou apnoí a kraniofaciálními anomáliemi u dospělých pacientů 98

The relationship between obstructive sleep apnea and craniofacial anomalies in adult patients

Tkadlecová N., Černochová P.

Využití tribologických metod pro predikci opotřebení dentálních výplňových materiálů 108

Application of tribological methods for prediction of wear of dental filling materials

Svoboda P., Šikula P., Vrbka M., Nečas D., Roubalíková L.

Endodontické sealery na bázi biokeramiky 116

Bioceramic-based root canal sealers

Somolová L., Zapletalová Z., Rosa M., Novotná B., Voborná I., Morozova Y.



Vážené kolegyně, vážení kolegové,

blíží se závěr letošního roku, doba vánočních svátků a čas pro ohlédnutí i rozjímání. Uplynulý rok nebyl jednoduchý. Stále se potýkáme s novými vlnami pandemie covidu, postupně se navyšovala inflace, náklady na energie...

Navzdory nepříznivým okolnostem to však byl rok úspěšný pro české zubní lékařství. Po dlouhých letech se díky České stomatologické komoře podařilo prosadit novelu zákona č. 48/1997 Sb., o veřejném zdravotním pojištění, došlo k významnému navýšení plateb za stomatologickou péči na příští rok. Komora uspořádala mezinárodní kongres Pražské dentální dny s rekordní účastí a důstojně oslavila 30. výročí svého založení.

Přeji vám klidné a příjemné Vánoce a do nového roku hlavně dobré zdraví, abyste se mohli plně věnovat svým rodinám i své náročné stomatologické profesi.

doc. MUDr. Jan Veverka, CSc.

šéfredaktor

Uzávěrka čísla: 1. 12. 2021. **Datum vydání:** 13. 12. 2021.

Místo vydání: Praha. **Vydavatel:** Česká stomatologická komora, Slavojská 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, Slavojská 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. 98-124); Ladislav Šolc (s. 97 a 2. strana obálky).

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

VZTAH MEZI OBSTRUKČNÍ SPÁNKOVOU APNOÍ A KRANIOFACIÁLNÍMI ANOMÁLIEMI U DOSPĚLÝCH PACIENTŮ

Přehledový článek

THE RELATIONSHIP BETWEEN OBSTRUCTIVE SLEEP APNEA AND CRANIOFACIAL ANOMALIES IN ADULT PATIENTS

Review

Tkadlecová N., Černochohová P.

Stomatologická klinika Lékařské fakulty Masarykovy univerzity a Fakultní nemocnice u sv. Anny, Brno

SOUHRN

Úvod: Syndrom obstrukční spánkové apnoe (OSA) je závažné, život ohrožující onemocnění, které se projevuje nadměrnou denní spavostí a může vést k poškození kognitivních funkcí, k rozvoji hypertenze, kardiovaskulárních chorob a diabetu. Jde o onemocnění multifaktoriální etiologie, u něhož dochází k opakovaným epizodám částečné nebo úplné obstrukce horních dýchacích cest v průběhu spánku, během kterých klesá saturace hemoglobinu kyslíkem až na 70 %.

Vlastní sdělení: Prevalence syndromu obstrukční spánkové apnoe je u dospělých pacientů v rozvinutých zemích vysoká. V ortodontické praxi se často objevují pacienti trpící OSA, jejichž kraniofaciální a dentální znaky, biotyp obličejového skeletu a specifické patologie krční páteře jsou dávány do souvislosti s omezenou průchodností horních a dolních dýchacích cest. Z kraniofaciálních a dentálních anomálií jde především o skeletální druhou třídu, která může být kombinovaná s II. Angleovou třídou a zvětšeným incizálním schůdkem, růstovou posteriorotací dolní čelisti, redukovanou délkou těla mandibuly, zvětšený úhel čelistní báze v kombinaci s frontálně otevřeným skusem, retrognácií mandibuly, bimaxilární retruzí, vysoké a úzké patro projevující se laterálně zkříženým skusem. Dalšími znaky jsou prodloužené měkké patro, jeho ztluštění, objemnější jazyk a nižší pozice jazyčky. K syndromu obstrukční spánkové apnoe patří také hypertrofie nosní, jazykové a patrových mandlí. K diagnostice výše zmíněných anomálií a anatomických poměrů, které přispívají k rozvoji OSA, se užívají základní zobrazovací metody: ortopantomografický a kefalometrický snímek, počítačová tomografie a magnetická rezonance.

Cílem sdělení je přehledné zpracování problematiky anomálií kraniofaciálních struktur, které mohou ovlivňovat vznik OSA, a srovnání osmi evropských studií prokazujících vztah mezi OSA a těmito anomáliemi.

Závěr: Pro správnou diagnostiku a léčbu syndromu obstrukční spánkové apnoe je klíčová mezioborová spolupráce otorinolaryngologa, ortodontisty, neurologa a internisty.

Vzhledem k vysoké frekvenci kraniofaciálních abnormalit, které často zůstávají skryté, by mělo být ortodontické vyšetření standardně provedeno u každého pacienta s diagnózou OSA.

Klíčová slova: obstrukční spánková apnoe u dospělých pacientů, laterální kefalometrické snímky, kraniofaciální anomálie, ortodontická terapie, polysomnografie

SUMMARY

Introduction: Obstructive sleep apnoea (OSA) is considered to be a serious condition associated with daytime sleepiness which leads to cognitive impairment, hypertension, cardiovascular diseases and diabetes mellitus. OSA is a sleep disorder with multifactorial etiology characterised by recurrent episodes of partial or complete obstruction of upper airways during sleep, leading to a decrease in blood oxygen saturation level to 70%.

Presentation: The prevalence of OSA is high in adult patients in developed countries. Orthodontists often look after patients with OSA, whose craniofacial and dental anomalies, biotype of the facial skeleton and specific pathologies of the cervical spine are associated with obstruction of upper and lower airways. Craniofacial and dental anomalies usually involve skeletal class II., which is commonly combined with Angle class II. and increased overjet, mandibular posterior rotation, shorter mandibular length, increased mandibular plane angle in combination with anterior open bite, mandibular retrognathia, bimaxillary retrusion, narrow and high hard palate presenting as lateral crossbite. Other important signs include thicker and elongated soft palate, enlarged tongue and inferior position of the hyoid bone. Hypertrophy of the adenoid, palatine and lingual tonsils is also an important anatomic factor in etiology of OSA. Imaging methods are frequently used to diagnose these anomalies: orthopantomograms, lateral cephalograms, computed tomography and magnetic resonance imaging.

The aim of the article is to review craniofacial structures which contribute to developing OSA and to compare eight European studies proving the relationship between OSA and these anomalies.

Conclusion: Interdisciplinary cooperation among an orthodontist, otorhinolaryngologist, neurologist and internist is very important for appropriate treatment of

OSA. The orthodontic examination should be performed in every patient with diagnosis OSA due to high frequency of the craniofacial abnormalities that are usually missed.

Key words: obstructive sleep apnoea, adult patients, lateral cephalograms, craniofacial anomalies, orthodontic therapy, polysomnography

Tkadlecová N, Černochová P.

Vztah mezi obstrukční spánkovou apnoí a kraniofaciálními anomáliemi u dospělých pacientů. Čes stomatol Prakt zubní lék. 2021; 121(4): 98–107. doi: 10.51479/cspzl.2021.013

ÚVOD

Dýchací soustava je složitý funkční systém, jehož hlavní úlohou je přenos dýchacích plynů (O_2 a CO_2) mezi zevním a vnitřním prostředím. Dýchací cesty se ve střední části hltanu kříží s cestami polykacími, čímž se morfologicky dělí na horní dýchací cesty (zevní nos, nosní dutina a vedlejší nosní dutiny) a na dolní dýchací cesty (hrtan, průdušnice, průdušky, plíce) [1]. Pro pochopení patofyziologie vzniku syndromu obstrukční spánkové apnoe je důležitá anatomická znalost hltanu. Jde o složitý orgán, který je tvořen třemi oddíly – nosohltanem (nasopharynx), ústním (mesopharynx) a hrtanovým oddílem (hypopharynx). Velikost faryngeálního prostoru je určena zejména relativním růstem a velikostí měkkých tkání obklopujících dentofaciální kostěný podklad [2, 3]. Hlavní úlohou hltanu je dýchání, polykání a fonace. Tyto funkce jsou umožněny svaly hltanu, které mění jeho průsvit. Při dýchání jsou svaly hltanu i měkkého patra uvolněné a nekontrahují se [1, 4]. V průběhu spánku dochází k útlumu vědomé kontroly dýchání, snižuje se aktivita svalů hltanu a také funkce nervus hypoglossus, který svaly zodpovědné za kontrakci a dilataci hltanu inervuje [5]. Důsledkem je zvyšování odporu v dýchacích cestách. Vyšší tlak v horních dýchacích cestách způsobí reflexní kontrakci svalů hltanu, které zabrání jeho kolapsu a vzniku apnoe [4]. Přítomnost kraniofaciálních a dentálních abnormalit, patologie krční páteře, hypertrofie lymfatických tkání, narušení neuromuskulární kontroly horních dýchacích cest a další faktory mohou vést ke vzniku kolapsu hltanu, a tím ke zvýšení pravděpodobnosti výskytu poruch vázaných na spánek [6].

Existuje několik studií, které se zabývaly souvislostí mezi patologiemi kostěných struktur v oblasti hlavy a krku a vznikem syndromu OSA. Cílem tohoto přehledového článku je porovnat osm evropských studií, které analyzovaly vztahy mezi vznikem

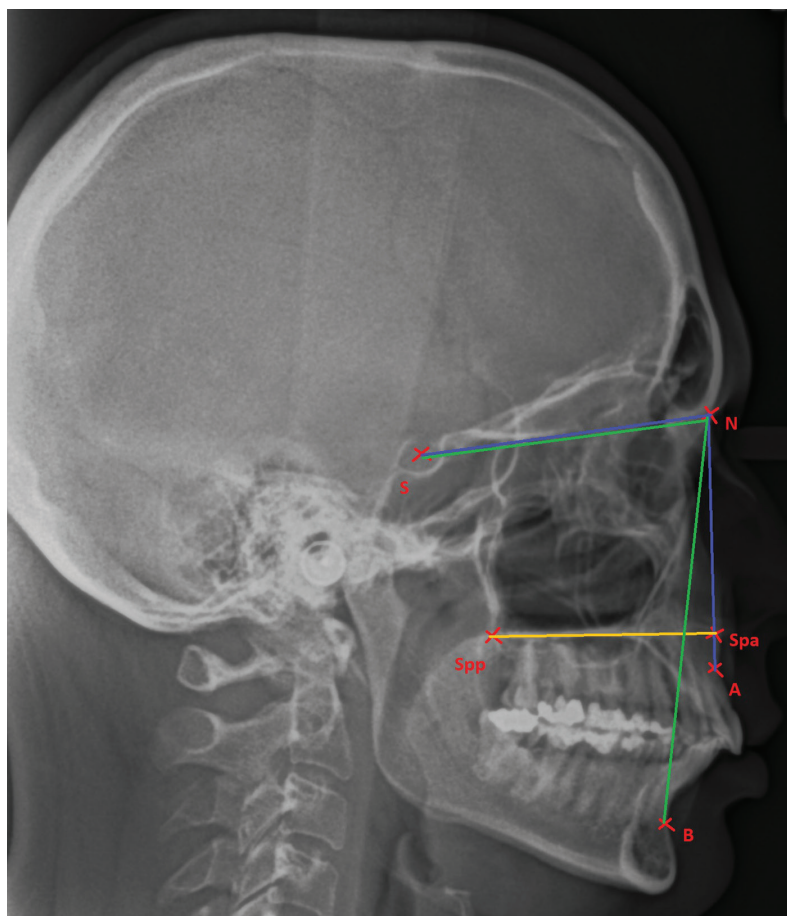
obstrukční spánkové apnoe a kraniofaciálními znaky diagnostikovanými prostřednictvím laterálního kefalometrického snímku, a zdůraznit, které anatomické struktury hlavy a krku je nutno sledovat v souvislosti s touto problematikou.

DEFINICE A TYPY SPÁNKOVÉ APNOE

Apnoe je přerušení přísunu dýchacích plynů přes alveokapilární membránu do krve na déle než deset sekund. Hypopnoe představuje omezení proudu dýchacích plynů přes alveokapilární membránu do krve na méně než 50 % původní hodnoty po dobu deseti a více sekund. Zároveň dochází k poklesu saturace hemoglobinu kyslíkem minimálně o 3 %, což bývá spojeno s probouzecími reakcemi [4, 7, 8]. Syndrom spánkové apnoe patří mezi nejčastější poruchy vázané na spánek [9]. Jde o onemocnění s vysokou prevalencí, které se vyskytuje u 34 % mužů a u 17 % žen a často zůstává nediagnostikované [10].

Rozlišujeme tři typy spánkové apnoe: obstrukční, centrální a smíšenou. Spánková apnoe je považována za obstrukční v případě přítomnosti dechového úsilí, pokud se vyskytuje minimálně pět apnoí za hodinu spánku. Klinicky se projevuje zvýšenou denní spavostí, hlasitým chrápáním, častými probouzecími reakcemi v důsledku dušení [4, 11]. U centrální spánkové apnoe není přítomno dechové úsilí v důsledku dysfunkce centrálního nervového systému. V některých případech je centrální apnoický syndrom spojován s Cheyneovým-Stokesovým dýcháním [12–14]. Apnoe smíšená je kombinací obou předchozích. Nejdříve vznikne apnoe centrální s absencí dýchacího úsilí, které se v dalším průběhu objeví, a tím vznikne apnoe obstrukční [4].

Objektivním stanovením stupně závažnosti OSA je AHI index, který je definován jako počet apnoí/hypopnoí za hodinu spánku [15]. Na základě tohoto indexu rozlišujeme apnoí



Obr. 1

Znázornění polohy čelistí vzhledem k bázi lební a vyznačení délky těla maxily
Bod A: bod nejvíce vzadu na přední kontuře horního alveolárního výběžku;
Bod B: bod nejvíce vzadu na přední kontuře dolního alveolárního výběžku;
N: nasion; S: střed sella turcica;
Spp: bod ležící nejvíce vzadu na spina nasalis posterior;
Spa: bod ležící nejvíce vpředu na spina nasalis anterior

Fig. 1

Position of jaws related to the cranial base and pointing out the maxillary corpus

Point A: the most concave point of anterior maxilla;
Point B: the most concave point on mandibular symphysis;
N: nasion; S: the middle of sella turcica;
Spp: the most posterior point on spina nasalis posterior;
Spa: the most anterior point on spina nasalis anterior

lehkou (AHI 5–15 apnoí/hypopnoí za hodinu spánku), střední (AHI 15–30 apnoí/hypopnoí za hodinu spánku) a těžkou (AHI >30 apnoí/hypopnoí za hodinu spánku) [16].

Existuje řada predilekčních faktorů, které napomáhají vzniku OSA. Jedná se především o obezitu, vyšší věk pacientů, diabetes mellitus, vysoký tlak, kouření a alkohol. Kromě těchto rizikových faktorů ke vzniku OSA přispívají kraniofaciální, cervikální a dentální abnormality a faktory, které nesouvisí s anatomickými změnami, jako je například neschopnost spát hlubokým spánkem, nízká neuromuskulární odpověď a nestabilita kontrolních systémů ventilace [6, 17, 18]. Syndrom OSA je na druhou stranu sám významným predisponujícím faktorem pro vznik kardiovaskulárních onemocnění, neboť způsobuje systémovou hypertenzi, je spojen se zvýšeným výskytem fibrilace síní, infarktu myokardu a srdečním selháním [19].

ANOMÁLIE ANATOMICKÝCH STRUKTUR HLAVY A KRKU JAKO PREDISPONUJÍCÍ FAKTORY VZNIKU OSA

Kraniofaciální, cervikální a dentální anomálie jsou podle mnoha studií prokázány

predisponujícími faktory pro vznik syndromu OSA. Tyto anomálie bývají často viditelné na laterálním kefalometrickém snímku, který díky své jednoduché proveditelnosti, nízkým nákladům, snadné reprodukovatelnosti výsledků a nízké dávce záření slouží jako hlavní diagnostický nástroj v ortodontii [20, 21]. Analýzou laterálního kefalometrického snímku je ortodontista schopen odhalit predispozici pacienta k OSA, a významně tak přispět k diagnostice a zahájení léčby tohoto onemocnění.

V následujícím textu jsou uvedeny anatomické struktury, kterým je v souvislosti se vznikem OSA u kavkazské populace nutno věnovat pozornost.

Poloha čelistí

Vzájemná poloha čelistí je významným faktorem, který ovlivňuje vznik OSA. V mnoha studiích bylo prokázáno, že pacienti trpící OSA mají nízký úhel SNB, redukovanou délku těla a posteriorotaci dolní čelisti [22, 23].

Polohu čelistí udávají hodnoty ANB a WITS, které zařazují pacienta do skeletálních tříd [24]. Syndrom obstrukční spánkové apnoe se nejčastěji vyskytuje u pacientů s druhou skeletální třídou, přičemž je úhel ANB > +5°, tento úhel je zároveň rozdílem úhlů SNA a SNB, které udávají polohu horní a dolní čelisti vzhledem k bázi lební [24–26].

V řadě studií byla pozorována redukovaná délka těla maxily (vzdálenost spina nasalis anterior – spina nasalis posterior), zatímco sagitální pozice maxily se příliš neměnila [22, 27] (**obr. 1**).

Významným morfologickým faktorem u pacientů s OSA je přítomnost vysokého a úzkého patra vyskytujícího se současně s úzkým horním zubním obloukem, neboť se jedná o znaky, které bývají dávány do souvislosti se zmenšeným orofaryngeálním prostorem určeným pro jazyk [28].

Kraniální báze

Několik studií potvrdilo signifikantně kratší délku přední kraniální báze – spojnice středu sella turcica (S) a nasionu (N), nejanteriornějšího bodu na sutura frontonasalis – a také signifikantně kratší délku kraniální báze – vzdálenost mezi nasionem a basionem (Ba), což je bod nacházející se na předním okraji foramen magnum – u pacientů trpících OSA v porovnání s kontrolní skupinou pacientů [24, 29–31]. Taktéž bylo pozorováno, že pacienti s OSA mají redukovaný úhel kraniální báze (S–N–Ba), což se projevuje bimaxilární retruzí a zúžením horních cest dýchacích

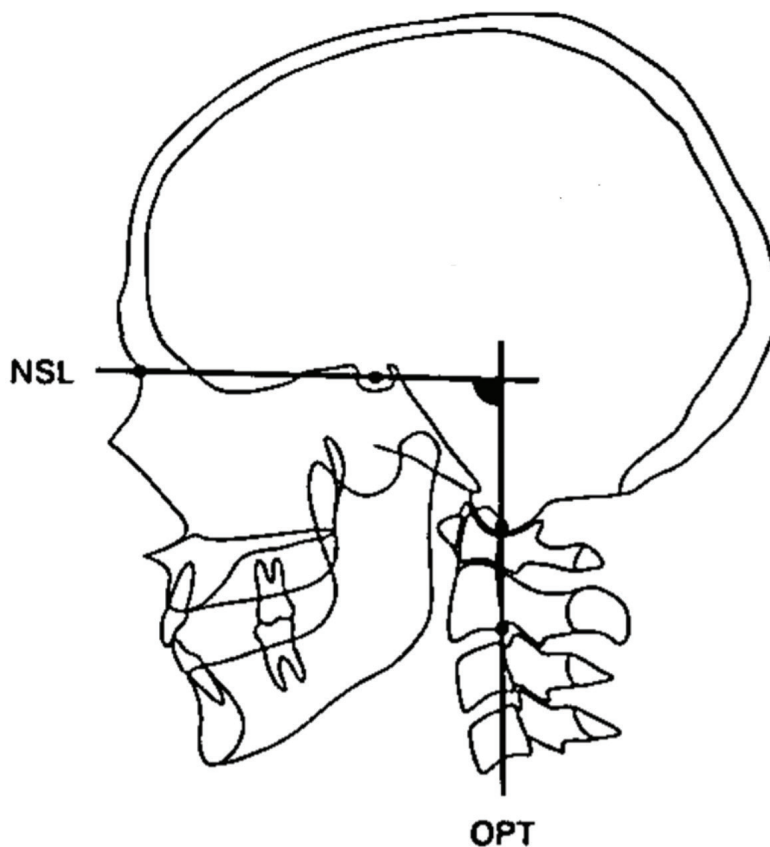
v oblasti hltanové úžiny [22]. Bimaxilární re-truze byla prokázána jako statisticky signifikantní faktor pro OSA u hispánské populace v porovnání s jinými etnickými skupinami [32]. Podle Hellsingové průchodnost horních cest dýchacích výrazně ovlivňuje postavení hlavy pacienta během zhotovení laterálního kefalometrického snímku [33]. Solow et al. se zabývali pozicí hlavy a krku u pacientů s OSA a u zdravých pacientů. Při hodnocení laterálního kefalometrického snímku bylo prokázáno, že pacienti trpící OSA mají větší úhel kraniocervikálního zakřivení (**obr. 2**). Tato skutečnost se dává do souvislosti s přítomností adenoidních vegetací, které zapříčíní obstrukci dýchacích cest. Po adenotomii došlo ke změně postavení hlavy a krku, v některých případech také k redukci úhlu kraniocervikálního zakřivení [34].

Obličejová výška

U pacientů s OSA byly pozorovány změny v celkové přední obličejové výšce i v její dolní části, které jsou zvětšeny při porovnání se zdravou skupinou pacientů [35–38] (**obr. 3**).

Rozměry měkkého patra a jazyka

Vyšetření jazyka a měkkého patra je neopominutelným krokem při základním stomatologickém vyšetření. K diagnostice relativní velikosti těchto struktur stačí pouhá aspekce. Diagnostika makroglosie je velmi náročná. Na větší velikost jazyka nás mohou upozornit otisky zubů po jeho stranách [4]. Ke zhodnocení relativní velikosti jazyka a měkkého patra se v praxi používá Mallampatiho klasifikace, která se původně využívala ke stanovení obtížnosti intubace. Vyšetření se provádí při široce otevřených ústech pacienta, kde hodnotíme velikost prostoru mezi kořenem jazyka a měkkým patrem. Většina pacientů trpících těžkou obstrukční spánkovou apnoí je hodnocena nejzávažnějším stupněm IV, při kterém není viditelné celé měkké patro ani uvula [4, 39]. K objektivnímu stanovení velikosti jazyka a rozměrů měkkého patra se využívá laterálního kefalometrického snímku, počítačové tomografie (CT) a magnetické rezonance (MRI). Mnoho autorů shledalo prodloužení a ztlustění měkkého patra a zvětšení velikosti jazyka statisticky signifikantní u pacientů s OSA (**obr. 4**) [22, 40–42]. Poloha jazyka bezprostředně souvisí s polohou jazyčky, na kterou se upínají svaly jazyka. Nižší poloha jazyčky vede k tomu, že je báze jazyka položena v hypofaryngu, což má za následek omezení průchodnosti horních dýchacích cest [43, 44].

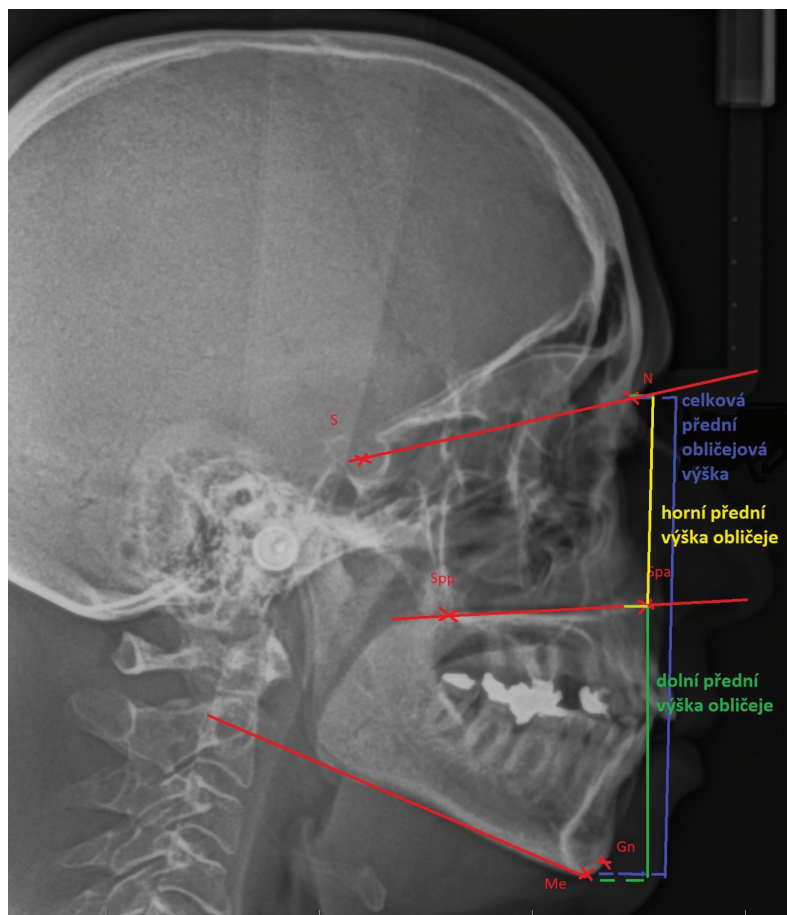


Obr. 2
Úhel kraniocervikálního zakřivení, který udává pozici hlavy vzhledem k pozici krčních obratlů; převzato z Solow et al. [34]
NSL: spojnice bodů N (nasion) a S (sella turcica);
OPT: zakřivení krční páteře

Poloha jazyčky

Jazyčka, os hyoideum, je kost tvaru podkovy, která je uložena pod tělem jazyka. Je tvořena velkými a malými rohy a tělem, u štíhlých jedinců může být i hmatná. Jazyčka je spojena s okolními anatomickými strukturami prostřednictvím ligament a svalů, které se dělí na nadjazyčkové a podjazyčkové. Jejich činnostmi se mění poloha jazyčky vůči krku [45]. U pacientů trpících syndromem OSA byla na základě několika studií prokázána statisticky významná inferiorní pozice jazyčky v porovnání s kontrolní skupinou (**obr. 4**) [38, 41, 46–49]. Ve většině případů byla měřena vzdálenost jazyčky od mandibulární linie, někteří autoři měřili vzdálenost jazyčky od třetího či čtvrtého krčního obratle či vzdálenost jazyčky od vallecule epiglottica [41, 42, 48]. Pozice jazyčky souvisí s polohou jazyka, jehož báze je při nižší pozici jazyčky umístěna do oblasti hypofaryngu. Tato skutečnost může být hlavním důvodem neúspěchu terapie OSA pomocí dlah užíváných k mandibulárnímu předsunu [50, 51]. Poloha jazyčky zároveň udržuje průchodnost horních dýchacích cest. Nižší poloha jazyčky a báze jazyka vede k přetížení dolní čelisti, protože je nutno vynaložit větší energii ke zvednutí jazyka, což má za následek zhoršení OSA a způsobí to, že pacient spí s otevřenými ústy [52, 53].

Fig. 2
Shows the position of the head to the cervical column; the craniocervical angle (NSL-OPT); taken from [34]
NSL: line from N (nasion) to S (sella); **OPT:** inclination of the cervical column



Obr. 3
Vysvětlení pojmu „přední obličejová výška“ na laterálním kefalometrickém snímku
N: nasion;
S: střed sella turcica;
Spp: bod ležící nejvíce vzadu na spina nasalis posterior;
Spa: bod ležící nejvíce vpředu na spina nasalis anterior;
Me: menton, bod nejnižší na symfýze mandibuly;
Gn: gnathion, bod ležící v mediální rovině na spodním okraji dolní čelisti nejvíce vpředu

Fig. 3
Lateral cephalogram expressing the term „anterior facial height“
N: nasion;
S: the middle of sella turcica;
Spp: the most posterior point on spina nasalis posterior;
Spa: the most anterior point on spina nasalis anterior;
Me: menton, the lowest point on mandibular symphysis;
Gn: gnathion, the lowest point of the midline of the lower jaw

Hltan

Hltan, orofarynx, je nejčastějším místem obstrukce horních dýchacích cest. Dělí se na část retropalatinální a retroglosickou [4]. Na řízení konstriktory a dilatace lumen horních dýchacích cest se podílejí čtyři skupiny svalů. Jedná se o svaly, které řídí pozici měkkého patra, pozici jazyka, závěsného aparátu jazyky a posterolaterální faryngeální stěny [54]. Při hodnocení rozměrů horních dýchacích cest na laterálním kefalometrickém snímku často vycházíme z McNamarovy analýzy, kde hodnotíme orofarynx ve dvou místech. První je oblast mezi měkkým patrem a nejanteriornějším bodem na zadní stěně hltanu. Druhé místo je v retrolingvální oblasti [55]. U pacientů s OSA bylo v několika studiích prokázáno zúžení horních dýchacích cest na laterálním kefalometrickém snímku [22, 29, 56]. Ačkoliv se jedná o levnou a jednoduchou metodu s minimální radiační zátěží, exaktní určení místa největšího zúžení není možné v důsledku absence trojrozměrného zobrazení. Počítačová tomografie se proto v dnešní době jeví jako spolehlivější nástroj k určení nejužšího místa dýchacích cest a k případnému porovnání změn před a po ortognátní operaci [57].

Dentální anomálie

U pacientů s OSA jsou často pozorovány také dentální anomálie. Většinou jsou důsledkem ústního dýchání, přítomnosti adenoidních vegetací, zlovyků a pozdního zahájení ortodontické léčby. Mnoho studií uvádí korelaci mezi OSA a přítomností úzké maxily a klenutého patra, které se vyskytují v kombinaci s jednostranně či oboustranně zkříženým skusem (**obr. 5a, obr. 5b**), popřípadě frontálně otevřeným skusem a výrazným stěsnáním v horním i dolním zubním oblouku [37, 58, 59]. Dalším často pozorovaným znakem je protruze horních středních řezáků a zvětšený incizální schůdek, které bývají spojeny se skeletální II. třídou a v mnohých případech i s dentální Angleovou II. třídou [60]. Kushida et al. vytvořili morfometrický model k predikci obstrukční spánkové apnoe u dospělých pacientů, který se osvědčil jako přesný a dobře reprodukovatelný. Tento model využívá znalosti BMI indexu pacienta, jeho obvodu krku a specifických hodnot změřených v dutině ústní, jako jsou: výška patra, šířka horní a dolní čelisti a velikost incizálního schůdku [61].

Výše zmíněné ortodontické anomálie se snažíme léčit v co nejčasnějším věku pacienta, a kladně tak přispět k ovlivnění růstu čelistí. Efektivní terapií je u rostoucích pacientů rychlá maxilární expanze a předsun dolní čelisti [58, 62]. Kaditis et al. navrhli algoritmus pro léčbu dětských pacientů trpících OSA. Jde o léčebný postup, který zahrnuje sledování hmotnosti pacienta, léčbu nazálními kortikosteroidy v případě hypertrofie patrových mandlí za účelem redukce jejich objemu, nebo adenotomie při hypertrofii nosních mandlí, léčbu pomocí ortodontických aparátů, přetlakovou terapii a maxilofaciální chirurgii či tracheostomii v případě neúspěchu předchozích léčebných metod [63].

SOUVISLOST MEZI KRANIOFACIÁLNÍMI ANOMÁLIEMI A OSA V EVROPĚ

Vybrané studie evropských autorů z let 1990–2020 byly porovnány a posouzeny po stránce metodického přístupu k ortodontické problematice hodnocení kraniofaciálních struktur a anatomických poměrů u pacientů s OSA. Srovnávané kefalometrické studie realizované v evropských státech (Anglie, Francie, Nizozemsko, Itálie, Polsko, Chorvatsko a Turecko) se zabývaly pacienty s OSA s různou hodnotou AHI v početně různě velkých a strukturovaných skupinách (muži a ženy

různého věku a BMI), od nejmenšího počtu zahrnujícího 16 mužů v experimentální skupině až po nejvyšší sledovaný počet 99 pacientů (**tab. 1**). Výsledky byly porovnávány buď se standardními hodnotami, nebo s hodnotami získanými v rámci odpovídajících kontrolních skupin [29, 42, 50, 64–68].

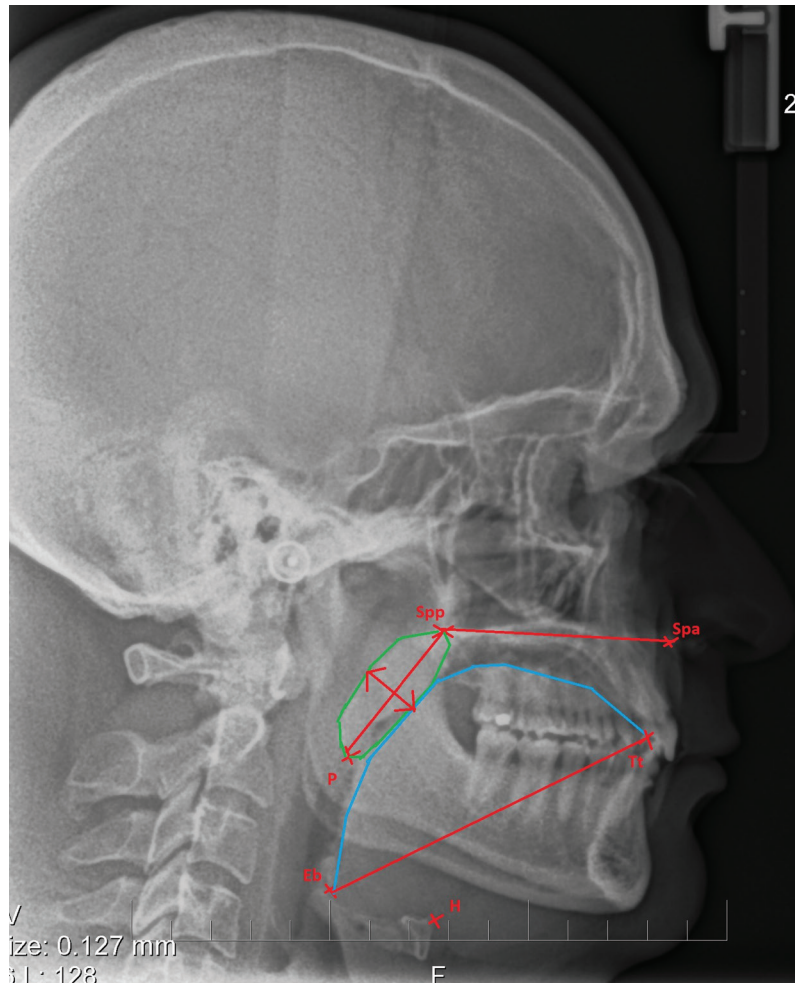
Všichni sledovaní pacienti byli diagnostikováni polysomnograficky a stupeň jejich OSA byl dokumentován respiračním disturbančním indexem (RDI) v rozsahu 5,0–97,0 nebo byl udán v hodnotách AHI (v rozsahu 4,0–80,0).

Velmi detailně byla zpracována studie britských vědců vedených Battagelem z londýnského ortodontického pracoviště, kteří analyzovali laterální kefalometrické snímky u skupiny 35 mužů s polysomnograficky diagnostikovanou a potvrzenou OSA a u kontrolní skupiny 24 mužů bez anamnézy respiračních onemocnění, problémů s chrápáním nebo s denní somnolencí. Věk se u skupin s OSA pohyboval v rozsahu 26,0 až 73,5 let, v průměru dosahoval 50,9 let. Kontrolní skupina 31 mužů byla ve věku 25,9 až 50,5 let, s průměrem 41,8 let. Kontrolní skupina se statisticky významně lišila od experimentální skupiny s OSA v hmotnosti, a tím i nižším BMI. Průměr BMI (24,5) v kontrolní skupině byl v normálních hodnotách, zatímco průměr BMI (30,6) u pacientů s OSA byl v mezích obezity [29].

Oproti tomu se tým ortodontistů z Lublinu v Polsku zaměřil na skupinu 41 pacientů s AHI vyšším než 4, v níž bylo osm žen (17 %) a 34 mužů (83 %) ve věku 38–74 let. Celkem 75 % pacientů patřilo do věkové skupiny 50–65 let a jejich AHI se pohyboval v rozmezí 9,1 až 80,6 (průměr 30,8) epizod apnoe během jedné hodiny spánku. BMI bylo v rozmezí 24–41 (s průměrem 30,9), celkem 22 pacientů, tj. 54 %, bylo klasifikováno jako obézních [64].

Pokud byly v rámci sledovaných studií sestaveny kontrolní skupiny probandů, pohybovaly se jejich počty od 20 do 37 mužů, v průměru s nižšími hodnotami BMI, než měli pacienti.

V rámci vyšetření kraniofaciálních struktur u experimentálních a kontrolních skupin byla ve všech studiích použita metoda laterální kefalometrie, a to nejenom z důvodu, že se jeví jako diagnosticky dostatečně přesná, ale že je i mnohem šetrnější a méně nákladná než moderní metody, jako jsou počítačová tomografie nebo magnetická rezonance. Sledované kraniofaciální struktury byly snímkovány, měřeny, popsány a nakonec srovnávány se standardy nebo s hodnotami získanými měřením v rámci referenčních skupin.



Obr. 4
Znázornění délky měkkého patra – vzdálenost Spp (spina palatina posterior) a bodu P (okraj měkkého patra); šířky měkkého patra v nejširším místě; délky jazyka – vzdálenost bodu Tt (přední kraj jazyka) a bodu Eb (báze epyglottis); H – poloha jazyka

Fig. 4
The length of soft palate – the distance between Spp (spina palatina posterior) and the point P (the tip of soft palate); the width of soft palate in the widest place; the length of tongue – distance between the point Tt (the anterior tip of tongue) and the point Eb (base of epiglottis); H – position of hyoid bone

Kefalometrická analýza morfologických struktur a anatomických rozměrů byla ve většině studií (Anglie, Itálie, Chorvatsko, Turecko) provedena pomocí maxilárních a dalších 25 konvenčních bodů na tvrdých a měkkých tkáních [29, 42, 50, 65, 68]. Autoři lokalizovali 22 přídatných bodů v oblasti krčních obratlů, orofaryngu, epiglottis, měkkého patra a jazyka. Měřeními byl ohraničen intermaxilární prostor, měkké patro a jazyk [29].

K vyhodnocení naměřených údajů morfologických struktur byly použity různé statistické metody, obligátně to byla analýza variance (ANOVA) a/nebo Pearsonův korelační koeficient (biometrie).

Vědci prokázali, že morfologie orofaciálních struktur a některé anatomické rozměry hlavy se u pacientů s OSA skutečně signifikantně odlišují od průměrů u zdravé evropské populace. Zejména pokud jde o průchodnost horních dýchacích cest, kdy bylo měřením šířky horních dýchacích cest na laterálním kefalometrickém snímku ve dvou sagitálních rovinách (horní a dolní) až u 75,6 % pacientů s OSA zjištěno významné zúžení oproti standardním hodnotám [64].



Obr. 5a

Laterálně zkřížený skus u pacienta po extrakci horních premolárů a se zvětšeným incizálním schůdkem

Fig. 5a

Lateral cross bite in patient with extracted upper first premolars and increased overjet

Rozměr horního faryngeálního prostoru podle McNamarovy diagnostiky je udáván v průměru 10,4 mm. Ve studii Dobrowolské-Zarzycské et al. byla téměř u všech pacientů tato hodnota nižší. Stejně výsledky potvrdili i jiní autoři [29, 66].

Byla také prokázána souvislost mezi vznikem OSA a relativním zvětšením jazyka a ztlustěním měkkého patra.

Ve většině prací bylo dále zjištěno, že větší vzdálenost jazyčky od mandibulární linie přispívá ke vzniku OSA. Stejně tak bylo měřením tří rozměrů determinujících pozici jazyčky signifikantně prokázáno, že poloha jazyčky je dá-

na vzdáleností jazyčky od C3, vzdáleností jazyčky od nejposterioernějšího bodu na symfýze mandibuly a vzdáleností jazyčky od frankfurtské horizontály. Jazyčka je u pacientů s OSA lokalizována více inferiorně ve srovnání s kontrolní skupinou [67]. Délka a tloušťka měkkého patra i povrch měkkého patra byly u vyšetřované skupiny s OSA také signifikantně vyšší [42].

Téměř ve všech studiích bylo jednoznačně prokázáno, že nejsignifikantnějším predispozičním faktorem vzniku OSA je postavení a délka mandibuly, respektive její zkrácení. Zvláště zkrácení vzdálenosti gonion-menton nebo vzdálenosti gonion-bod B je v prokazatelné korelaci k výskytu OSA. Délka těla mandibuly byla u pacientů s OSA v průměru o 5,9 mm kratší než délka mandibuly u referenční skupiny. Podobně byla zkrácena i vzdálenost gonion-bod B, a to v průměru o 5,6 mm [29]. Velikost plochy intermaxilárního prostoru je rovněž predispozičním faktorem vzniku OSA, což prokázali ve své práci Battagel et al., kteří zjistili její plošnou redukci v průměru o 4,1 cm² oproti skupině pacientů s OSA [29]. Také samotná délka intermaxilárního prostoru, tj. vzdálenost mezi zadní stěnou hltanu a orálními ploškami dolních řezáků v úrovni okluzní roviny, byla o 5,7 mm kratší ve srovnání s kontrolní skupinou [29]. Podobnou korelaci zjistili i další autoři [42, 66]. Johal et al. udávají zkrácení této vzdálenosti v průměru o 3,1 mm u pacientů s OSA oproti probandům kontrolní skupiny [42]. U všech pacientů s OSA byla velikost dýchacího prostoru v průměru o 66 % menší než u kontrolní skupiny.

V případech, kdy se autoři studií soustředili na proměřování anatomických rozměrů mezi ortodonticky významnými body na lebce s cílem prokázat korelaci s OSA, našli několik významných vzdáleností kraniometrických bodů a úhlů. Kratší vzdálenost z bodu S k bodu N, tzv. délku přední kraniální báze, popsala studie Vidoviče et al. [68]. Statisticky významný rozdíl mezi úhly SNB a SNA zjistili také Johal et al. a Hoekema et al. [42, 67]. V neposlední řadě byly v některých studiích jako signifikantní pro vznik OSA označeny následující faktory: zkrácení střední obličejové délky, protruze horních řezáků nebo vzdálenost jazyčky od C3. Je zřejmé, že při vzniku OSA spolupůsobí souběžně několik faktorů, jejichž vlivem dochází ke snížení tonu svalů stěn horních dýchacích cest, k jejich následnému kolapsu a vzniku apnoe a/ nebo hypopnoe. Velikost a průchodnost nazo-faryngeálního lumen závisí na anatomických abnormalitách skeletu, k nimž může dojít také



Obr. 5b

Úzký horní zubní oblouk

Fig. 5b

Narrow upper dental arch

Tab. 1 Evropské studie zabývající se souvislostí mezi OSA a kraniofaciálními anomáliemi

Tab. 1 *European studies determining correlation between OSA and craniofacial anomalies*

Název studie	Autor	Rok vydání článku	Místo	Počet pacientů s OSA
The cephalometric morphology of patients with obstructive sleep apnoea (OSA)	J. M. Battagel, P. R. L'Éstrange [26]	1996	Anglie – Londýn	35 mužů
Upper airway collapsibility and cephalometric variables in patients with obstructive sleep apnea	E. Sforza [61]	2000	Francie – Štrasburk	57 mužů
Craniofacial morphology and obstructive sleep apnoea: a cephalometric analysis	A. Hoekema et al. [62]	2003	Nizozemsko – Groningen	31 mužů
The relationship between craniofacial anatomy and obstructive sleep apnoea: a case - controlled study	A. Johal et al. [39]	2007	Anglie – Londýn	78 mužů, 21 žen
Craniofacial morphology of Croatian patients with obstructive sleep apnea	N. Vidović et al. [63]	2012	Chorvatsko – Split/Záhřeb	20 mužů
Cephalometric comparison of obstructive sleep apnea patients and healthy controls	A. Y. Gungor et al. [47]	2013	Turecko – Antálie	11 mužů, 5 žen
Craniofacial structure in patients with obstructive sleep apnoea	M. Dobrowolska – Zarzycka et al. [64]	2015	Polsko – Lublin	34 mužů, 7 žen
Craniofacial morphology in patients with obstructive sleep apnea: cephalometric evaluation	M. Tepedino et al. [65]	2020	Itálie – Neapol	73 mužů, 11 žen

po prodělaných onemocněních horních cest dýchacích.

Všechny výše prezentované anatomické faktory (kraniofaciální anomálie) vzniku OSA jsou potencovány vyšší hodnotou BMI indexu; čím vyšší BMI, tím vyšší je riziko manifestace OSA.

ZÁVĚR

V práci analyzované články byly vybrány z databází Medline PubMed a Scopus. Určujícím kritériem výběru bylo zahrnout pacienty z evropských populací, u kterých byl zhotoven telerentgenový snímek a diagnostikována obstrukční spánková apnoe (OSA).

K průkazu vlivu a podílu ortodontických faktorů na vznik OSA je široce využívána metoda laterální kefalometrické radiografie, již lze zcela bezpečně identifikovat různé morfologické skeletální abnormality, stejně jako odchylky měkkých tkání obličeje, ústní dutiny a hltanu. Ačkoliv diagnosticky jsou počítačová tomografie nebo magnetická rezonance přesnější, pro daný účel je dostačující použití popsané metody, a to jak z hlediska diagnostického a ekonomického, tak i z hlediska zatížení organismu pacienta rentgenovým zářením.

V procesu diagnostiky, terapie a prevence OSA může ortodontista a ortodontické pracoviště zaujímat poměrně významnou roli, zejména pokud jde o predikci výskytu onemocnění a prevenci onemocnění u pacientů s různým stupněm anatomických odchylek v raných stádiích nemoci.

Ke zhoršení poměrů v průchodu vdechovaného vzduchu do plic může docházet zejména u mladistvých pacientů z důvodu nefyziologického vývoje měkkých tkání a skeletu nebo při významném zvýšení BMI.

Z analýzy dosud publikovaných prací vyplývá, že ortodontisté jsou schopni velmi přesně diagnostikovat morfologické odchylky v průchodnosti dýchacích cest, mohou vyslovit podezření na toto onemocnění a pacienta doporučit k dalšímu odbornému vyšetření. Rychlá diagnostika a léčba může minimalizovat rozvoj komplikací spojených s touto poruchou.

Seznam zkratek

AHI – index apnoe – hypopnoe

BMI – index tělesné hmotnosti

CT – počítačová tomografie

MRI – magnetická rezonance

OSA – obstrukční spánková apnoe

RDI – respirační disturbanční index

Práce byla podpořena grantovým projektem NU20-06-00189 a projektem specifického výzkumu MUNI/A/1675/2020.

MDDr. Nela Tkadlecová

Stomatologická klinika
a ortodontické oddělení

Fakultní nemocnice u svaté Anny
Pekařská 53
625 00 Brno
e-mail: nela.tkadlecova@fnusa.cz

LITERATURA

1. Páč L.

Anatomie člověka II : splanchnologie, kardiiovaskulární systém, žlázy s vnitřní sekrecí. 1. vyd. Brno, Czechia: Masarykova univerzita; 2010, 192.

2. Lopatienė K, Dabkutė A, Juškevičiūtė V.

Vertical and sagittal morphology of the facial skeleton and the pharyngeal airway. *Stomatologija*. 2016; 18(1): 21–25.

3. Ghoneima A, AlBarakati S, Jiang F, Kula K, Wasfy T.

Computational fluid dynamics analysis of the upper airway after rapid maxillary expansion: a case report. *Prog Orthod*. 2015; 16: 10.

4. Šonka K.

Apnoe a další poruchy dýchání ve spánku. 1. vyd. Praha: Grada Publishing; 2004.

5. Tangel DJ, Mezzanotte WS, White DP.

Influence of sleep on tensor palatini EMG and upper airway resistance in normal men. *J Appl Physiol* (1985). 1991; 70(6): 2574–2581.

6. Khan A, Than KD, Chen KS, Wang AC, La Marca F, Park P.

Sleep apnea and cervical spine pathology. *Eur Spine J*. 2014; 23(3): 641–647. doi: 10.1007/s00586-013-3046-4

7.

Děje na alveolokapilární membráně a perfúze plic. Funkce buněk a lidského těla. Skripta. [Internet]. [cit. 10. 4. 2021]. Dostupné z: <http://fbt.cz/skripta/vi-dychaci-soustava/3-deje-na-alveolokapilarni-membrane-a-perfuzu-plic/>

8. Moran M.

Syndrom spánkové apnoe a pohybová aktivita ve spánku. *Med pro Praxi*. 2008; 5(11): 440–442. [cit. 19. 12. 2008]. Dostupné z: <https://www.medicinapropraxi.cz/artkey/med-200811-0010.php>

9. Svanholt P, Petri N, Wildschjødzt G, Sonnesen L, Kjaer I.

Associations between craniofacial morphology, head posture, and cervical vertebral body fusions in men with sleep apnea. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2009;135(6): 702.e1–9; discussion 702–703.

10. Peppard PE, Young T, Barnet JH, Palta M, Hagen EW, Hla KM.

Increased prevalence of sleep-disordered breathing in adults. *Am J Epidemiol*. 2013; 177(9): 1006–1014.

11. Banabilh SM.

Orthodontic view in the diagnoses of obstructive sleep apnea. *J Orthod Sci*. 2017; 6(3): 81–85.

12. Thorpy MJ.

Classification of sleep disorders. *Neurotherapeutics*. 2012; 9(4): 687–701. [cit. 14. 9. 2020]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s13311-012-0145-6>

13. Hall MJ, Xie A, Rutherford R, Ando S, Floras JS, Bradley TD.

Cycle length of periodic breathing in patients with and without heart failure. *Am J Respir Crit Care Med*. 1996; 154(2 Pt 1): 376–381.

14. Naughton MT.

Cheyne-Stokes respiration: friend or foe? *Thorax*. 2012; 67(4): 357–360.

15. Epstein LJ, Kristo D, Strollo PJ, Friedman N, Malhotra A, Patil SP, et al.

Clinical guideline for the evaluation, management and long-term care of obstructive sleep apnea in adults. *J Clin Sleep Med*. 2009; 5(3): 263–276.

16. Young T, Peppard PE, Gottlieb DJ.

Epidemiology of obstructive sleep apnea: a population health perspective. *Am J Respir Crit Care Med*. 2002; 165(9): 1217–1239.

17. Abdissa D.

Prevalence of obstructive sleep apnea risk and associated factors among patients with type 2 diabetes mellitus on follow up at Jimma Medical Center, Southwest Ethiopia. *J Clin Transl Endocrinol*. 2020; 21: 100234.

18. Eckert DJ, White DP, Jordan AS, Malhotra A, Wellman A.

Defining phenotypic causes of obstructive sleep apnea. Identification of novel therapeutic targets. *Am J Respir Crit Care Med*. 2013; 188(8): 996–1004.

19. Javaheri S, Barbe F, Campos-Rodriguez F, Dempsey JA, Khayat R, Javaheri S, et al.

Sleep apnea: types, mechanisms, and clinical cardiovascular consequences. *J Am Coll Cardiol*. 2017; 69(7): 841–858. [cit. 3. 12. 2020]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0735109717300098>

20. Borges P de TM, Silva BB da,

Moita Neto JM, Borges NE de S, Li LM.

Cephalometric and anthropometric data of obstructive apnea in different age groups. *Braz J Otorhinolaryngol*. 2015; 81(1): 79–84.

21. Ryu HH, Kim CH, Cheon SM, Bae WY, Kim SH, Koo SK, et al.

The usefulness of cephalometric measurement as a diagnostic tool for obstructive sleep apnea syndrome: a retrospective study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2015; 119(1): 20–31.

22. Neelapu BC, Kharbada OP,

Sardana HK, Balachandran R, Sardana V, Kapoor P, et al.

Craniofacial and upper airway morphology in adult obstructive sleep apnea patients: A systematic review and meta-analysis of cephalometric studies. *Sleep Med Rev*. 2017; 31: 79–90.

23. Miles PG, Vig PS, Weyant RJ, Forrest TD, Rockette HE.

Craniofacial structure and obstructive sleep apnea syndrome – a qualitative analysis and meta-analysis of the literature. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996; 109(2): 163–172. [cit. 15. 12. 2020]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540696701774>

24. Kamínek M. et al.

Ortodontie. Praha: Galén; 2020. [cit. 15. 12. 2020]. Dostupné z: <http://www.medvik.cz/link/MED00204841>

25. Indrikson I, Jakobsone G.

The upper airway dimensions in different sagittal craniofacial patterns: a systematic review. *Stomatologija*. 2014; 16(3): 109–117.

26. Kim SJ, Kim YS, Park JH, Kim SW.

Cephalometric predictors of therapeutic response to multilevel surgery in patients with obstructive sleep apnea. *J Oral Maxillofac Surg*. 2012; 70(6): 1404–1412.

27. Jacobson A.

The 'Wits' appraisal of jaw disharmony. *Am J Orthod*. 1975; 67(2): 125–138.

28. Victor LD.

Obstructive sleep apnea. *Am Fam Physician*. 1999; 60(8): 2279–2286.

29. Battagel JM, L'Estrange PR.

The cephalometric morphology of patients with obstructive sleep apnoea (OSA). *Eur J Orthod*. 1996; 18(6): 557–569.

30. Ficke J, Varacallo M.

Anatomy, head and neck, foramen magnum. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2020. [cit. 16. 12. 2020]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK526041/>

31. Aihara K, Oga T, Harada Y, Chihara Y, Handa T, Tanizawa K, et al.

Analysis of anatomical and functional determinants of obstructive sleep apnea. *Sleep Breath Schlaf Atm*. 2012; 16(2): 473–481.

32. Liu Y, Lowe AA, Zeng X, Fu M, Fleetham JA.

Cephalometric comparisons between Chinese and Caucasian patients with obstructive sleep apnea. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2000; 117(4): 479–485.

33. Hellsing E.

Changes in the pharyngeal airway in relation to extension of the head. *Eur J Orthod*. 1989; 11(4): 359–365.

34. Solow B, Ovesen J, Nielsen PW, Wildschjødzt G, Tallgren A.

Head posture in obstructive sleep apnoea. *Eur J Orthod*. 1993; 15(2): 107–114.

35. Kikuchi M, Higurashi N, Miyazaki S, Itasaka Y.

Facial patterns of obstructive sleep apnea patients using Ricketts' method. *Psychiatry Clin Neurosci*. 2000; 54(3): 336–337. [cit. 16. 12. 2020].

Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1046/j.1440-1819.2000.00703.x>

36. Capistrano A, Cordeiro A,

Capeloza Filho L, Almeida VC, Silva PI de CE, Martinez S, et al.

Facial morphology and obstructive sleep apnea. *Dent Press J Orthod*. 2015; 20(6): 60–67.

37. Lowe AA, Santamaria JD, Fleetham JA, Price C.

Facial morphology and obstructive sleep apnea. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1986; 90(6): 484–491. [cit. 16. 12. 2020]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540686901083>

38. Tangugsorn V, Skatvedt O, Krogstad O, Lyberg T.

Obstructive sleep apnoea: a cephalometric study. Part I. Cervico-craniofacial skeletal morphology. *Eur J Orthod.* 1995; 17(1): 45–56.

39. Mallampati SR, Gatt SP, Gugino LD, Desai SP, Waraksa B, Freiburger D, et al.

A clinical sign to predict difficult tracheal intubation: a prospective study. *Can Anaesth Soc J.* 1985; 32(4): 429–434.

40. Welch KC, Foster GD, Ritter CT, Wadden TA, Arens R, Maislin G, et al.

A novel volumetric magnetic resonance imaging paradigm to study upper airway anatomy. *Sleep.* 2002; 25(5): 532–542.

41. Stipa C, Cameli M, Sorrenti G, Ippolito DR, Pelligra I, Alessandri-Bonetti G.

Relationship between cephalometric parameters and the apnoea-hypopnoea index in OSA patients: a retrospective cohort study. *Eur J Orthod.* 2020; 42(1): 101–106.

42. Johal A, Patel SI, Battagel JM.

The relationship between craniofacial anatomy and obstructive sleep apnoea: a case-controlled study. *J Sleep Res.* 2007; 16(3): 319–326.

43. Yanase Y, Amano N, Satoda T, Masuda Y, Kawagishi S, Yoshino K.

Neostriatal stimulation activates tongue-protruder muscle, but not tongue-retractor or facial muscles: an electrical and chemical microstimulation study in rats. *Brain Res.* 2001; 893(1–2): 282–286.

44. Lam B, Ooi CGC, Peh WCG, Lauder I, Tsang KWT, Lam WK, et al.

Computed tomographic evaluation of the role of craniofacial and upper airway morphology in obstructive sleep apnea in Chinese. *Respir Med.* 2004; 98(4): 301–307.

45. Sinelnikov RD, Čihák R, Lemež L.

Atlas anatomie člověka. Sv. 1. Nauka o kostech, kloubech, vazech a svalecth. Praha: Avicenum; 1980. [cit. 20. 12. 2020]. Dostupné z:

<http://www.medvik.cz/link/MED00063898>

46. Riha RL, Brander P, Vennelle M, Douglas NJ.

A cephalometric comparison of patients with the sleep apnea/hypopnea syndrome and their siblings. *Sleep.* 2005; 28(3): 315–320.

47. Faber CE, Grymer L.

Available techniques for objective assessment of upper airway narrowing in snoring and sleep apnea. *Sleep Breath Schlaf Atm.* 2003; 7(2): 77–86.

48. Sforza E, Bacon W, Weiss T, Thibault A, Petiau C, Krieger J.

Upper airway collapsibility and cephalometric variables in patients with obstructive sleep apnea. *Am J Respir Crit Care Med.* 2000; 161 (2 Pt 1): 347–352. [cit. 20. 12. 2020]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10673170/>

49. Partinen M, Guilleminault C, Quera-Salva MA, Jamieson A.

Obstructive sleep apnea and cephalometric roentgenograms. The role of anatomic upper airway abnormalities in the definition of abnormal breathing during sleep. *Chest.* 1988; 93(16): 1199–1205. [cit. 20. 12. 2020]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3371099/>

50. Gungor AY, Turkkahraman H, Yilmaz HH, Yariktas M.

Cephalometric comparison of obstructive sleep apnea patients and healthy controls. *Eur J Dent.* 2013; 7(1): 48–54.

51. Battagel JM, Johal A, Kotecha B.

A cephalometric comparison of subjects with snoring and obstructive sleep apnoea. *Eur J Orthod.* 2000; 22(4): 353–365.

52. Arya D, Tripathi A, Singh SV, Tripathi S, Nagar A, Mishra A.

A pilot study to evaluate posttreatment cephalometric changes in subjects with OSA. *J Prosthet Dent.* 2010; 103(3): 170–177. [cit. 20. 12. 2020]. Dostupné z:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391310600248>

53. Caballero P, Alvarez-Sala R, García-Río F, Prados C, Hernán MA, Villamor J, et al.

CT in the evaluation of the upper airway in healthy subjects and in patients with obstructive sleep apnea syndrome. *Chest.* 1998; 113(1): 111–116.

54. Ayappa I, Rapoport DM.

The upper airway in sleep: physiology of the pharynx. *Sleep Med Rev.* 2003; 7(1): 9–33. [cit. 20. 12. 2020]. Dostupné z:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1087079202902388>

55. McNamara JA.

A method of cephalometric evaluation. *Am J Orthod.* 1984; 86(6): 449–469. [cit. 20. 12. 2020]. Dostupné z:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S000294168490352X>

56. Sprenger R, Martins LAC, Dos Santos JCB, de Menezes CC, Venezian GC, Degan VV.

A retrospective cephalometric study on upper airway spaces in different facial types. *Prog Orthod.* 2017; 18(1): 25.

57. Veys B, Pottel L, Mollemans W, Abeloos J, Swennen G, Neyt N.

Three-dimensional volumetric changes in the upper airway after maxillomandibular advancement in obstructive sleep apnoea patients and the impact on quality of life. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2017; 46(12): 1525–1532. [cit. 20. 12. 2020]. Dostupné z:

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0901502717315308>

58. Katyal V, Pamula Y, Daynes CN, Martin J, Dreyer CW, Kennedy D, et al.

Craniofacial and upper airway morphology in pediatric sleep-disordered breathing and changes in quality of life with rapid maxillary expansion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*

2013; 144(6): 860–871. [cit. 22. 12. 2020].

Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540613008299>

59. Huynh NT, Morton PD, Rompré PH, Papadakis A, Remise C.

Associations between sleep-disordered breathing symptoms and facial and dental morphometry, assessed with screening examinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2011; 140(6): 762–770.

60. Zonato AI, Martinho FL, Bittencourt LR, de Oliveira Camponês Brasil O, Gregório LC, Tufik S.

Head and neck physical examination: comparison between nonapneic and obstructive sleep apnea patients. *Laryngoscope.* 2005; 115(6): 1030–1034.

61. Kushida CA, Efron B, Guilleminault C.

A predictive morphometric model for the obstructive sleep apnea syndrome. *Ann Intern Med.* 1997; 127(8 Pt 1): 581–587.

62. Villa MP, Rizzoli A, Miano S, Malagola C.

Efficacy of rapid maxillary expansion in children with obstructive sleep apnea syndrome: 36 months of follow-up. *Sleep Breath.* 2011; 15(2): 179–184. [cit. 22. 12. 2020]. Dostupné z:

<https://doi.org/10.1007/s11325-011-0505-1>

63. Kaditis A, Kheirandish-Gozal L, Gozal D.

Algorithm for the diagnosis and treatment of pediatric OSA: A proposal of two pediatric sleep centers. *Sleep Med.* 2012; 13(3): 217–227. [cit. 22. 12. 2020]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1389945711003844>

64. Dobrowolska-Zarzycka M, Dunin-Wilczyńska I, Szymańska J.

Craniofacial structure in patients with obstructive sleep apnoea. *Folia Morphol.* 2016; 75(3): 311–315.

65. Tepedino M, Illuzzi G, Laurenziello M, Perillo L, Taurino AM, Cassano M, et al.

Craniofacial morphology in patients with obstructive sleep apnea: cephalometric evaluation. *Braz J Otorhinolaryngol.* 2020; 18.

66. Sforza E, Bacon W, Weiss T, Thibault A, Petiau C, Krieger J.

Upper airway collapsibility and cephalometric variables in patients with obstructive sleep apnea. *Am J Respir Crit Care Med.* 2000; 161(2 Pt 1): 347–352.

67. Hoekema A, Hovinga B, Stegenga B, De Bont LGM.

Craniofacial morphology and obstructive sleep apnoea: a cephalometric analysis. *J Oral Rehabil.* 2003; 30(7): 690–696.

68. Vidović N, Mestrovic S, Dogas Z, Buković D, Brakus I, Brakus RB, et al.

Craniofacial morphology of Croatian patients with obstructive sleep apnea. *Coll Antropol.* 2013; 37(1): 271–279.

VYUŽITÍ TRIBOLOGICKÝCH METOD PRO PREDIKCI OPOTŘEBENÍ DENTÁLNÍCH VÝPLŇOVÝCH MATERIÁLŮ

Původní práce – analytická studie

APPLICATION OF TRIBOLOGICAL METHODS FOR PREDICTION OF WEAR OF DENTAL FILLING MATERIALS

Original work – analytical study

Svoboda P.^{1,2}, Šíkula P.¹, Vrbka M.³, Nečas D.³, Roubalíková L.¹

¹Stomatologická klinika Lékařské fakulty Masarykovy univerzity a Fakultní nemocnice u sv. Anny, Brno

²Medisyn, s. r. o., Brno

³Odbor tribologie, Ústav konstruování FSI VUT, Brno

SOUHRN

Úvod a cíl práce: Tribologické metody nacházejí široké uplatnění nejen na poli technických věd, ale stále častěji také v oblasti humánní a veterinární medicíny. Sledování opotřebení biologických a protetických materiálů je dnes již běžnou součástí protokolů zkoušek u kloubních náhrad. I z tohoto pohledu je využití tribologie v zubním lékařství logickým krokem při vývoji a zátěžovém sledování řady materiálů používaných u výkonů zachovné a protetické stomatologie, ale také v oblasti dentální hygieny při čištění, včetně depuračních technik.

Výsledky: Jako klíčové se jeví vytvoření odpovídajících podmínek pro simulaci kontaktu v prostředí, které se co nejvíce přiblíží reálným poměrům v ústní dutině. Vedle optimalizace zátěže je žádoucí následné vyhodnocení vhodnou defektoskopickou metodou, která tak doplňuje vlastní tribologii.

Závěr: Tento komplexní přístup umožňuje již v rámci vývoje získat cenné informace o vlastnostech nového materiálu a případně jej modifikovat.

Klíčová slova: trvalý výplňový materiál, fyzikální a mechanické vlastnosti, tribologie, opotřebení, tření, topografie třecích povrchů

SUMMARY

Introduction and aim: Tribological methods are widely used not only in the field of technical sciences, but increasingly also in the field of human and veterinary medicine. Monitoring the wear of biological and prosthetic materials is now a common part of test protocols for joint replacements. From this point of view, the use of tribology in dentistry is a logical step in the development and stress monitoring of a number of materials used in restorative and prosthetic dentistry, but also in the field of dental hygiene in cleaning, including depuration techniques.

Results: The creation of appropriate conditions for the simulation of contact in an environment that is as close as possible to the real conditions in the oral cavity seems to be crucial. In addition to stress-stain optimization, a subsequent evaluation by a suitable defectoscopic method is desirable to complement the issue of tribology.

Conclusion: This comprehensive approach makes it possible to obtain valuable information on the properties of the new material through its development and, if necessary, to modify it.

Key words: permanent filling material, physical and mechanical properties, tribology, wear, friction, topography of rubbing surfaces

Svoboda P, Šíkula P, Vrbka M, Nečas D, Roubalíková L.

Využití tribologických metod pro predikci opotřebení dentálních výplňových materiálů.

Čes stomatol Prakt zubní lék. 2021; 121(4): 108–115. doi: 10.51479/cspzl.2021.012

ÚVOD A CÍL

Zubní lékař ovlivňuje zejména vlastní provedení zdravotního výkonu zachovné stomatologie, včetně volby optimálního výplňového materiálu, a předpokládá, že lege artis zhotovená výplň bude mít deklarované vlast-

nosti, mj. stálost v chemicky a mechanicky náročném prostředí. Vlastní sledování stavu výplně a vývoje změn v ústní dutině je redukováno především na aspekční a taktilní metody, doplněné o metody zobrazovací. I z důvodu těchto omezení je žádoucí pečlivě a mno-

hoúrovňové ověřování fyzikálních, mechanických, chemických a biokompatibilních vlastností. Jedním z přístupů, které lze uplatnit, je sledování tribologických vlastností trvalých výplňových materiálů po simulované zátěži, které je následně doplněno o optické vyhodnocení topografie povrchu výplně.

Cílem tohoto přehledového článku je seznámit odbornou veřejnost s aktuálním vývojem tribologických metod při sledování vlastností výplňových materiálů.

AKTUÁLNÍ MOŽNOSTI HODNOCENÍ VYBRANÝCH VLASTNOSTÍ DENTÁLNÍCH MATERIÁLŮ

Dlouhodobá odolnost trvalých výplňových materiálů vůči mechanickým a chemickým vlivům je významným znakem jejich kvality, kterou však zubní lékař může ovlivnit pouze nepřímo, tedy pečlivým výběrem výplňového materiálu.

Kontinuální vývoj a další zvyšování kvalitativně-zdravotních standardů dentálních materiálů, včetně výplňových, má zásadní význam pro výslednou funkčnost protetických prací a výplní v zubním lékařství, a objektivně tak přispívá k jejich užité kvalitě. S tím úzce souvisí vlastní management zdravotní služby, který hodnotí jak kvalitu, tak efektivitu procesu. Na úrovni stomatologické ambulantní péče v EU se jedná například o systém EPA (European Practice Assessment), který je spojený s řízením kvality (QM) poskytované péče [1].

Sledování vlastností dentálních materiálů, jak v průběhu jejich vývoje a schvalování, tak u výsledných prací v prostředí ústní dutiny, je logickou součástí tohoto procesu. Trend objektivizace jednotlivých parametrů a standardizace postupů vedl ke vzniku systému technických norem v oblasti dentálních materiálů, které vydává Technická komise 106 organizace ISO [2]. V současné době je dostupný soubor více než padesáti ISO norem, které se vztahují k dentálním materiálům. Téměř dalších dvacet ISO norem je v přípravě či v procesu posuzování [2, 3].

Jakostní požadavky na dentální materiály lze rozčlenit do dvou základních kategorií – na zdravotně-bezpečnostní a na funkční požadavky pro daný účel použití. Vzhledem k tomu, že dentální materiály jsou zpravidla zdravotnickými prostředky v souladu se zákonem č. 268/2014 Sb. o zdravotnických prostředcích a nařízením EP a Rady (EU) 2017/745, podléhají před uvedením na trh procesu posouzení shody s následnou notifikací v rámci stanoveného zákonného postupu.

Pro praktické využití výplňových materiálů má zásadní význam také jejich dlouhodobá strukturní stálost při dynamicky se měnících faktorech v ústní dutině. Limitujícím faktorem se stává predikce dlouhodobých vlastností na základě krátkodobých laboratorních testů. Jedním ze sledovaných parametrů je také stupeň abraze po opakovaném mechanickém kontaktu různého charakteru [4]. K moderním přístupům, které lze využít v rámci studia mechanické odolnosti trvalých výplňových materiálů, patří tribologické metody, což znamená sledování procesů tření a opotřebení za podmínek simulovaného kontaktu povrchů. Ty lze dále doplnit o defektoskopii skenovací elektronovou mikroskopii, laserovou interferometrií či o chemickou analýzu [5].

MOŽNOSTI SIMULACE PROSTŘEDÍ ÚSTNÍ DUTINY PRO OVĚŘENÍ TRIBOLOGICKÝCH VLASTNOSTÍ NĚKTERÝCH VÝPLŇOVÝCH MATERIÁLŮ

Z trvalých výplní dnes převládají kompozity a skloionomery. Vlastnosti kladené na polymerní materiály ve stomatologii definuje ČSN EN ISO 4049:2019 a ISO/TR 14569-1:2007 [6]. Určujícími faktory jsou pevnostní charakteristiky a jejich kombinace při zátěži v tahu, tlaku, ohybu a krutu. Rovněž je sledován faktor únavy materiálu. Laboratorně bylo opakovaně prokázáno, že intaktní sklovina je nejméně o jeden řád odolnější vůči opotřebení než klinicky využívané trvalé dentální materiály [7].

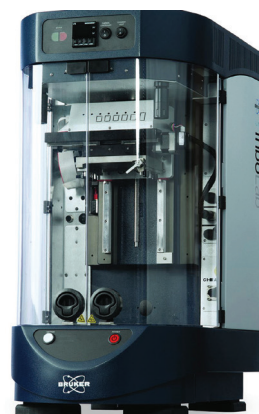
Nejjednodušším vztahovým modelem v rámci tribologie dentálních materiálů je in vitro studium dvousložkového otěru pomocí tribometru typu pin-on-disk nebo pin-on-plate, kde je testovací hrot přitlačován definovanou silou na rotující nebo recipročně přímochaře se posouvající vzorek (**obr. 1**).

I když je dostupných mnoho klinických vyšetření pro posouzení stavu výplně (profilometrie, klinické posouzení podle Ryge a Cvara FDI, skenování CAD/CAM aj.) nejpřesnější metody, kam řadíme tribologické testování, defektoskopii rastrovací elektronovou mikroskopii nebo konfokální rastrovací mikroskopii, nelze z praktických důvodů in vivo použít [8]. Jen částečné řešení představují simulátory otěru (MTS, SD Mechatronic, Proto-tech aj.). Nedostatkem je značná variabilita výsledků stejných výplňových materiálů mezi jednotlivými simulátory [9].

Komplexní pohyb, jakým je vzájemný artikulační pohyb dvou protilehlých čelistí, lze

Obr. 1
Univerzální tribometr Bruker UMT TriboLab (zdroj: <https://www.blue-scientific.com/bruken-umt-tribolab>)

Fig. 1
Bruker UMT TriboLab universal tribometer (source: <https://www.blue-scientific.com/bruken-umt-tribolab>)



simulovat jen přibližně. Částečně úspěšný je počítačem řízený „žvýkací robot“ Robomunch, který byl sestaven na University of Bristol a který umožňuje simulovat i reálnou abrazivní stravu a sliny [10].

Pro vyhodnocení odolnosti konkrétního trvalého výplňového materiálu vůči abrazi je v iniciální fázi ověřování jakostních parametrů přípustná také metoda srovnání za obdobných podmínek. Pokud se výsledky statisticky významně odlišují již v této fázi, je zřejmé, že v podmínkách ústní dutiny bude rozdíl minimálně stejný, spíše však výraznější. S vhodným laboratorním vybavením lze rutinně sledovat korelace mezi třecí silou a opotřebením s následnou defektoskopií pomocí rastrovací elektronové mikroskopie u hodnoceného dentálního materiálu a referenční zubní tkáně. Některé práce ukazují, že zatímco kompozitní výplňové materiály podléhají při vystavení třecí síle především chemickým změnám, tvrdé zubní tkáně mění zejména fyzikální vlastnosti [7].

TRIBOLOGICKÉ STUDIE DENTÁLNÍCH MATERIÁLŮ

V rámci stomatology bylo provedeno již mnoho tribologických studií. Jednotlivé studie se lišily nejen v komplexnosti, použité testovací síle, trajektorii, ale i v ošetření povrchu vzorků nebo v počtu použitých cyklů [8]. Ke sjednocení některých in vitro testů odolnosti výplňových materiálů vůči abrazi byly sice vypracovány ISO normy citované výše, ale tyto standardy nezahrnují všechny aspekty testování abrazivity stomatologických materiálů.

Villat a kol. srovnávali kinetiku opotřebení vysoce viskózního konvenčního skloionomerního cementu (Fuji IX GP Capsule) a pryskyřici modifikovaného skloionomerního cementu (Fuji II LC Capsule) na 24 vzorcích, které po povrchové úpravě byly uloženy na 28 dní v destilované vodě nebo v Ringervě roztoku [11]. Následně byl proveden tribologický test pomocí tyčinky z oxidu hlinitého se sférickou koncovkou při působení síly 5 N a frekvenci rotace 2 Hz. Měření byla prováděna po 2500, 5000 a 7500 cyklech. Míra opotřebení u obou typů skloionomerních cementů kontinuálně klesala během první periody (tj. mezi 0 až 2500 cykly), v dalších periodách se opotřebení stávalo konstantním a srovnatelným pro oba použité materiály. Statisticky významné vyšší opotřebení bylo pozorováno u vzorků ze skloionomerních cementů modifikovaných pryskyřicí ve srovnání s vysoce viskózními konvenčními skloionomerními cementy.

Cílem další studie bylo srovnání míry opotřebení polymerů (PMMA >99,8 %), kompozitních materiálů, živcové a zirkonové keramiky ($ZrO_2 + HfO_2 + Y_2O_3 \geq 99\%$). Tribologický test byl proveden pomocí kuličky z oxidu hlinitého při teplotě 37 °C a za použití umělé sliny k napodobení podmínek v ústní dutině. Největší odolnost proti opotřebení byla prokázána u zirkonové keramiky, nejnižší naopak u kompozitních materiálů. Výsledky výzkumu také prokázaly, že opotřebení živcové keramiky může být ovlivněno i jejími optickými vlastnostmi, kdy vyšší rezistenci proti otěru vykazovala keramika translucentní ve srovnání s keramikou opakní [12].

V dalších tribologických studiích se porovnávalo dvousložkové a třísložkové opotřebení u stomatologických materiálů na výrobu CAD/CAM bločků. Jednalo se o čtyři vzorky kompozitních materiálů a po jednom vzorku materiálu živcové a hybridní keramiky. Vzorky byly podrobeny testu „ball-on-disc“, při kterém byla použita kulička z oxidu zirkoničitého o průměru 4 mm při zatížení 50 N. Během testu byly vzorky ponořeny buď do vody pro simulaci dvousložkového otěru, nebo do 33% vodní suspenze jemně mletých makových zrn. Po každých deseti tisících cyklech byly voda nebo vodní suspenze vyměněny. U testu dvousložkového otěru došlo k většímu objemovému úbytku keramických materiálů ve srovnání s materiály kompozitními. U třísložkového otěru byly ztráty objemu u všech testovaných vzorků velmi nízké. Zároveň všechny testované vzorky vykazovaly nižší míru opotřebení ve srovnání s kompozitními materiály určenými pro přímé dostavby v laterálním úseku chrupu [14].

Relativně standardně se využívá také „ball-cratering“ test, při němž je na hřídeli rotující ocelová kulička o definovaném průměru v permanentním kontaktu s testovaným vzorkem za použití abrazivního média, v tomto případě roztoku destilované vody s mikročásticemi oxidu křemičitého. Tato studie srovnávala odolnost proti abrazi u šesti různých druhů světlem tuhících kompozitních výplňových materiálů při odlišné době polymerace. U dvou vzorků kompozitních materiálů byla prokázána zvýšená odolnost proti abrazi až při polymeraci delší než 60 sekund, u dalších dvou vzorků byla odolnost proti abrazi maximální již na počátku polymerace, poslední dva vzorky byly charakterizovány optimální dobou pro polymeraci kolem 40 sekund, kdy byla odolnost vůči abrazi nejvyšší.

Závěrem této studie bylo zjištění, že absolutní hodnota tvrdosti světlem tuhoucích kompozitních materiálů není rozhodujícím kritériem při hodnocení odolnosti daného materiálu vůči abrazi [15]. Stejný typ testu byl využit také při studiu odolnosti proti otěru PEEK (polyetheretherketon) a titanové sloučeniny Ti_6Al_4V [16].

TRIBOLOGICKÉ STUDIE KONTAKTU VLÁKEN ZUBNÍHO KARTÁČKU S TVRDÝMI ZUBNÍMI TKÁNĚMI

V typické konfiguraci „pin-on-disc“ byl proveden experiment na vzorcích zhotovených z extrahovaných třetích molárů, které byly po mechanickém očištění dezinfikovány v 5% roztoku peroxidu vodíku a následně dále čištěny v ultrazvukové lázni. Vzorky byly exponovány vláknem vybraného zubního kartáčku. Jako médium byla použita destilovaná voda a vzorky tří zubních past s rozdílným RDA (Radio Dentin Abrasion) (30, 75, 165). Při použití zubních past byl součinitel tření výrazně vyšší. Hloubka stopy, která byla analyzována skenovacím elektronovým mikroskopem, se zvyšovala s rostoucí hodnotou RDA jednotlivých past [17].

Vyhodnocení opotřebení dentinu během čištění zubů si kladla za cíl další studie [30]. K experimentu byl použit simulátor čištění zubů (DentTest, Department of Operative and Preventive Dentistry, Witten/Herdecke University and Ingpus GmbH Bochum, Germany). Ze 72 extrahovaných třetích molárů byly vybrány válcovité vzorky. Testovány byly čtyři kartáčky – sonický, rotačně-oscilační a dva manuální (jeden s rovně střiženými vlákny, druhý s rozdílnou délkou vláken). Lineární vratný pohyb simulující čištění byl prováděn v rozsahu dráhy tři centimetry při použité síle 2 N po dobu 260 minut, což podle autorů v průměru odpovídá čištění jedné plošky zubu při provádění dentální hygieny dvakrát denně dvě minuty po dobu osmi let a šesti měsíců. Během celého experimentu byla na povrch vzorku přiváděna suspenze bělicí zubní pasty s hodnotou RDA 150. Ztráta dentinu po provedení testu byla stanovena pomocí profilometru. K nejmenšímu opotřebení docházelo při použití manuálních zubních kartáčků a největší objemové ztráty byly zjištěny u kartáčků sonických.

TRIBOLOGICKÉ ZKOUŠKY PROTETICKÝCH MATERIÁLŮ

Pin-on-disc test byl použit také ve studii zaměřené na testování odolnosti proti opotře-

bení u materiálů používaných na výrobu zubů do zubních protéz. Byly testovány tři druhy konvenční akrylátové pryskyřice (PMMA), dva druhy kompozitních pryskyřic (UDMA + anorganické plnivo; fluorometakrylát + anorganické plnivo), hustě zasíťovaná akrylová pryskyřice (IPN) a keramika. Vzorky materiálů byly opracovány karbidovým brusným papírem a poté vyleštěny suspenzí oxidu hlinitého s částicemi o zrnitosti 0,5 μm . Během testu byl použit antagonist z oxidu hlinitého při zatížení 15 N. Objemové ztráty byly následně měřeny profilometrem. Dále se pomocí nano-indentačního systému měřil modul pružnosti a tvrdost výše uvedených materiálů. Studie prokázala největší objemové i hmotnostní ztráty, a tedy nejnižší odolnost proti opotřebení u hustě zasíťované akrylové pryskyřice. Nebyla však nalezena přímá korelace mezi odolností proti abrazi a mechanickými vlastnostmi materiálů (tj. modulem pružnosti a tvrdostí testovaných materiálů) [18].

Ve studii Sajewicze a Kulesza byl testován tribometr vyvinutý pro studium tribologického chování dentálních materiálů a tvrdých zubních tkání [19]. K experimentu byly použity extrahované premoláry skladované v 0,9% roztoku NaCl. Poté byly upraveny pomocí brusných papírů a vyleštěny aluminium-oxidovou pastou. Pin, který v tomto případě působil na zubní plošky, byl zhotoven z nerezové oceli. Experimentální parametry testu byly stanoveny na základě klinických údajů – zatížení 30 N a frekvence pohybu 1,67 Hz. Celý test byl prováděn za použití umělých slin, kdy k polovině testovaných vzorků bylo k umělé slině přidáno i 100 mg Al_2O_3 na 3 cm³ umělé sliny. Objemové ztráty byly stanoveny pomocí profilometru. Po každém měření došlo ke snížení hrbolku premoláru o 0,1 mm a celý test byl opakován. Míra opotřebení při tří-složkovém otěru byla několikanásobně vyšší než u otěru dvousložkového. Zároveň byl v této studii prokázán vliv zatížení na tribologické chování skloviny.

VLIV pH A DALŠÍCH SPECIFICKÝCH PODMÍNEK ÚSTNÍ DUTINY NA TRIBOLOGICKÉ CHOVÁNÍ KOMPOZITNÍCH MATERIÁLŮ

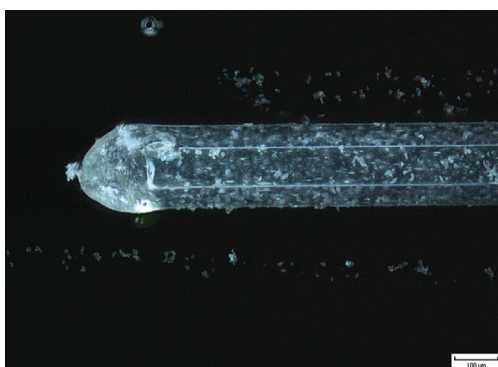
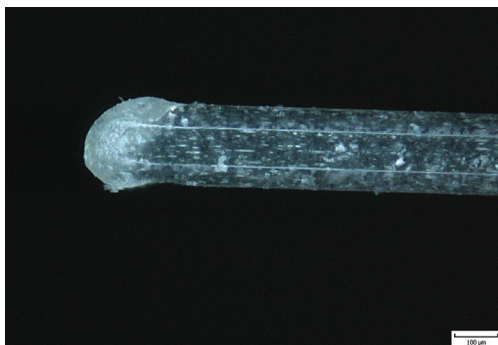
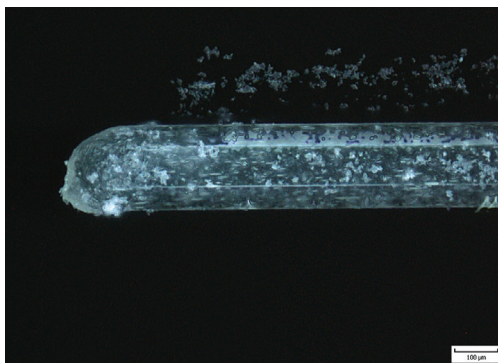
Antone a Ramalho sledovali tribologické chování vybraných kompozitních materiálů v čase při různé aktivitě vodíkových iontů [20]. Autoři vycházeli z hypotézy, že vystavení kompozitních materiálů proměnnému pH v prostředí ústní dutiny snižuje jejich mechanickou odolnost. Bylo testováno sedm

Obrázek 2a-2d

Variabilita v morfologii vláken různých zubních kartáčků zobrazená pomocí konfokální mikroskopie (zdroj: archiv doc. Roubalíkové)

Fig 2a-2d

Variability in fiber morphology of different toothbrushes imaged by confocal microscopy (source: archives Assoc. Prof. Roubalíková)



různých druhů kompozitních materiálů určených pro přímé rekonstrukce v distálním úseku chrupu. Vzorky zhotovené z těchto materiálů byly vystaveny působení roztoků s rozdílným pH, konkrétně 3, 7 a 9, a to po dobu tří, šesti nebo 22 měsíců. Po této době byly vzorky testovány pomocí tribometru s recipročním pohybem se skleněnou kuličkou

o poloměru 5 mm, při zatížení 5 N, frekvenci pohybu 1 Hz a rozsahu pohybu 2 mm. Všechny testované materiály vykazovaly nejvyšší variabilitu objemových ztrát v případě, kdy byl vzorek vystaven působení roztoku po dobu 22 měsíců. Největší ovlivnění tribologického chování kompozitních materiálů v dlouhodobém časovém horizontu bylo pozorováno u vzorků umístěných do roztoků o pH 9. Obdobnou problematikou se ve své studii zabýval také Wu a kol. [21].

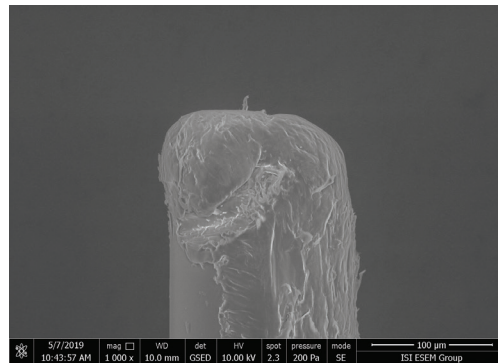
Tribologický test v konfiguraci pin-on-disc byl využit také pro studium účinků různých chemických látek na kompozitní výplňové materiály. McKinney a Wu sledovali vliv etanolu a cyklohexanonu na kompozitní výplňové materiály na bázi Bis-GMA [22]. Vzorky ve tvaru disku z kompozitního materiálu s povrchovou úpravou byly umístěny po dobu dvou týdnů do destilované vody, roztoků etanolu s vodou o koncentraci 75, 50 nebo 25 objemových procent, čistého etanolu a cyklohexanonu. Do stejných sloučenin nebo roztoků byly ponořeny také vzorky neplněné pryskyřice na bázi Bis-GMA, u kterých se po uplynutí dvou týdnů měřila jejich tvrdost. Vzorky kompozitních materiálů byly podrobeny tribologickému testu. Během celého testu byl povrch disku lubrikován destilovanou vodou. Odolnost proti otěru se snižovala s rostoucí koncentrací etanolu v roztoku, do kterého byly vzorky před tribologickým testem umístěny. To se projevilo zejména na počátku experimentu, tedy v povrchových vrstvách vzorků.

KOMBINOVANÉ TRIBOLOGICKÉ TESTY

Cílem in vitro studie Sripetchdanonda a Laavailoja bylo srovnání míry abrazie skloviny při kontaktu zubu s kompozitními výplňovými materiály, keramickými materiály užívanými ve stomatologii a vlastní sklovinou [23]. Celkem bylo zhotoveno šest vzorků válcovitého tvaru z každého materiálu – z kompozitní pryskyřice, zirkonové keramiky, sklokeramiky a skloviny. Z extrahovaných stálých molárů bylo připraveno dalších 24 vzorků skloviny o průměru 8 mm, které byly po opracování a povrchových úpravách vyčištěny a uloženy do 0,1% roztoku thymolu. Pin-on-disc test byl realizován při zatížení 20 N a rychlosti rotace 20 ot/min. Po 4800 cyklech byla pomocí profilometru měřena maximální a střední hloubka opotřebení a střední drsnost povrchu. Po celou dobu testu byly vzorky ponořeny v destilované vodě. Závěrem studie bylo zjištění, že hloubka opotřebení skloviny

způsobená monolitickým zirkonem a kompozitní pryskyřicí byla výrazně nižší než opotřebení způsobené sklokeramikou a sklovinou. Drsnost povrchu vzorků skloviny po působení sklokeramiky, zirkonové keramiky a skloviny se po testování opotřebení statisticky významně zvýšila, na rozdíl od vzorků vystavených působení kompozitní pryskyřice, kdy drsnost povrchu skloviny před tribologickým testem a po testu nebyla významně odlišná (Mayworm a kol. [24]). Autoři srovnávali odolnost proti otěru a stupeň tvrdosti dvou nanohybridních kompozitních materiálů a následným vyhodnocením zjistili, jak tyto vlastnosti ovlivní uložení vzorků do prostředí umělé sliny po dobu 62 dní. Polovina vzorků byla při teplotě 37 °C uložena do roztoku umělé sliny s pH 6 (průměrná hodnota pH biofilmu). Tato hodnota byla dosažena přidáním kyseliny octové a mléčné. K simulaci tříslučkového otěru během ball-cratering testu byla použita suspenze oxidu hlinitého. Rychlost rotace ocelové kuličky byla nastavena na 50 ot/min při působící síle 1 N. Měření za pomoci elektronového mikroskopu byla prováděna vždy po 50, 200, 500, 1000 a 1500 cyklech. Tvrdost kompozitních vzorků byla kvantifikována testem podle Vickerse. Po skladování vzorků v prostředí umělé sliny docházelo u obou testovaných materiálů ke zvýšení odolnosti proti mechanickému opotřebení, což autoři přisoudili vlivu času a teploty, při kterých byly vzorky skladovány. V průběhu času došlo k dalšímu vytvrzení organické matrix kompozitních materiálů, avšak současně nastalo snížení povrchové mikrotvrdosti, způsobené absorpcí komponent umělé sliny do povrchu vzorku.

Bay et al. využili pin-on-disc test pro sledování vlivu povrchových úprav zirkonové keramiky na odolnost vůči otěru [25]. První skupinu tvořily vzorky, které byly vyříznuty z bločku již barvené keramiky. Druhá skupina sestávala ze vzorků s externím barvením. Po vyříznutí z bločku nebarvené zirkonové keramiky byly tyto vzorky ponořeny na pět minut do barvicího roztoku a následně sušeny pomocí lampy s infračerveným zářením. Třetí skupinu tvořily vzorky opatřené glazurou. Zbýlých 30 nebarvených vzorků bylo použito jako skupina kontrolní. Glazované vzorky byly opískovány částicemi oxidu hlinitého. Část vzorků z prvních dvou skupin a ze skupiny kontrolní byla leštěna Robinsonovým kartáčkem v kombinaci s leštící pastou. Druhá část rotačními zirkoniovými leštícími nástroji při 6000 ot/min, zbylé vzorky leštěny nebyly. Poté byly všechny výše uvedené vzorky podrobeny

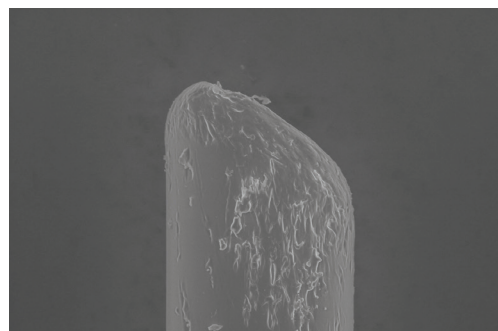
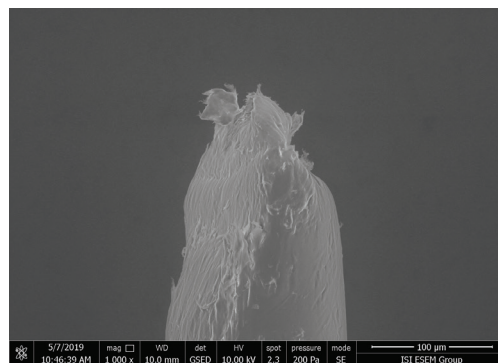
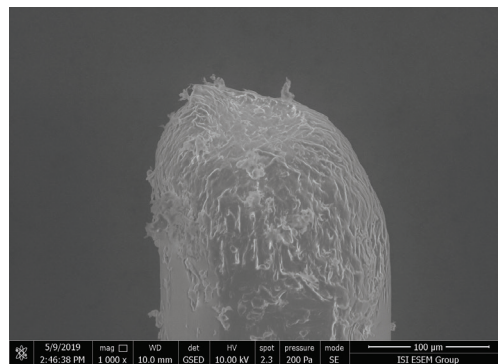


Obrázek 3a-3d

Variabilita v morfologii vláken různých zubních kartáčků zobrazená pomocí elektronové mikroskopie (zdroj: archiv doc. Roubalíkové)

Fig 3a-3d

Variability in fiber morphology of different toothbrushes imaged by electron microscopy (source: archives Assoc. Prof. Roubalíková)



testu pin-on-disc za působení kuličky z křemičitanu hořečnatého o poloměru 1,5 mm, vertikálním zatížením 5 N a frekvenci rotace 1,6 Hz.

Závěrem studie bylo zjištění, že zirkonová keramika, jejíž povrch byl upraven Robinsonovým kartáčkem v kombinaci s leštící pastou, vykazovala nejvyšší odolnost proti

opotřebení, včetně nejnižšího opotřebení antagonisty. Rozdíly v opotřebení interně a externě barvené keramiky po stejné povrchové úpravě byly statisticky nevýznamné.

DALŠÍ MODIFIKOVANÉ TRIBOLOGICKÉ STUDIE DENTÁLNÍCH MATERIÁLŮ

Condon a Ferracane vyhodnotili míru opotřebení kompozitních materiálů obsahujících nanoplniva a porovnali je s opotřebením mikrofilních a mikrohybridních kompozitních materiálů [26]. Vzorky z nanofilních, nanohybridních, mikrofilních a mikrohybridních kompozitních materiálů ve tvaru disku o průměru 15 mm byly po svém vyleštění skladovány po dobu jednoho týdne v destilované vodě. Byl použit Oregon Health Sciences University Oral Wear Simulator. K ocelovým držákům simulátoru byly připevněny hrbolky skloviny získané z extrahovaných třetích molárů, které byly následně vybroušeny do sférického tvaru o průměru 10 mm. Tyto hrbolky působily na kompozitní vzorky silou 20 N po dráze 8 mm za přítomnosti suspenze k napodobení abraze způsobené částicemi potravy. Na konci této dráhy bylo použito zatížení 70 N k simulaci opotřebení způsobeného atricí. Měření pomocí profilometru bylo provedeno vždy po 50 000 cyklech. U simulovaného opotřebení způsobeného atricí nebyl pozorován vliv velikosti částic plniva kompozitních materiálů, naopak u tříšložkového otěru docházelo ke statisticky významnému vyššímu opotřebení u nanohybridních kompozitních vzorků. Na práci navázali Yesil a kol. a u obdobného testu konstatovali, že testovaný povrch mikrofilních kompozitních materiálů vykazoval vyšší drsnost než u nanohybridních nebo mikrohybridních kompozitů [27]. Při porovnání s nanofilními kompozity byla drsnost testovaného povrchu srovnatelná. Stejný simulátor k napodobení atrice a abraze a obdobná metodika byly použity také ve studiích Clellanda a kol. a Lima a kol. [28, 29].

Modifikované tribologické zkoušky umožňují rovněž vyhodnocení vlivu rozdílného charakteru vláken zubních kartáčků na jednotlivé dentální materiály a vlastní tvrdé tkáně ústní dutiny. Variabilita v jejich morfologii a způsob čisticí techniky ovlivňuje tribologické vlastnosti dentinu po simulovaném kontaktu [30]. **Obrázky 2a–2d a 3a–3d** ukazují značnou tvarovou variabilitu především v terminální části vláken. Vzhledem k morfologické variabilitě zakončení vláken však tato oblast zůstává doposud nedostatečně prozkoumána.

DISKUSE A ZÁVĚR

Metody tribologie přinášejí do testování odolnosti dentálních materiálů a tvrdých zubních tkání nový rozměr, například v oblasti sledování abrazních účinků zubních past. Při tribologických zkouškách je nezbytné vzít v potaz, že tkáně a protetické materiály v ústní dutině jsou vystaveny působení specifického fyzikálně-chemického prostředí. Pozornost je však třeba věnovat i typu zubního kartáčku – jeho tvrdosti, přítlačné síle a morfologii vláken.

Komplexní tribologický přístup umožňuje sledování změn povrchu tvrdých tkání a dentálních materiálů při působení dalších faktorů v ústní dutině, například vyhodnocení vlivu některých složek potravy a nápojů. Samostatnou problematiku představují některé mechanické depurační techniky ústní hygieny. Co nejpresnější simulace poměrů v ústní dutině při hygienických procedurách může významně přispět k další inovaci dentálních materiálů i k vývoji metodiky měření jejich odolnosti.

Významná část citovaných prací se zaměřuje na sledování vybraných charakteristik dentálních materiálů, především pro účely vývojového nebo schvalovacího procesu. Naše výzkumná skupina pokládá za stejně důležitou predikci jejich chování v delším časovém období. I proto se v rámci našeho projektu plánujeme prostřednictvím tribologických testů zaměřit na srovnání vlastností nově zhotovených výplní a výplní po simulovaném opotřebení. I když jde jen o dílčí znak komplexního procesu stárnutí dentálních materiálů, může být důležitým vodítkem jak pro vývoj, tak pro metodiku volby konkrétní trvalé výplně.

Práce byla podpořena projekty specifického výzkumu č. MUNI/A/1675/2020 a FSI-S-20-6443.

Autoři děkují pracovníkům Ústavu přístrojové techniky AV ČR, jmenovitě Ing. Vilémovi, Ph.D., za morfologickou analýzu zubních kartáčků.

Mgr. et Bc. Petr Svoboda, Ph.D.

Stomatologická klinika
Lékařská fakulta Masarykovy univerzity
a Fakultní nemocnice u svaté Anny
Pekařská 53
656 91 Brno
e-mail: 23722@mail.muni.cz

LITERATURA

- 1. Goetz K, Campbell MD, Broge B, Brodowski M, Wensing M, Szecsenyi J.** Effectiveness of a quality management program in dental care practices. *BMC Oral Health*. 2014; 41(14). [cit. 22. 12. 2020]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/1472-6831-14-41>
- 2. ISO – International Organization for Standardization.** ISO/TC 106, Technical Committees – Dentistry. Ženeva: International Organization for Standardization; 1962. [cit. 22. 12. 2020]. Dostupné z: <https://www.iso.org/committee/51218.html>
- 3. Jones DW.** International dental standards. *Brit Dental J*. 2007; 203(6): 361–369. [cit. 22. 12. 2020]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/bdj.2007.837>
- 4. Wojda S, Szoka B, Sajewicz E.** Tribological characteristics of enamel–dental material contacts investigated in vitro. *Acta Bioeng Biomech*. 2015; 17(1): 21–29. [cit. 23. 12. 2020]. Dostupné z: <http://www.actabio.pwr.wroc.pl/Vol17No1/3.pdf>
- 5. Azevedo AM, Miranda A, Panzeri H, do Prado CJ, De-Mello JDB, Soares CJ, et al.** Assessment in vitro of brushing on dental surface roughness alteration by laser interferometry. *Braz Oral Res*. 2008; 22(1): 11–17. [cit. 23. 12. 2020]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1590/S1806-83242008000100003>
- 6. ISO – International Organization for Standardization.** ISO/TR 14569-1:2007, Dental materials – Guidance on testing of wear, Ženeva: International Organization for Standardization; 2007. [cit. 23. 12. 2020]. Dostupné z: <https://www.iso.org/standard/45741.html>
- 7. Sajewicz E.** A comparative study of tribological behaviour of dental composites and tooth enamel: an energy approach. *J Eng Tribol*. 2010; 224(6): 559–568. [cit. 23. 12. 2020]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1243/13506501JET685>
- 8. Holík P, Morozova Y.** Opatřebení tvrdých zubních tkání a metody jeho hodnocení. *Čes stomatol Prakt zubní lék*. 2018; 118(4): 43–49. [cit. 23. 12. 2020]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.02.002>
- 9. Heintze S, Siegwad D.** How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*. 2006; 22(8): 712–734. [cit. 23. 12. 2020]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.02.002>
- 10. Prestigious 2010** Zwick Science Award [online]. 2011. [cit. 2. 1. 2021]. Dostupné z: <https://www.bristol.ac.uk/dental/news/2011/54.html>
- 11. Villat C, Ponthiaux P, Pradelle-Plasse N, Grosogeat B, Colon P.** Initial sliding wear kinetics of two types of glass ionomer cement: A tribological study. *BioMed Res Inter*. 2014; 2014: 790572. [cit. 5. 1. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1155/2014/790572>
- 12. Carvalho A, Pinto AP, Madeira S, Silva FS, Carvalho O, Gomes JR.** Tribological characterization of dental restorative materials. *Biotribology*. 2020; 23(1): 10–19. [cit. 5. 1. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.biotri.2020.100140>
- 13. Ruggiero A, D'Amato R, Sbordone L, Haro FB, Lanza A.** Experimental comparison on dental biotribological pairs zirconia/zirconia and zirconia/natural tooth by using a reciprocating tribometer. *J Med Syst*. [online]. 2019; 43(4). [cit. 6. 9. 2020]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s10916-019-1230-8>
- 14. Lauvahutanon S, Takahashi H, Oki M, Arksornnukit M, Kanehira M, Finger WJ.** In vitro evaluation of the wear resistance of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*. [online]. 2015; 34(4): 495–502. [cit. 6. 9. 2020]. Dostupné z: <https://doi.org/10.4012/dmj.2014-293>
- 15. Vale AP, Ramalho A.** Study of abrasive resistance of composites for dental restoration by ball-cratering. *Wear*. 2003; 255(7–12): 990–998. [cit. 6. 9. 2020]. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0043-1648\(03\)00150-9](https://doi.org/10.1016/S0043-1648(03)00150-9)
- 16. Sampaio M, Buciumeanu M, Henriques B, Silvia F, Souza J, Gomes JR.** Comparison between PEEK and Ti6Al4V concerning micro-scale abrasion wear on dental applications. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016; 2016(60): 212–219. [cit. 6. 9. 2020]. Dostupné z: <https://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.12.038>
- 17. Scherge M, Sarembe S, Klesow A, Petzold M.** Dental tribology at the microscale. *Wear*. 2013; 297(1–2): 1040–1044. [cit. 19. 9. 2020]. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/lubricants7060052>
- 18. Suwannaroop PP, Chaijareenont NK, Takahashi H, Arksornnukit M.** In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth. *Dent Mater J*. 2011; 30(4): 461–468.
- 19. Sajewicz E, Kulesza Z.** A new tribometer for friction and wear studies of dental materials and hard tooth tissues. *Tribol Int*. 2007; 40(5): 885–895.
- 20. Amtunes P, Ramalho VA.** Influence of pH values and aging time on the tribological behaviour of posterior restorative materials. *Wear*. 2009; 267(5–8): 718–725. [cit. 31. 12. 2020]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.wear.2008.12.054>
- 21. Tingting WU, Gan X, Zhu Z, Yu H.** Aging effect of pH on the mechanical and tribological properties of dental composite resins. *Particulate Sci Technol*. [online]. 2016; 36(3): 378–385. [cit. 31. 12. 2020]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1080/02726351.2016.1262484>
- 22. Mckinney JE, Wu W.** Influence of chemicals on wear of dental composites. *J Dent Res*. 1982; 61(10): 1180–1183.
- 23. Sripetchdanond J, Leevailoj C.** Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2014; 112(5): 1141–1150. [cit. 31. 12. 2020]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.006>
- 24. Mayworm CD, Camargo SS, Bastian FL.** Influence of artificial saliva on abrasive wear and microhardness of dental composites filled with nanoparticles. *J Dent*. 2008; 36(9): 703–710. [cit. 1. 1. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.05.001>
- 25. Bai Y, Zhao J, Si W, Wang X.** Two-body wear performance of dental colored zirconia after different surface treatments. *J Prosthet Dent*. 2016; 116(4): 584–590. [cit. 2. 1. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.02.006>
- 26. Condon JR, Ferracane JL.** Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. *Dent Mater*. 1996; 12(4): 218–226. [cit. 2. 1. 2021]. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(96\)80026-1](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(96)80026-1)
- 27. Yesil ZD, Alapati S, Johnston W, Seghi RR.** Evaluation of the wear resistance of new nanocomposite resin restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2008; 99(6): 435–443. [cit. 2. 1. 2021]. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60105-5](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60105-5)
- 28. Clelland N, Pagnotto M, Kerby RE, Seghi RR.** Relative wear of flowable and highly filled composite. *J Prosthet Dent*. 2005; 93(2): 153–157. [cit. 2. 1. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.11.006>
- 29. Lim B, Ferracane JL, Condon J, Adey JD.** Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composites. *Dent Mater*. 2002; 18(1): 1–11. [cit. 2. 1. 2021]. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(00\)00103-2](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(00)00103-2)
- 30. Bizhang M, Schmidt I, Chun YP, Arnold WH, Zimmer S.** Toothbrush abrasivity in a long-term simulation on human dentin depends on brushing mode and bristle arrangement. *PloS one*. 2017; 12(2): e0172060. [cit. 3. 1. 2021]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0172060>

ENDODONTICKÉ SEALERY NA BÁZI BIOKERAMIKY

Přehledový článek

BIOCERAMIC-BASED ROOT CANAL SEALERS

Review

Somolová L., Zapletalová Z., Rosa M., Novotná B., Voborná I., Morozova Y.

Klinika zubního lékařství, Lékařská fakulta Univerzity Palackého a Fakultní nemocnice, Olomouc

SOUHRN

Úvod: V současné dynamicky se rozvíjející endodoncii dochází k neustálému vývoji nových postupů ošetření a s tím souvisí i požadavky na kvalitní a spolehlivé materiály potřebné k zaplnění kořenového systému zubu. Před několika lety byly uvedeny na trh nové typy kořenových sealerů na bázi kalciumsilikátových sloučenin, které by mohly splňovat většinu parametrů dokonalého pečetičního materiálu. Novější generace těchto sealerů obsahují příměs kalciumfosfátu a jsou v zahraniční literatuře označovány jako biokeramické sealery.

Cílem sdělení je objasnit problematiku této skupiny sealerů a popsat jejich chemické, fyzikální a biologické vlastnosti. Sealery na bázi biokeramických sloučenin mají mnoho společných charakteristik s původním materiálem MTA (mineral trioxide aggregate). Vynikají především hydrofilním profilem a schopností tuhnout ve vlhkém prostředí. V kontaktu s dentinem dochází na jejich povrchu k depozici precipitátů hydroxyapatitu, a tím je potencováno spolehlivé zapečetění kořenového kanálku. Z fyzikálního hlediska jsou objemově stálé a při tuhnutí byla prokázána mírná expanze. Vlhkost prostředí a vysoká afinita k vodě podporují biomineralizační pochody ve tkáních, což spolu s dobrou zatékavostí materiálu umožňuje vyplnit celý prostor kořenového kanálku včetně jeho nepravidelností. Biokompatibilita, schopnost hojení rány a nízká cytotoxicita činí tento typ sealerů vhodný pro trvalý kontakt s tkáněmi periodontia, kde je prolongovaným uvolňováním vápenatých iontů podporována regenerace. Bylo prokázáno, že díky vysoké hodnotě pH při tuhnutí působí tyto typy sealerů rovněž antimikrobiálně. Pro klinické využití mají dostatečnou rentgen kontrastnost, avšak podle použitého radioopakního aditiva vykazují v různé míře tendenci k diskoloracím tvrdých zubních tkání. Relativně nevýhodnou vlastností mohou rovněž být zvýšená rozpustnost, porozita a nasákavost vody. Vzhledem k dynamické a bioaktivní povaze těchto sealerů však tyto nepříznivé vlastnosti nemusí být významné pro úspěšnost ošetření v klinické praxi. Mechanické vlastnosti většiny biokeramických sealerů obecně negativně ovlivňuje aplikace tepla, proto jsou pro klinické použití doporučovány kondenzační techniky plnění kořenových kanálků za studena.

Závěr: Výstupy klinických a experimentálních studií vykazují výhodné vlastnosti a spolehlivost skupiny sealerů na bázi kalciumsilikátových sloučenin a naznačují

do budoucna slibné výsledky při praktickém využití nejen ve specializovaných endodontických praxích.

Klíčová slova: endodontický sealer, kalciumsilikátový sealer, biokeramický sealer, vlastnosti

SUMMARY

Introduction: In modern endodontics, there is a constant development of new procedures and requirements for high-quality and reliable materials to fill the root canal system are rising. A few years ago, a new types of calcium silicate-based root canal sealers were launched on the market, which could meet most of the parameters of a perfect sealing material. Newer generations of these sealers contain calcium phosphate and are also referred to in the literature worldwide as bioceramic sealers.

Aim of the article: The aim of this article is to present the characteristics of this group of sealers and to outline their chemical, physical and biological properties. Bioceramic-based root canal sealers have many characteristics in common with the original material MTA (mineral trioxide aggregate). They are similar to its chemical composition and setting reaction. They are hydrophilic and able to set in humid environments. In contact with the dentin, hydroxyapatite crystals are deposited on the surface, thus enhancing the sealing ability of the root canal. Considering their physical characteristics, they are volumetrically stable and there is even a slight expansion during material setting. Humidity of the environment and high water sorption promote the biomineralization processes, and contribute to a better seal of the root canal. The flowability of the material allows to fill the entire space of the root canal, even including its irregularities. Biocompatibility, wound healing ability and minimal cytotoxicity make this type of sealer suitable for permanent contact with periodontal tissues, where prolonged release of calcium ions promotes regeneration. High pH value during material setting result in an antimicrobial effect. They have sufficient X-ray contrast for clinical use, but depending on the radiopaque additive used, they show a tendency to discoloration of hard dental tissues. A relatively disadvantageous features are increased solubility, porosity and water absorption. However, due to the dynamic and bioactive nature of these sealers, these adverse properties may not be significant for the success of treatment in clinical practice.

The mechanical properties of most bioceramic sealers are generally negatively affected by heat. Due to this fact, cold obturation methods are recommended for bioceramic-based sealers.

Conclusion: The outcomes of clinical and experimental studies generally highlight the beneficial properties

and reliability of this group of sealers. They suggest promising results not only in specialized endodontic practices.

Key words: root-canal sealer, calcium silicate-based sealer, bioceramic sealer, properties

Somolová L, Zapletalová Z, Rosa M, Novotná B, Voborná I, Morozova Y.

Endodontické sealery na bázi biokeramiky.

Čes stomatol Prakt zubní lék. 2021; 121(3): 116–124. doi: 10.51479/cspzl.2021.014

ÚVOD A CÍL

Za zlatý standard pro hermetické vyplnění kořenového kanálku je dlouhodobě považována kombinace materiálu jádra a pečetického materiálu (sealeru) [1]. Nejčastěji se užívá spojení gutaperči a vybraného typu sealeru, od kterého se očekává vyplnění a zapečetění prostoru kořenového kanálku, jeho nerovností a anatomických nepravidlostí včetně míst, která nebyla mechanicky preparována a vyčištěna, jako jsou isthmus, laterální a akcesorní kanálky [1, 2, 3, 4]. Endodontické sealery jako nedílná součást kořenové výplně by měly v klinické praxi splňovat mnoho požadavků. V ideálním případě by měly být jednoduše zpracovatelné, objemově stálé, poskytující trvalý hermetický uzávěr a adhezi k tvrdým zubním tkáním, dobře viditelné na rentgenovém snímku (radioopacita minimálně 3 mm hliníku podle ISO normy a ANSI/ADA), biokompatibilní, bioaktivní, antimikrobiální, resorbovatelné v tkáních, odolávající resorpci ve strukturách zubu, zároveň nezpůsobující diskolorace a také snadno odstranitelné pomocí rozpouštědel [2, 5, 6, 7]. V současné době nejsou k dispozici materiály, které by dokonale splňovaly všechna kritéria ideálního kořenového sealeru [2, 6]. Navíc běžně používané sealery na bázi oxidu zinečnatého, pryskyřic nebo hydroxidu vápenatého přes dlouhou tradici ve vědeckém výzkumu a klinickém využití [8] vykazují kontrakci při tuhnutí, degradaci v čase a také většinou nedisponují chemickou vazbou k tvrdým zubním tkáním. Sealery na bázi zinkoxideugenolu, které patří do první generace sealerů, se mohou vyluhovat z kořenového kanálku, je jim vyčítána toxicita, porozita, možné diskolorace, stejně jako problémy při adhezivní úpravě povrchu tvrdých zubních tkání [6, 9]. Také druhá a třetí generace sealerů, které již zinkoxideugenolové sloučeniny neobsahují a jsou založeny na bázi silikonů, pryskyřic nebo hydroxidu vápenatého, popř. na bázi skloionomerních cementů, vykazují značné množství nevýhod [6, 7] (**tab. 1 a 2**). Zájem

mnoha výzkumných týmů byl proto v posledních desetiletích upřen ke kalciumsilikátovým cementům jako relativně novému typu materiálů s mnohostranným využitím v endodoncii, který by při použití v kořenovém kanálku mohl odstranit nedostatky tradičních sealerů. Sealery na bázi kalciumsilikátových cementů s příměsí kalciumfosfátu jsou v zahraničí označovány jako biokeramické sealery, které představují nejnovější čtvrtou generaci endodontických sealerů [9, 10]. Přehled generací sealerů používaných v současné endodoncii je uveden v **tab. 1** [5, 6, 7, 9, 11], jejich vlastnosti jsou pak přehledně zobrazeny v **tab. 2** [9].

SEALERY NA BÁZI KALCIUM-SILIKÁTOVÝCH CEMENTŮ

Obecně je tento typ sloučenin odvozen od třetí generace kalciumsilikátových cementů [10], které se kromě konzistence sealeru též vyrábějí v podobě pasty a putty (tmelu). Ve formě hutné pasty a putty jsou tyto materiály vhodné pro krytí perforací jako provizorní výplňový materiál, retrográdní kořenová výplň, pro pulpotomie, překrytí zubní dřeně nebo pro maturogenezi [10, 12–17]. První sealer na bázi biokeramiky byl uveden na dentální trh v roce 2007 pod názvem iRoot SP (Innovative BioCeramix, Vancouver, Kanada) [18]. Dnes je v endodoncii známa celá řada produktů tohoto typu. V tuzemské literatuře se pokusili o přehledné rozdělení M. Rosa a kol. [5]. Výčet vybraných komerčních produktů s uvedeným složením a způsobem aplikace je zobrazen v **tabulce 3** [5, 8, 18–41].

CHEMICKÉ VLASTNOSTI

Složení

Sealery na bázi biokeramiky připomínají svým složením kompozici MTA materiálu [1, 8, 24]. Dělí se na skupinu založenou na bázi portlandského cementu a sealery obsahující jako hlavní složku zejména kalciumsilikát, kalciumaluminát nebo kalciumfosfát [21]. Hlavní složkou tradičního MTA materiálu je

Tab. 1 Rozdělení endodontických sealerů podle jednotlivých generací: sealery s obsahem eugenolu vs. sealery bez obsahu eugenolu
Tab. 1 Classification and generations of root canal sealers: eugenol-based and non-eugenol-based sealers

	1. generace	2.-3. generace				4. generace
	na bázi zinkoxideugenolu	bez obsahu eugenolu				
		na bázi SILIKONŮ	na bázi PRYSKYŘIC	na bázi HYDROXIDU VÁPENATÉHO	na bázi SKLOIONOMERNÍCH CEMENTŮ	na bázi BIOKERAMICKÝCH SLOUČENIN
Výhody	- historicky dlouhá tradice - nízká cena - vysoce antispetické schopnosti - snadno odstranitelné z kanálku - resorbovatelné z peridondocia	- kompatibilní s adhezivní stomatologií - relativně snadno odstranitelné z kanálku - relativně dobré utěsnění a biokompatibilita		- antibakteriální působení - kompatibilní s adhezivní stomatologií - indukce mineralizace	- schopnost adheze na tvrdé zubní tkáně - hydrofilie	- dobrá kvalita utěsnění - objemová stálost - infiltrace dentinových tubulů - biokompatibilní - bioaktivní - antimikrobiální - kompatibilní s adhezivní stomatologií
Nevýhody	- eugenol interferuje s adhezivní úpravou povrchu tvrdých zubních tkání - možné dyskolorace tvrdých zubních tkání - kontrakce při tuhnutí - riziko vzniku spáry - rychlé vyluhování, porozita - možné alergie - vyšší cytotoxicita	- bez baktericidního a protizánětlivého účinku - vyžadují kvalitní dezinfekci kořenového systému - možné dyskolorace tvrdých zubních tkání - u některých cytotoxicita		- objemová nestabilita z dlouhodobého hlediska - nebezpečí rychlého vyluhování	- špatně odstranitelné z kanálku - krátký pracovní čas - porozita - neresorbovatelnost - minimální mikrobiální aktivita	- cena materiálu - relativně obtížné odstranitelné z kanálku
Příklady komerčních produktů	- Endomethasone N - Endomet Plain - Tubliseal - Pulp Canal Sealer	- Roekoseal - Guttaflow	na bázi epoxidových pryskyřic: - AH 26 - AH 26 Silver Free - AH Plus - AD Seal na bázi metakrylátových pryskyřic: - Hydron - EndoRez - Epiphany - Realseal SE - Metaseal SE	- Sealapex - Apexit - Apexit Plus	- Ketac Endo - Endion	kalciumsilikátové: založené na MTA: - MTA Fillapex - ProRoot Endo Sealer - Endo CPM - MTA Obtura - Endoseal MTA - Tech Biosealer Endo - MTA Bioseal nezaložené na MTA: - Endosequence BC sealer - BioRoot RCS - iRoot SP - TotalFill BC sealer - Nano Ceramic Sealer - Ceraseal - Sealer Plus BC - Bio-C Sealer kalcium-fosfátové: - Bioseal - Capseal I. a II.

portlandský cement, který může tvořit až 75 % hmotnosti MTA. Portlandský cement obsahuje v různých poměrech trikalcium silikát, dikalcium silikát, trikalcium aluminát, tetra-kalcium aluminoforit a sádru [10]. Biokeramický materiál obsahuje rentgenkontrastní složky, jako je oxid bizmutitý, oxid zirkoničitý, oxid wolframičitý, oxid tantaličitý a jiné [10]. Podle výrobce a typu materiálu může také ve svém složení zahrnovat další komponenty (**tab. 3**).

Tuhnutí

Níže uvedené reakce popisují obecný princip tuhnutí sealerů na bázi kalciumsilikátu. Průběh chemické reakce může být u různých komerčních produktů ovlivněn složením. V závislosti na typu a poměru jednotlivých složek směsi a parametrech prostře-

dí probíhá proces tuhnutí trvající 270 minut až dvacet hodin [5, 16, 23, 42–44]. Biokeramické sealery jsou v endodoncii oceňovány hlavně pro **hydrofilní vlastnosti** a schopnost tuhnutí ve vlhkém prostředí kořenového kanálku [1, 3, 8, 16, 45, 46]. Některé materiály přímo vyžadují vlhké prostředí, protože nedostatek vlhkosti prodlužuje čas tuhnutí, avšak extrémní vlhko zase negativně ovlivňuje mechanické vlastnosti, zejména výslednou mikrotvrdost materiálu [21, 23, 47, 48]. Hydrofilita biokeramických sealerů také potencuje **schopnost adheze** k dentinovým strukturám, která je výrazně vyšší proti hydrofobním sealerům na bázi pryskyřic [16, 49].

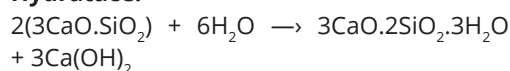
V primární fázi hydratace reaguje kalcium-silikát s vodou a vzniká hydratovaný kalcium-silikát v gelové fázi za vzniku hydroxidu vápenatého [3, 8, 16, 18, 46].

Tab. 2 Obecné srovnání vybraných vlastností nejpoužívanějších typů sealerů
Tab. 2 Comparison of selected attributes of the most widely used root canal sealers

	Sealery na bázi ZINKOXID-EUGENOLU	Sealery na bázi EPOXIDOVÝCH PRYSKYŘIC	Sealery na bázi BIOKERAMICKÝCH SLOUČENIN
objemová stálost	x	x	✓
kvalitní utěsnění	✓	✓	✓
jednoduchost použití	✓	✓	✓
bioaktivní působení	x	x	✓
vysoké pH >11	x	x	✓
bez přítomnosti pryskyřic	✓	x	*
vznik hydroxyapatitu	x	x	✓
biomineralizace	x	x	✓
rentgenkontrastnost	✓	✓	✓

* některé produkty

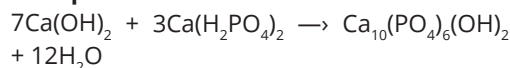
Hydratace:



Průběh reakce v přítomnosti dikalciumsilikátu:
 $2(2\text{CaO} \cdot \text{SiO}_2) + 4\text{H}_2\text{O} \rightarrow 3\text{CaO} \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 3\text{H}_2\text{O} + \text{Ca}(\text{OH})_2$

Zásluhou hydroxidu vápenatého vzniká zásadité prostředí [10, 46]. Díky vysoké hodnotě pH (11–12,8) během 24 hodin od začátku tuhnutí se tyto sealery vyznačují silnou antimikrobiální schopností [3, 8, 16, 19]. Vysokou hodnotu pH si tyto materiály udržují po několik dní až týdnů [18, 23, 50]. Reakcí kalciumfosfátu s hydroxidem vápenatým dále dochází k precipitaci hydroxyapatitových struktur [3, 8, 16, 18, 20, 46].

Precipitace:



Voda, která se vysrážela při reakci, poté reaguje s kalciumsilikátem a vytváří další hydratovaný kalciumsilikát v gelové fázi. Vysrážená voda je zde významným faktorem kontroly míry hydratace, a tím i času tuhnutí materiálu [16]. Při ručním míchání materiálu může docházet k relativní nehomogenitě materiálu, kdy nemusí plně zreagovat všechny částice směsi. U dvousložkových materiálů může být nezreagovaný prášek přítomen ještě několik dní [51]. V tomto ohledu jsou pro klinické využití zřejmě výhody již předmíchaných jednosložkových typů sealerů [3, 16, 52].

Biomineralizace

Reakcí vápenatých kationtů pocházejících z hydroxidu vápenatého vzniklého při primární fázi hydratace s fosforečnatými anionty vyskytujícími se v dentinu vzniká specifická mezivrstva utvářená apatitovými struktura-

mi podobnými hydroxyapatitu [50]. Tato mezivrstva zajišťuje chemickou vazbu mezi materiálem a dentinem, a tím vzniká lepší utěsnění proti ostatním materiálům v podobných indikacích [19, 20]. Tento proces biomineralizace (produkce minerálních látek živým organismem) úzce souvisí se schopností utěsnit vyplňovaný prostor v kořenovém systému [1, 8, 53, 54].

FYZIKÁLNÍ VLASTNOSTI

Základním předpokladem hermetického utěsnění kořenového systému je **objemová stálost** materiálu. Kromě již zmíněné specifické mezivrstvy, která vzniká mezi materiálem a dentinem, je z hlediska utěsnění výhodná také expanze materiálu při tuhnutí, která nastává ve větší míře než u sealerů na bázi polyepoxidových pryskyřic [3, 8, 23, 42, 43, 46]. Tvrdost materiálu je brána spíše jen jako kritérium kvality hydratačních procesů a již proběhlého tuhnutí materiálu, a nemá proto pro klinický úspěch ošetření specifický význam [55]. Tuto vlastnost ovlivňují další faktory, jako pH okolního prostředí, teplota, vlhkost, tloušťka materiálu, kvalita kondenzace, přítomnost chelatačního činidla nebo leptání povrchu. Proces tuhnutí probíhá nejlépe při mírně vlhkém prostředí, vyšších hodnotách pH, absenci přítomnosti chelatačního prostředku a méně homogení kondenzaci [10]. Tuhnutí trvá delší dobu, při které dochází ke **zrání** materiálu. Ten má po několika dnech lepší mechanické vlastnosti než v kratším časovém úseku [10]. Fyzikální vlastnosti některých sealerů na bázi kalciumsilikátu jsou ovlivněny **teplem**. Při nevhodném užití obturačních metod za tepla dochází k odpařování vody z materiálu, a tím k redukci času tuhnutí a horší vazbě ke stěně kořenového kanálku [53, 56].

Tab. 3 Přehled komerčních produktů ze skupiny biokeramických sealerů

Tab. 3 Bioceramic-based root canal sealers: commercial products overview

Hlavní složka	Produkt	Výrobce	Složení	Aplikace
Portlandský cement/MTA	MTA Fillapex	Angelus (Brazílie)	- základní pasta (žlutá): salicylátová pryskyřice, přírodní pryskyřice, tetraoxowolframan vápenatý, oxid bizmutitý, oxid titaničitý, nanočástice křemene, pigmenty - katalyzáční pasta (bílá): ředící pryskyřice, MTA, nanočástice křemene, pigmenty	- ruční míchání dvou past na podložce - aplikace na hlavním gutaperčovém čepu (dvousložkový sealer)
	Endo CPM	Egeo SRL (Argentina)	- prášek: MTA, oxid bizmutitý, síran barnatý, oxid křemičitý, oxid uhlíčitý - tekutina: vodní suspenze chloridu vápenatého, citrónan sodný, propylen glycolalginát, propylen glykol	- ruční míchání prášku a tekutiny na podložce - aplikace na hlavním gutaperčovém čepu (dvousložkový sealer)
	MTA Obtura	Angelus (Brazílie)	- prášek: MTA, oxid bizmutitý - viskózní tekutina - tekutá pryskyřice	
	EndoSeal MTA	Maruchi (Korea)	kalciumsilikát, kalciumaluminát, kalciumaluminoforit, kalciumsulfát, kalciumfosfát, oxid bizmutitý, oxid zirkoničitý, oxid sodný, oxid vápenatý, oxid draselný, oxid hořečnatý, oxid železitý, oxid hliníkový, oxid titaničitý, oxid křemičitý, zahušťovací činidlo	předmíchaná forma v aplikační kanyle (jednosložkový sealer)
	ProRoot Endo Sealer	Dentsply (USA)	- prášek: trikalciumsilikát, dikalciumsilikát, kalciumsulfát, oxid bizmutitý, trikalciumaluminát - tekutina: voda, viskózní ve vodě rozpustný polymer	- ruční míchání prášku a tekutiny na podložce - aplikace na hlavním gutaperčovém čepu (dvousložkový sealer)
	Tech Biosealer Endo	Isasan SRL (Itálie)	- prášek: bílý portlandský cement, oxid bizmutitý, fluorid sodný - tekutina: Alfocain SP roztok (4% arcaín + 1/100.000 adrenalin)	
	MTA Bioseal	Itena (Francie)	MTA, salicylátová pryskyřice, ředící pryskyřice, tetraoxowolframan vápenatý, oxid titaničitý, oxid křemičitý, pigmenty	dvousložková pasta v aplikační kanyle
	Dia-Root Bio Sealer	DiaDent Group International (Kanada)	MTA, další složky prozatím nedostupné bude uveden na trh v roce 2020	předmíchaná forma v aplikační kanyle (jednosložkový sealer)
Kalciumsilikát	BioRoot RCS	Septodont (Francie)	- prášek: trikalciumsilikát, oxid zirkoničitý - tekutina: voda, povidone, chlorid vápenatý, polykarboxylát (polymer rozpustný ve vodě)	- ruční míchání prášku a tekutiny na podložce - aplikace na hlavním gutaperčovém čepu (dvousložkový sealer)
	Endosequence BC sealer Endosequence BC sealer HiFlow	Brasseler (USA)	kalciumsilikáty, monobázický kalciumfosfát, oxid zirkoničitý, oxid tantalitý, hydroxid vápenatý, zahušťovací činidlo	předmíchaná forma v aplikační kanyle (jednosložkový sealer)
	iRoot SP	Innovative BioCeramix Inc. (Kanada)	kalciumsilikáty, monobázický kalciumfosfát, oxid zirkoničitý, hydroxid vápenatý, plnivo, oxid niobitý, zahušťovací činidlo	
	TotalFill BC sealer TotalFill BC sealer HiFlow	FKG Dentaire (Švýcarsko)	kalciumsilikáty, monobázický kalciumfosfát, oxid zirkoničitý, oxid tantalitý, zahušťovací činidlo	
	Nano Ceramic Sealer	B&L Biotech (USA)	kalciumsilikát, oxid zirkoničitý, plnivo, zahušťovací činidlo	
	Ceraseal	MetaBiomed (Korea)	kalciumsilikát, oxid zirkoničitý, zahušťovací činidlo	
	Sealer Plus BC	MK life (Brazílie)	kalciumsilikát, trikalciumsilikát, hydroxid vápenatý, oxid zirkoničitý	
	Bio-C Sealer	Angelus (Brazílie)	kalciumsilikát, kalciumaluminát, oxid vápenatý, oxid zirkoničitý, oxid železitý, oxid křemičitý, zahušťovací činidlo	
	Well-Root ST	Vericom (Korea)	sloučenina kalcium-aluminosilikátu, oxid zirkoničitý, oxid titaničitý, dehydratovaný síran vápenatý, částice anorganického skla, zahušťovací činidlo	
Kalciumfosfát	Apatite root canal sealer (I., II., III.)	Sankin Kogyo (Japonsko)	- prášek: alfa-trikalciumfosfát, hydroxyapatit, jodoform - tekutina: voda, kyselina polyakrylová	- ruční míchání prášku a tekutiny na podložce - aplikace na hlavním gutaperčovém čepu (dvousložkový sealer)
	Capseal (I., II.)	Sankin Kogyo (Japonsko)	- prášek: tetrakalciumfosfát, anhydričtý dikalciumfosfát, portlandský cement (šedý cement u typu I. a bílý cement u typu II.) oxid zirkoničitý - tekutina: hydroxypropyl-methylcelulóza roztoku fosforečnanu sodného	

Původní materiály na bázi MTA čelily estetickým komplikacím ve formě **dyskolorací** tvrdých zubních tkání [57]. Za změnu barvy ve většině případů mohou přídatné látky pro zabezpečení rentgenkontrastnosti materiálu. Podle současných poznatků jsou to hlavně oxid bizmutitý a oxid železitý [10, 18, 58, 59]. Materiály, u kterých byly tyto složky nahrazeny jinou látkou, např. oxidem zirkoničitým, standardně nemají klinicky významnou tendenci k dyskoloracím [19]. Zabarvení klinické korunky zubu po ošetření kalciumsilikátovým materiálem může být způsobeno i kontaktem materiálu s výplachovými roztoky, jako jsou chlornan sodný, chlorhexidin nebo kyselina etylen-diamin-tetraoctová (EDTA). Této komplikaci se lze vyhnout provedením závěrečného výplachu pomocí fyziologického roztoku. Ke změně barvy tvrdých zubních tkání může dojít také po kontaminaci materiálu krví. Pokud je změna barvy zubu pravděpodobná, můžeme její negativní dopad na estetický výsledek ošetření zmírnit aplikací kalciumsilikátového materiálu více apikálně [59]. **Radioopacita** sealerů na bázi biokeramiky se pohybuje v rozmezí 3–11 mm hliníku, čímž splňuje podmínku pro minimální rentgenkontrastnost endodontického sealeru [10, 19, 20, 23, 42, 48]. Vzhledem k požadavkům na ideální kořenovou výplň zůstává u biokeramických sealerů problémem jejich zvýšená **porozita, rozpustnost a nasákavost vody** [42]. Biokeramické sealery vykazují uvnitř aplikovaného materiálu větší porozitu než pryskyřičné sealery [18]. Tato prázdná místa v materiálu ale nemají negativní dopad na kvalitu utěsnění kořenové výplně [53]. Zvýšený počet porozit v materiálu umožňuje zvýšenou absorpci vody z okolí, a tím se pravděpodobně zvětšuje objem výplňové hmoty [60]. Rozpustnost odpovídající standardům pro kořenový sealer má být nižší než tři procenta objemu hmoty [21]. U biokeramických sealerů jsou hodnoty rozpustnosti bezprostředně po aplikaci několiknásobně vyšší [21], avšak výrazně klesají po sedmi dnech. Vyšší porozita a nasákavost vody se však nijak významně v čase nemění [42, 43]. Hodnota rozpustnosti však nemusí být směrodatná pro těsnicí schopnost sealerů v biologické tkáni. Zvýšená rozpustnost naopak podporuje bioaktivní působení sealerů, které má v organismu dynamickou povahu [20]. Po 14 až 28 dnech dochází ve tkáních k **biomineralizaci** spojené s povrchovou depozicí precipitátů hydroxyapatitu [20, 61]. Tyto struktury mají schopnost vyplnit prázdná místa vzniklá zvýšenou rozpustností

sealeru [42]. Lze předpokládat, že definitivní kořenová výplň kombinující gutaperču s biokeramickým sealerem nabízí spolehlivé utěsnění kořenového systému oproti běžně užívaným sealerům dostupným na současném trhu [1, 53]. Biokeramické sealery mají převážně nízkou **viskozitu**. To umožňuje vyplnění mikroprostorů mezi gutaperčovým čepem a stěnou kanálku, případně vedlejšími gutaperčovými čepy u laterální kondenzace za studena. Bez ohledu na metodu plnění jsou biokeramické sealery také schopny penetrace do laterálních kanálků a dentinových tubulů a společně s bioaktivitou materiálu mohou zlepšit zapečetění celého kořenového systému [18, 23, 24, 62].

BIOLOGICKÉ VLASTNOSTI

Biokeramické sealery podobně jako většina biokeramických materiálů vynikají svými vlastnostmi týkajícími se **biokompatibility** a schopností indukce mineralizace v oblasti periapikálních tkání [1, 44, 54, 63]. Biokeramické materiály Biodentine a BioRoot RCS (Septodont, Saint-Maur-des Fosses, Francie) disponují vysokou bioaktivitou a biokompatibilitou, zachovávají proliferaci, migraci a adhezi kmenových buněk zubní dřeně [50, 64]. Četné in vitro studie na buněčných kulturách prokázaly vysokou biokompatibilitu sealerů na bázi biokeramiky [50, 64–67]. Byla pozorována velká míra mineralizace při přímém kontaktu s tkání, a tím i potenciál pro regeneraci pulpodentinového orgánu. Biokeramické materiály jsou proto vhodné jak pro výkony se zachováním vitality zubní dřeně, tak pro definitivní plnění kořenových kanálků, kde dochází k trvalému a bezprostřednímu kontaktu se tkáněmi periodontia [50, 64]. U biokeramických sealerů byla v laboratorní studii prostřednictvím testu migrace buněk pozorována vysoká míra **hojení rány**, naproti tomu sealery na bázi pryskyřic vykazovaly zanedbatelný stupeň hojení [25]. **Cytotoxické působení** ve vztahu k životaschopnosti buněk, množství separovaných buněk nebo aktivitě alkalické fosfatázy lze považovat za spíše nižší údaje a v literatuře se liší v závislosti od složení konkrétního produktu [10, 25, 68]. Některé materiály mají schopnost podporovat reparativní procesy uvnitř buněk [3, 63]. Přežití kolonií buněk fibroblastů i kmenových buněk zubní dřeně je kvantitativně výrazně vyšší za přítomnosti biokeramických sealerů než za přítomnosti sealerů pryskyřičných [9, 25, 44]. Podle vědeckých prací je rovněž pozorováno bioaktivní působení na buňky periodontálních

ligament, indukce a vyšší sekrece angio-
genních a osteogenních růstových fak-
torů než u sealerů na bázi zinkoxideu-
genolu [69, 70]. Míra **mineralizace** sou-
visí se schopností uvolňovat vápena-
té ionty, které umožňují tvorbu apati-
tových depozitů. U materiálů BioRoot
RCS (Septodont, Saint-Maur-des Fosses,
Francie) a MTA Fillapex (Angelus, Brazílie)
bylo pozorováno vysoké a prolongované
uvolňování iontů vápníku [18, 42, 53]. Na-
proti tomu sealery na bázi pryskyřic nebo na
bázi zinkoxideugenolu nedisponují žádnou
nebo disponují jen nesignifikantní schop-
ností uvolňovat ionty vápníku [42]. Prodlou-
žení času uvolňování iontů vápníku je přitom
klíčovým faktorem pro podporu regenerace
zubních tkání a tkání periodontia [71]. Seale-
ry na bázi biokeramiky disponují také silnou
antimikrobiální schopností, která je dána
vznikem hydroxidu vápenatého, a tím vysou-
škou hodnotou pH při tuhnutí [10, 16, 19, 42,
69, 72]. Toto zásadité prostředí jsou některé
materiály schopny zachovávat dlouhou do-
bu, a tím přispívat k biomineralizaci pomocí
aktivace alkalické fosfatázy [23, 42, 43]. Po-
dle experimentálních studií může být anti-
mikrobiální aktivita biokeramických sealerů
zvýšena pomocí závěrečného výplachu ko-
řenového kanálku roztokem EDTA [19, 20].
Tento krok ale může ve svém důsledku způ-
sobit markantní snížení uvolňování iontů
vápníku, a tím snížit míru biomineralizace
[20]. Vhodné terapeutické uplatnění nachá-
zí kalciumsilikátové sealery zejména v přípa-
dě nekrotických změn zubní dřeně a u zubů
s rozsáhlým apikálním radiologickým nále-
zem, kde schopnost usmrtit bakterie v koře-
novém kanálku zvyšuje šance na dlouhodo-
bý úspěch léčby [3, 26].

VÝSLEDKY EXPERIMENTÁLNÍCH STUDIÍ

V in vitro studiích bylo zkoumáno apikál-
ní utěsnění kořenového kanálku před průni-
kem tekutin při použití různých typů sealerů.
U vzorků zaplněných biokeramickým seale-
rem s použitím jednoho kalibrovaného gu-
taperčového čepu, který odpovídá rozměru
kanálku, bylo dosaženo obecně lepšího api-
kálního utěsnění než u vzorků zaplněných
metodou laterální kondenzace gutaperči za
studena s použitím pryskyřičného sealeru
[21]. V jiné studii při testování průniku bar-
viva hodnoceného pomocí stereomikrosko-
pu, byla prokázána znatelně lepší schop-
nost apikálního utěsnění kořenového kanál-
ku při plnění metodou laterální kondenzace

gutaperči za studena s použitím biokeramic-
kého sealeru než při použití sealerů na bá-
zi zinkoxideugenolu, hydroxidu vápenatého
a pryskyřic [73].

V další práci test propustnosti barviva
zkoumal vztah mezi mírou vlhkosti kanálku
a kvalitou utěsnění výplně [74]. V tomto ex-
perimentu ukázal biokeramický sealer MTA
Fillapex dobrou schopnost zapečetění ne-
závisle na podmínkách prostředí kořenové-
ho kanálku, zatímco kvalita utěsnění pomocí
pryskyřičného sealeru a sealeru na bázi zin-
koxideugenolu byla značně závislá na vlh-
kosti prostředí [74]. Testy propustnosti před
bakteriální invazí prokázaly stejnou kvalitu
utěsnění u plnění tzv. monokónickou meto-
dou s použitím biokeramického sealeru jako
u 3D obturace za tepla s využitím sealeru na
bázi epoxidové pryskyřice [75].

ZÁVĚR

Sealery na bázi kalciumsilikátových ce-
mentů přinášejí pro účely definitivní orto-
grádní obturace kořenového systému kvali-
tativní posun v rámci endodontického ošet-
ření. Díky objemové stálosti, hydrofilním
vlastnostem a schopnosti tuhnutí ve vlhkém
prostředí kořenového kanálku nabízí vysou-
škou míru utěsnění oproti běžně užívaným
sealerům bez nutnosti využití tepla při kon-
denzaci materiálu v kanálku. S ohledem na
jejich výhodné biologické, fyzikální a chemic-
ké vlastnosti se tyto typy sealerů prezentu-
jí jako jednoduché, spolehlivé a ekonomic-
ky přijatelné řešení jak pro praktické zub-
ní lékaře, tak pro endodontické specialisty.
Vzhledem k požadavkům na ideální koře-
novou výplň zůstává u biokeramických sealerů
výzvou jejich zvýšená porozita, rozpustnost
a nasákavost vody.

Úlohou článku bylo podat stručný přehled
vlastností tohoto typu sealerů. Praktické vy-
užití spolu s popisem vhodných technik pl-
nění kořenového kanálku, především tech-
niky obturace s použitím jednoho kalibrova-
ného čepu (single-cone metoda), bude předmě-
tem dalšího odborného sdělení o využití
endodontických sealerů v praxi.

**Publikace vznikla za podpory grantu
IGA_LF_2020_008.**

MDDr. Lucia Somolová

Klinika zubního lékařství LF UP a FN
Palackého 12
772 00 Olomouc
e-mail: lucia.somolova@gmail.com

LITERATURA

1. Septodont.

Case Studies Collection No. 13 March 2016. BioRoot™ RCS The new biomaterial for root canal filling. [cit. 24. 5. 2020]. Dostupné z: <https://www.septodontcorp.com/files/pdf/Case-Studies-Collection-13.pdf#page=4>

2. Haapasalo M, Parhar M, Huang X, Wei X, Lin J, Shen Y.

Clinical use of bioceramic materials. Endod Topics. 2015; 32: 97–117.

3. Debelian G, Trope M.

The use of premixed bioceramic materials in endodontics. Giornale Italiano di Endodonzia. 2016; 30(2): 70–80.

4. Viapiana R, Flumignan DL, Guerreiro-Tanomaru JM, Camilleri J, Tanomaru-Filho M.

Physicochemical and mechanical properties of zirconium oxide and niobium oxide modified Portland cement-based experimental endodontic sealers. Int Endod J. 2014; 47(5): 437–448.

5. Rosa M, Morozova Y, Moštěk R, Jusku A, Kováčová V, Somolová L, Voborná I, Kovalský T.

Vybrané vlastnosti súčasných endodontických sealerov: Časť 1. Čes stomatol Prakt zubní lék. 2020; 120(4): 107–115.

6. Peřinka L, Bartůšková Š, Záhlavová E.

Základy klinické endodoncie. Praha: Quintessenz; 2003, 224–225, 245–247, 225–226, 225–230.

7. Hargreaves KM, Cohen SS.

Cohen's pathways of the pulp. 10. vydání. St. Louis: Mosby Elsevier. 2011, 359, 359–362.

8. Jitaru S, Hodisan I, Timis L, Lucian A, Bud M.

The use of bioceramics in endodontics – literature review. Clujul Med. 2016; 89: 470–473.

9. Septodont.

BioRoot™ RCS Launch Book [cit. 26. 11. 2019]. Dostupné z: <https://www.septodontcorp.com/technology-and-products/endodontics-and-restorative/bioroot-rs/>

10. Žižka R, Šedý J, Škrdlant J, Kučera P, Čtvrtlík R, Tomašík J.

Kalciumsilikátové cementy – 1. část: Vlastnosti a rozdělení. LKS 2018; 28(2): 37–43.

11. Vericom Co.

Vericom Well-Root ST. [cit. 5. 6. 2020]. Dostupné z: <https://dentalmarket-eg.com/product/vericom-well-root-st/>

12. Žižka R, Šedý J, Škrdlant J, Kučera P.

Kalciumsilikátové cementy – 2. část: Klinické využití. LKS. 2018; 28(3): 60–67.

13. Kapitán M.

Je perforace kořene důvodem k extrakci zubu? Sborník přednášek pro 21. ročník mezinárodního kongresu Pražské dentální dny; 2019, říjen 4–5; Praha; Česká stomatologická komora; 2019, 12.

14. Žižka R, Buchta T, Voborná I, Harvan L, Šedý J.

Root maturation in teeth treated by unsuccessful revitalization: 2 case reports. J Endod. 2016; 42(5): 724–729.

15. Žižka R, Šedý J, Škrdlant J, Němcová N, Buchta T.

Maturogeneze. Časť 3. Klinický protokol. Prakt. zubní lék. 2016; 64(3): 39–45.

16. Koch K, Brave DG, Nasseh AA.

A review of bioceramic technology in endodontics. Roots. 2013; 1: 6–13.

17. Žižka R, Škrdlant J, Míšová E.

Maturogeneze. LKS. 2015; 25(11): 220–228.

18. Donnermeyer D, Bürklein S, Dammaschke T, Schäfer E.

Endodontic sealers based on calcium silicates: a systematic review. Odontology. 2019; 107: 421–436.

19. Septodont.

BioRoot™ RCS. Endo sealer or biological filler? [cit. 24. 5. 2020]. Dostupné z: https://www.septodont.com.ru/sites/ru/files/2019-07/Septodont_BioRoot_Endo%20sealer%20or%20biological%20filler_JC.pdf

20. Septodont.

BioRoot™ RCS Is a paradigm shift for root canal obturation possible? [cit. 24. 5. 2020]. Dostupné z: https://www.septodontcorp.com/wp-content/uploads/2018/03/bioroot_-_article_camilleri_0118_low.pdf

21. Al-Haddad A, Che Ab Aziz ZA.

Bioceramic-based root canal sealers: A review. Int J Biomater. 2016; 2016: 9753210. doi:10.1155/2016/9753210

22. Mendes AT, Silva PBD, Só BB, Hashizume LN, Vivan RR, Rosa RA, Duarte MAH, Só MVR.

Evaluation of physicochemical properties of new calcium silicate-based sealer. Braz Dent J. 2018; 29(6): 536–540. doi:10.1590/0103-6440201802088

23. Lee JK, Kwak SW, Ha JH, Lee W, Kim HC.

Physicochemical properties of epoxy resin-based and bioceramic-based root canal sealers. Bioinorg Chem Appl. 2017; 2017: 2582849. doi:10.1155/2017/2582849

24. Tyagi S, Mishra P, Tyagi P.

Evolution of root canal sealers: An insight story. Eur J Dent. 2013; 2(3): 199–218.

25. Seo DG, Lee D, Kim YM, Song D, Kim SY.

Biocompatibility and mineralization activity of three calcium silicate-based root canal sealers compared to conventional resin-based sealer in human dental pulp stem cells. Materials (Basel). 2019; 12(15): 2482. doi:10.3390/ma12152482

26. Komabayashi T, Colmenar D, Cvach N, Bhat A, Primus C, Imai Y.

Comprehensive review of current endodontic sealers. Dent Mater J. 2020; 10: 2019–2288. doi:10.4012/dmj.2019-288

27. Technomedics.

TotalFill Premixed Bioceramic Endodontic Materials. [cit. 7. 6. 2020]. Dostupné z: https://www.technomedics.no/wp-content/uploads/2015/12/Totalfill_bro14.pdf

28. Brasseleer.

Material safety data sheet. [cit. 7. 6. 2020]. Dostupné z: http://39a6b121lb7y46glh3knb1p-wpengine.netdna-ssl.com/wp-content/files/B_3114E_BC%20Sealer%20MSDS.pdf

29. Innovative Bioceramix. Material safety data sheet. [cit. 7. 6. 2020]. Dostupné z: <ftp://ftp.endoco.com/MSDS/VerioiRoot.pdf>

30. Jafari F, Jafari S.

Composition and physicochemical properties of calcium silicate based sealers: A review article. J Clin Exp Dent. 2017; 9(10): e1249–e1255.

31. DiaDent Europe.

Dia-Root Bio Sealer [cit. 7. 6. 2020]. Dostupné z: <http://www.diadenturope.com/media/1314/2020-dia-root-biosealer-info.pdf>

32. Rawtiya M, Verma K, Singh S, Munuga S, Khan S.

MTA-based root canal sealers. J Orof Res. 2013; 3: 16–21.

33. Angelus.

Safety Data Sheet. [cit. 7. 6. 2020]. Dostupné z: <https://www.dhponline.com/msds/330-827.pdf>

34. Angelus.

Material Safety Data Sheet. [cit. 7. 6. 2020]. Dostupné z: https://www.angelusdental.com/img/arquivos/mta_fillapex_msds_download.pdf

35. Tanomaru-Filho M, Bosso R, Viapiana R, Guerreiro-Tanomaru JM.

Radiopacity and flow of different endodontic sealers. Acta Odontol Latinoam. 2013; 26(2): 121–125.

36. Lee JH, Baek SH, Bae KS.

Evaluation of the cytotoxicity of calcium phosphate root canal sealers. J Korean Acad Conserv Dentistry. 2003; 28(4): 295–302.

37. Hakki SS, Bozkurt BS, Ozcopur B, Gandolfi MG, Prati C, Belli S.

The response of cementoblasts to calcium phosphate resin-based and calcium silicate-based commercial sealers. Int Endod J. 2012; 46(3): 242–252.

38. Itena. MTA. Bioseal safety data sheet.

[cit. 7. 6. 2020]. Dostupné z: https://www.itena-clinical.com/en/index.php?controller=attachment&id_attachment=388

39. Lee JK, Kim S, Lee S, Kim HC, Kim E.

In vitro comparison of biocompatibility of calcium silicate-based root canal sealers. materials (Basel). 2019; 12(15): 2411. doi:10.3390/ma12152411

40. FDA.

510(k) Summary (K170950) [cit. 7. 6. 2020]. Dostupné z: https://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf17/K170950.pdf

41. Angelus.

Bio-C Sealer. [cit. 7. 6. 2020]. Dostupné z: http://www.angelusdental.com/img/arquivos/3823_10503823_0321052018_bio_c_sealer_bula_fechado.pdf

42. Siboni F, Taddei P, Zamparini F, Prati C, Gandolfi MG.

Properties of BioRoot RCS, a tricalcium silicate endodontic sealer modified with povidone and polycarboxylate. Int Endod J. 2017; 50(2): 120–136.

43. Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M.

Physical properties of 5 root canal sealers. J Endod. 2013; 39(10): 1281–1286.

44. Wang Z.

Bioceramic materials in endodontics. *Endod Topics*. 2015; 32: 3–30.

45. Koch KA, Brave GD, Nasseh AA.

Bioceramic technology: closing the endo-restorative circle, part 2. *Dentistry today*. 2010; 29(3): 98–100.

46. Trope M, Bunes A, Debelian G.

Root filling materials and techniques: bioceramics a new hope? *Endod Topics*. 2015; 32: 86–96.

47. Loushine BA, Bryan TE, Looney SW, Gillen BM, Loushine RJ, Weller RN, Pashley DH, Tay FR.

Setting properties and cytotoxicity evaluation of a premixed bioceramic root canal sealer. *J Endod*. 2011; 37(5): 673–677.

48. Xuereb M, Vella P, Damidot D, Sammut CV, Camilleri J.

In situ assessment of the setting of tricalcium silicate-based sealers using a dentin pressure model. *J Endod*. 2015; 41(1): 111–124.

49. Ha JH, Kim HC, Kim YK, Kwon TY.

An evaluation of wetting and adhesion of three bioceramic root canal sealers to intraradicular human dentin. *Materials (Basel)*. 2018; 11(8): 1286. doi: 10.3390/ma11081286

50. Septodont.

BioRoot™ RCS bioactive root canal sealer.

[cit. 24. 5. 2020]. Dostupné z:

<http://www.oraverse.com/bio/img/BioRoot-ScientificFile.pdf>

51. Camilleri J.

Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2008; 41(5): 408–417.

52. Žižka R, Šedý J, Voborná I.

Příprava kalciumsilikátových cementů. *LKS*. 2020; 30(1): 8–11.

53. Viapiana R, Moinzadeh AT, Camilleri L, Wesselink PR, Tanomaru Filho M, Camilleri J.

Porosity and sealing ability of root fillings with gutta-percha and Bioroot RCS or AH Plus sealers. Evaluation by three ex vivo methods. *Int Endod J*. 2016; 49(8): 774–782.

54. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT.

The biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement on dentin enhances the push-out strength. *J Endod*. 2010; 36(2): 286–291.

55. Yang DK, Kim S, Park JW, Kim E, Shin SJ.

Different setting conditions affect surface characteristics and microhardness of calcium silicate-based sealers. *Scanning*. 2018; 2018: 7136345. doi:10.1155/2018/7136345

56. DeLong C, He J, Woodmansey KF.

The effect of obturation technique on the push-out bond strength of calcium silicate sealers. *J Endod*. 2015; 41(3): 385–388.

57. Kohli MR, Yamaguchi M, Setzer FC, Karabucak B.

Spectrophotometric analysis of coronal tooth discoloration induced by various bioceramic cements and other endodontic materials. *J Endod*. 2015; 41(11): 1862–1866.

58. Marciano MA, Duarte MA, Camilleri J.

Dental discoloration caused by bismuth oxide in MTA in the presence of sodium hypochlorite. *Clin Oral Investig*. 2015; 19(9): 2201–2209.

59. Žižka R, Šedý J, Gregor L, Voborná I.

Discoloration after regenerative endodontic procedures: A critical review. *Iran Endod J*. 2018; 13(3): 278–284.

60. Camilleri J, Mallia B.

Evaluation of the dimensional changes of mineral trioxide aggregate sealer. *Int Endod J*. 2011; 44(5): 416–424.

61. Prüllage RK, Urban K, Schäfer E, Dammaschke T.

Material properties of a tricalcium silicate-containing, a mineral trioxide aggregate-containing, and an epoxy resin-based root canal sealer. *J Endod*. 2016; 42(12): 1784–1788.

62. Wang Y, Liu S, Dong Y.

In vitro study of dentinal tubule penetration and filling quality of bioceramic sealer. *PLoS One*. 2018; 13(2): e0192248. doi: 10.1371/journal.pone.0192248

63. Eldeniz AU, Shehata M, Högg C, Reichl FX.

DNA double-strand breaks caused by new and contemporary endodontic sealers. *Int Endod J*. 2016; 49: 1141–1151.

64. Loison-Robert LS, Tassin M, Bonte E, Berbar T, Isaac J, Berdal A, Simon S, Fournier BPJ.

In vitro effects of two silicate-based materials, Biodentine and BioRoot RCS, on dental pulp stem cells in models of reactionary and reparative dentinogenesis. *PLoS One*. 2018; 13(1): e0190014. doi: 10.1371/journal.pone.0190014

65. Giacomino CM, Wealleans JA, Kuhn N, Diogenes A.

Comparative biocompatibility and osteogenic potential of two bioceramic sealers. *J Endod*. 2019; 45(1): 51–56.

66. Fonseca DA, Paula AB, Marto CM, Coelho A, Paulo S, Martinho JP, Carrilho E, Ferreira MM.

Biocompatibility of root canal sealers: a systematic review of in vitro and in vivo studies. *Materials (Basel)*. 2019; 9: 12(24): 4113. doi: 10.3390/ma12244113

67. Jung S, Librecht V, Sielker S, Hanisch MR, Schäfer E, Dammaschke T.

Evaluation of the biocompatibility of root canal sealers on human periodontal ligament cells ex vivo. *Odontology*. 2019; 107(1): 54–63.

68. Zhou HM, Shen Y, Wang ZJ, Li L, Zheng YF, Häkkinen L, Haapasalo M.

In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material. *J Endod*. 2013; 39(4): 478–483.

69. Lee BN, Hong JU, Kim SM, Jang JH, Chang HS, Hwang YC, Hwang IN, Oh WM.

Anti-inflammatory and osteogenic effects of calcium silicate-based root canal sealers. *J Endod*. 2019; 45(1): 73–78.

70. Camps J, Jeanneau C, El Ayachi I, Laurent P, About I.

Bioactivity of a calcium silicate-based endodontic cement (BioRoot RCS): Interactions with human periodontal ligament cells in vitro. *J Endod*. 2015; 41(9): 1469–1473.

71. Matsumoto S, Hayashi M, Suzuki Y, Suzuki N, Maeno M, Ogiso B.

Calcium ions released from mineral trioxide aggregate convert the differentiation pathway of C2C12 cells into osteoblast lineage. *J Endod*. 2013; 39(1): 68–75.

72. Rosa M, Morozova Y, Moštěk R, Jusku A, Kováčková V, Somolová L, Voborná I, Kovalský T.

Vybrané vlastnosti súčasných endodontických sealerov: Časť 2. *Čes stomatol Prakt zubní lék*. 2021; 121(1): 3–10. doi: 10.51479/cspzl.2021.002

73. Ballullaya SV, Vinay V, Thumu J, Devalla S, Bollu IP, Balla S.

Stereomicroscopic dye leakage measurement of six different root canal sealers. *J Clin Diagn Res*. 2017; 11(6): ZC65–ZC68. doi: 10.7860/JCDR/2017/25780.10077

74. Ehsani M, Dehghani A, Abesi F, Khafri S, Dehkordi SG.

Evaluation of apical micro-leakage of different endodontic sealers in the presence and absence of moisture. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospect*. 2014; 8(3):125–129.

75. Yanpiset K, Banomyong D, Chotvorarak K, Srisatjaluk RL.

Bacterial leakage and micro-computed tomography evaluation in round-shaped canals obturated with bioceramic cone and sealer using matched single cone technique. *Restor Dent Endod*. 2018; 43(3):30. 6.5395/rde.2018.43.e30.

ČESKÁ STOMATOLOGIE A PRAKTICKÉ ZUBNÍ LÉKAŘSTVÍ

CZECH DENTAL JOURNAL

odborný recenzovaný časopis

PŘEDPLATNÉ ČSPZL NA R. 2022 PRO ČESKO

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

Celoroční předplatné (vychází 4x 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 R. 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

Zirkonzahn®

NOVINKA! ZIRKONZAHN SHADE GUIDES

VZORNÍKY BAREV VYROBENÉ Z
MONOLITICKÉHO PRETTAU® ZIRKONU,
IDENTICKÉ S KONEČNOU NÁHRADOU.



VIAC INFORMÁCIÍ



NÁŠ VĚDECKÝ ČASOPIS

Vaše nové možnosti pro inzerci

Informace o inzerci v časopisu

**ČESKÁ STOMATOLOGIE
A PRAKTICKÉ ZUBNÍ LÉKAŘSTVÍ:**
Česká stomatologická komora

Tereza Soukupová, DiS., e-mail: soukupova@dent.cz
tel.: +420 770 134 250

Ceník inzerce:

www.dent.cz/o-vzdelavani/casopis/

www.prolekare.cz/casopisy/ceska-stomatologie/informace