UNIVERZITA KARLOVA

3. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Stomatologická klinika

Adéla Pincová

Odolnost dentálních materiálů vůči nástrojům a přístrojům dentální hygienistky

Resistance of Dental Materials Towards Dental Hygienist's Tools

Bakalářská práce

Praha, květen 2022

Autor práce: Adéla Pincová

Studijní program: Dentální hygienistka

Bakalářský studijní obor: Specializace ve zdravotnictví

Vedoucí práce: **MDDr. et Mgr. Aleš Leger**

Pracoviště vedoucího práce: **Stomatologická klinika FNKV, 3. lékařská fakulta UK**

Předpokládaný termín obhajoby: červen 2022

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předkládanou práci vypracovala samostatně a použila výhradně uvedené citované prameny, literaturu a další odborné zdroje. Současně dávám svolení k tomu, aby má bakalářská práce byla používána ke studijním účelům.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací. Potvrzuji, že tištěná i elektronická verze v Studijním informačním systému UK je totožná.

V Praze dne 9. května 2022 Adéla Pincová

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucímu své bakalářské práce MDDr. et Mgr. Aleši Legerovi za cenné rady, vstřícnost, pomoc a za čas strávený konzultacemi. Poděkování patří také všem, kteří mě během studia podporovali a byli mi oporou.

Obsah

Úvod 7

1. Teoretická část 8

1.1 Vývoj protetického zubního lékařství a dentálních materiálů 8

1.2 Požadavky na dentální materiály 10

1.3 Obecné vlastnosti dentálních materiálů 11

1.3.1 Biologické vlastnosti 11

1.3.2 Chemické vlastnosti 14

1.3.3 Fyzikální vlastnosti 15

1.3.4 Mechanické vlastnosti 18

1.4 Rozdělení dentálních materiálů nahrazujících tvrdé zubní tkáně 24

1.4.1 Materiály protetického zubního lékařství 24

1.4.1.1 Kovové materiály a jejich slitiny 25

1.4.1.2 Keramické materiály 28

1.4.1.3 Plastické materiály 30

1.4.2 Materiály konzervačního zubního lékařství 32

1.4.2.1 Amalgámy 32

1.4.2.2 Skloinomerní cementy 34

1.4.2.3 Výplňové pryskyřice 36

1.5 Základní nástroje a přístroje dentální hygienistky a zásady jejich správného používání 39

1.5.1 Srpek 40

1.5.2 Ultrazvukový přístroj 41

1.6 Následky poškození povrchu dentálních materiálů 42

2. Praktická část 44

2.1 Cíl práce 44

2.2 Hypotézy 44

2.3 Materiál a metodika 45

2.3.1 Příprava vzorků 45

2.3.2 Použité nástroje a přístroje 47

2.3.3 Další použité pomůcky 48

2.3.4 Postup testování 49

2.4 Výsledky ... 52

2.5 Diskuse ... 57

Závěr ... 62

Souhrn ... 64

Summary ... 65

Seznam použité literatury ... 66

Seznam obrázků, tabulek a grafů ... 71

Seznam příloh ... 73

Úvod

Konzervační zubní lékařství a protetické zubní lékařství jsou jedna z mnoha specializací, kterým se lze v rámci oboru Zubní lékařství / Stomatologie věnovat. Jejich cílem je celková rehabilitace orofaciální soustavy, obnovení funkce mastikační, fonační a estetické, a v neposlední řadě mají velký vliv a význam i pro psychiku pacienta.

Jedná se o odvětví stomatologie, která mají poměrně dlouho a rozmanitou historii a která se zároveň velmi rychle a dynamicky rozvíjí. Při zhotovování náhrad zubních tkání je během laboratorní i ordinační fáze využíváno rozsáhlé instrumentárium, velké množství materiálů i pracovních postupů. Právě na materiálech jsou tyto obory primárně závislé a jejich znalost je základem pro kvalitně provedenou práci s dlouhodobou prognózou.

Pacient s protetickým výrobkem či výplní v ústech dnes bohužel není výjimkou a je tedy velmi pravděpodobné, že se takový pacient vyskytne i v ordinaci dentální hygienistky. I takto restaurované zuby mohou v určitých situacích vyžadovat ošetření pomocí nástrojů a přístrojů, které jsou v běžné praxi dentální hygienistky využívány. Dentální hygienistka by proto měla mít dostatečné znalosti a povědomí o vlastnostech použitých materiálů, aby při jejich ošetřování nedocházelo k iatrogenním poškození, neboť se ze strany pacienta může jednat o nemalou investici.

Toto téma jsem si vybrala z důvodu vlastního zájmu o rozšíření znalostí v oblasti dentálních materiálů. Z vlastní zkušenosti a ze zkušeností svých spolužaček vím, že protetické náhrady a výplně v ústech pacienta vyžadují během dentální hygieny adekvátní přístup, což však může vést i ke strachu z ošetření dané oblasti.

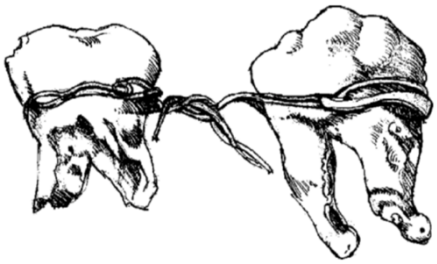
Cílem této práce je předložit čtenáři ucelený přehled nejčastěji používaných dentálních materiálů, včetně jejich historie, vlastností, indikací a kontraindikací. Praktická část je věnována testování daných materiálů pomocí nástrojů a přístrojů dentální hygienistky – tj. koncovky ultrazvuku a srpku, s cílem zjistit a zdokumentovat odolnost jednotlivých materiálů vůči již zmíněným nástrojům a přístrojům.

1. Teoretická část

1.1 Vývoj protetického zubního lékařství a dentálních materiálů

Hlavním pramenem a zdrojem informací o historii protetického zubního lékařství jsou archeologické nálezy. Z nich vyplývá, že pro zhotovení protéz bylo využíváno zlato, stříbro, měď a olovo. Tyto materiály uměli zpracovávat Babylóňané, Asyřané a Egypťané, a to už ve 4. tisíciletí před naším letopočtem.[1] Důkazem je například nález dvou molárů spojených zlatým drátkem v egyptské Gíze, které pocházely z období kolem roku 2500 před naším letopočtem.[2] (Obrázek 1)

Obrázek 1 *- Egyptské dlahování dvou molárů zlatým drátkem*



Zdroj: STRUB, Jörg Rudolf, Matthias KERN, Jens Christoph TÜRP, Siegbert WITKOWSKI, Guido HEYDECKE a Stefan WOLFART. *Protetika*. Přeložil Jarmila PROCHÁZKOVÁ, přeložil Kateřina KADLEČKOVÁ, přeložil Pavel KALVODA, přeložil Jana PŘIKRYLOVÁ. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5260-0., s.10

V 1. tisíciletí před naším letopočtem ovládli Féničané zpracovávání železa. K nahrazení chybějících zubů byly využívány přímo lidské zuby nebo náhrady vyřezané ze zvířecích zubů či mušlí, které se následně spojily zlatými dráty a pomocí zlatých kroužků připevnily k sousedním zubům. Autory takovýchto náhrad byli nejčastěji zlatníci.[3]

Z dob antického Řecka (5. století před naším letopočtem) je dochováno bohaté lékařské písemnictví obsahující i záznamy z oblasti zubního lékařství.

---

[1] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*. Praha: Galén, c2009. Zubní lékařství. ISBN 978-80-7262-581-9., s.17

[2] FISCHER, Hans-Rainer a HAESLER, Andreas a ŠOLC, Ladislav. Z dějin zubních náhrad. *LKS: RECENZOVANÝ ČASOPIS ČESKÉ STOMATOLOGICKÉ KOMORY* [online]. Praha: Česká stomatologická komora. 2012, 22 (5), [cit. 2021-8-27]. ISSN 2571-2411. Dostupné z: https://www.lks-casopis.cz/wp-content/uploads/lks-zschadrass-web.pdf, s. 123

[3] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 17

Jedním z autorů těchto písemností je Hippokrates, který ve své publikaci zmiňuje drátěnou ligaturu používanou k fixaci viklavých zubů. Řeckou medicínou a znalostmi Etrusků se později značně inspirovali Římané.[4]

Od počátku našeho letopočtu po začátek středověku (přibližně rok 1500 našeho letopočtu) sice nedošlo k výraznému vývoji materiálů, ale vynález knihtisku napomohl k šíření již známých poznatků z oblasti zubní protetiky.[5]

Další významné milníky historie hlavních dentálních materiálů:

- 1480 – využití fóliového **zlata** jako výplně
- 16. století – zhotovení umělých zubů ze **slonoviny** a z **kosti**
- 1728 – P. Fauchard popisuje ve své knize *„Le chirurgien dentiste, ov Traité des dents“* **olovo**, **cín,** a **zlato** jako výplňové materiály a **cement** jako materiál k fixaci zubů
- 1789 – zhotovení umělých zubů z páleného **porcelánu**
- 1806 – G. Fonzi vytvořil za pomoci kovových oxidů 26 barevných odstínů porcelánu
- 1826 – O. Taveau přichází se stříbrnou pastou – **amalgámem**[6]
- 1878 – T. Fletcher objevil tzv. „translucentní cement“, jehož složení bylo v roce 1904 upraveno chemikem P. Steenbockem a zubařem H. Ascherem a vznikl tak první plastický výplňový materiál – **silikátový cement**
- 1943 – německá firma Kulzer objevuje tzv. polymeraci za studena a společně s ní vzniká rychle tuhnoucí výplňová **pryskyřice** na bázi akrylátů
- padesátá léta 20. století – objeveny první **epoxidové pryskyřice**, které se staly základem pro současné **kompozitní materiály**[7]

---

[4] STRUB, Jörg Rudolf, Matthias KERN, Jens Christoph TÜRP, Siegbert WITKOWSKI, Guido HEYDECKE a Stefan WOLFART. *Protetika*. Přeložil Jarmila PROCHÁZKOVÁ, přeložil Kateřina KADLEČKOVÁ, přeložil Pavel KALVODA, přeložil Jana PŘIKRYLOVÁ. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5260-0., s.10
[5] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s.17
[6] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s.18
[7] GOJIŠOVÁ, Eva. *Estetická stomatologie I*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-191-7., s. 14 – 17

1.2 Požadavky na dentální materiály

Dutina ústní je velmi specifické prostředí, které svým složením a obsahem chemických látek působí na dentální materiály.[8] Pro dentální materiály je toto prostředí značně nepříznivé. Při vývoji materiálů je proto potřeba počítat nejen s vlhkostí prostředí, přítomností kyselin, kolísajícím pH a mikroorganismy, ale také s velkým zatížením a třecími silami, změnami teplot a kontaktem s cizími tělesy vkládanými do úst.[9]

Požadavky na jednotlivé dentální materiály se navzájem liší s ohledem na využití daného materiálu. V podstatě však lze vytvořit jakýsi univerzální seznam vlastností, které by dentální materiály měly splňovat. Požadavky jsou seřazeny podle důležitosti, avšak jejich pořadí a priorita se může měnit v závislosti na konkrétní situaci použití.[10]

<u>Vlastnosti ideálního dentálního materiálu:</u>

1. biokompatibilita a biostabilita
2. mechanická stabilita a odolnost
3. odolnost vůči korozi a chemikáliím
4. objemová stálost
5. minimální termická a elektrická vodivost
6. estetika
7. jednoduchá manipulace
8. adheze k zubním tkáním
9. bez chuti a bez zápachu
10. udržitelnost / opravitelnost
11. cenová rentabilita[11]

---

[8] KROČOVÁ, Blanka. *Adhezivní pevnost a morfologie lomu mezi kompozitním, vlákny vyztuženým, kořenovým čepem a jádrem z částicového kompozitu*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta chemická, Ústav chemie materiálů. Vedoucí práce Ing. Petr Poláček, Ph.D. Dostupné z: http://hdl.handle.net/11012/7394, s.9

[9] FERRACANE, Jack L. *Material in dentistry: principles and applications*. second, Philadelphia, Pennsylvania: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. ISBN 0-7817-2733-2., s. 4 – 5

[10] FERRACANE, Jack L. *Material in dentistry: principles and applications*, pozn. 9, s. 4 – 5

[11] FERRACANE, Jack L. *Material in dentistry: principles and applications*, pozn. 9, s. 4 – 5

V dnešní době se na trhu vyskytuje široká škála dentálních materiálů a zubní lékaři tudíž mají vhodné materiály pro různé situace. Nicméně žádný z materiálů nesplňuje všechny požadavky. Jinými slovy, neexistuje žádný univerzální dentální materiál.[12]

1.3 Obecné vlastnosti dentálních materiálů

Vlastnosti dentálních materiálů lze rozdělit na biologické, chemické, fyzikální a mechanické.[13] Pochopení těchto vlastností je základem pro správný výběr vhodného materiálu v konkrétních situacích.[14]

1.3.1 Biologické vlastnosti

Materiály používané v dutině ústní jsou klasifikované jako **biomateriály**. Biomateriál je definován jako jakákoliv jiná látka než léčivo, kterou lze po libovolnou dobu používat jako součást těla a která léčí, doplňuje nebo nahrazuje jakoukoliv tkáň, orgán nebo funkci těla.[15]

Aby byl dentální materiál dlouhodobě tolerovaný živými tkáněmi organismu, musí mít nulové nebo pozitivní biologické vlastnosti. Dentální materiál by proto z hlediska biologických vlastností měl být:

- biokompatibilní
- biostabilní
- netoxický pro organismus
- nedráždivý pro ústní a jiné tkáně
- nealergenní
- nemutagenní, nekancerogenní a neteratogenní [16]

---

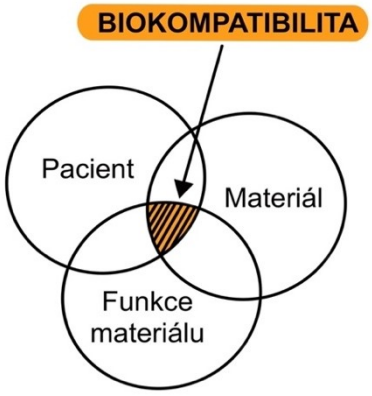
[12] FERRACANE, Jack L. *Material in dentistry: principles and applications*, pozn. 9, s. 4 – 5
[13] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*. Praha: Stanislav Juhaňák – Triton, 2016. ISBN 978-80-7387-543-5., s. 1043
[14] POWERS, John M. a John C. WATAHA, CHEN, Yen-Wei, ed. *Dental Materials: Foundations And Applications*. 11th edition. St. Louis (Missouri): Elsevier, 2017. ISBN 978-0-323-31637-8., s. 2
[15] MANAPPALLIL, John J. *Basic Dental Materials*. 4th edition. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2016. ISBN 978-93-5250-048-2, s. 61
[16] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1045

Biokompatibilta (snášenlivost)

Dle Watahy je biokompatibilita vlastnost materiálu, která je závislá na prostředí a je definována jako schopnost vyvolat přiměřenou biologickou odpověď hostitele v dané situaci. Z toho vyplývá, že jeden materiál nemusí být z hlediska biokompatibility přijatelný pro všechny aplikace – například materiál, který je vhodný na lité korunky, nemusí být přijatelný jako zubní implantát.[17] O materiálu lze říct, že je biokompatibilní v případě, že se jedná o materiál nedestruktivní pro biologické prostředí a zároveň interagující ve prospěch pacienta.[18]

V užším slova smyslu lze biokompatibilitu chápat jako interakci mezi hostitelem (pacientem), materiálem a očekávanou funkcí materiálu. Abychom mohli materiál nazvat „biokompatibilní“, musí být všechny 3 faktory v rovnováze.[19] (Obrázek 2)

Obrázek 2 *- Interakce mezi hostitelem, materiálem a funkcí*



Zdroj: Autor

Biostabilita

„Biostabilita je schopnost materiálu odolávat procesům probíhajícím v těle.“[20] Tato vlastnost je důležitá zejména u materiálů, od kterých se očekává, že

[17] WATAHA, John C. Biocompatibility of dental materials. In CRAIG, Robert G., et al. (Eds), *Restorative dental materials*. 11th ed. St. Louis: Mosby, 2002. ISBN 0-323-01442-9, s. 126
[18] VAN NOORT, Richard a Michele E. BARBOUR. *Introduction to Dental Materials*. 4th ed. Nizozemsko: Elsevier, 2013. ISBN 978-0-7234-3781-9., s. 5
[19] WATAHA, John C. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2001, 86(2), 203-209 [cit. 2021-8-30]. ISSN 00223913. Dostupné z: doi:10.1067/mpr.2001.117056, s. 203 – 209
[20] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1045

budou po určitou dobu plnit v organismu svou stanovenou funkci a zachovají si svou stabilitu.[21]

Naopak vlastnost, při které dojde ke spontánní dezintegrace materiálu poté, co po určitou dobu plnil svou funkci, se nazývá **biolabilita.** Tato vlastnost je žádoucí například při použití vstřebatelných stehů, nikoliv však u dentálních materiálů.[22]

Toxicita (jedovatost)

Toxicita neboli jedovatost, je vlastnost stomatologického materiálu, která je způsobena přítomností toxických látek (jedů) v materiálu, jejichž působením dochází k poškozování tkání organismu.[23]

Iritabilita (dráždivost, zcitlivění)

Iritabilita spočívá ve vzniku přecitlivělosti v důsledku opakovaného setkávání organismu s daným antigenem a následné indukci obranné zánětlivé odpovědi.[24]

Alergenicita

Jako alergie je označována nepřiměřeně silná reakce organismu, k níž dochází při opětovném setkání vnímavého jedince s pro něj škodlivou látkou (alergenem).[25] Nejčastěji dochází k alergickým reakcím při setkání s niklem a palladiem.[26]

Mutagenita

Mutagenita je vlastnost materiálu, která mu umožňuje vytvářet změny v genetické výbavě buněk daného organismu.[27]

---

[21] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1045
[22] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1045
[23] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1045
[24] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství,* pozn. 1, s. 41
[25] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství,* pozn. 1, s. 41
[26] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1045
[27] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1045

Kancerogenita

Kancerogenita je proces způsobený kancerogenem, což je látka vyvolávající nebo urychlující zhoubné nádorové bujení v organismu.[28]

Teratogenita

Teratogenita je způsobena teratogenem, který vyvolává patologické změny a malforace vyvíjejícího se plodu.[29]

1.3.2 Chemické vlastnosti

Chemické složení a chemické vlastnosti materiálu jsou jedním ze základních faktorů, které podmiňují trvanlivost protetické zubní náhrady nebo výplně či dostavby zubu. Nemělo by docházet k **rozpouštění** dentálních materiálů, **korozi** a **vyplavování částic** hmoty do dutiny ústní.[30]

Rozpustnost

Rozpustnost dentálních materiálů bývá nejčastěji podmíněna radikální změnou pH. V prostředí, kde pH běžně kolísá od mírně kyselého (pH od 4) k mírně zásaditému (pH do 8,5) jsou dentální materiály degradovány mnohem rychleji než při neutrálním pH.[31]

Vyluhování

Vlivem absorpce vody a difúze dochází k vyplavování složek materiálu do dutiny ústní. V důsledku tohoto jevu může docházet ke změně vlastností materiálu a následně k biologickému dráždění okolních struktur. [32]

Koroze

„Ve stomatologii se koroze definuje jako schopnost materiálu uvolňovat

---

[28] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 41
[29] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I.*, pozn. 13, s. 1045
[30] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství,* pozn. 1, s. 40
[31] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 40
[32] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství,* pozn. 1, s. 40

ionty kovů nebo jejich komplexů v prostředí dutiny ústní.“[33] Koroze, která vzniká působením korozních činidel (kyslík, síra, kyseliny z potravy) se nazývá **prostá chemická koroze**. Tento druh koroze je v dutině ústní velmi vzácný, protože ke konstrukci náhrad jsou většinou využívány kovové slitiny, které jsou vůči chemické korozi odolné.[34]

Ale i tyto slitiny mohou podléhat korozi. Jedná se o druh koroze, který je podmíněný elektrochemickými pochody, které urychlují působení korozních činidel. Tento jev je nazýván **elektrochemická koroze** kovů.[35]

1.3.3 Fyzikální vlastnosti

Fyzikální vlastnosti jsou založené na fyzikálních zákonech, které popisují zejména hmotnost, energii, sílu, teplo, elektřinu a dalších fyzikálních jevy.[36]

Tepelná vodivost

Tepelná vodivost je veličina, která udává, kolik tepla projde materiálem při změně teploty.[37] Lidská sklovina a dentin jsou špatné tepelné vodiče ve srovnání například se slitinami zlata a zubním amalgámem. V případě, kdy je část zubu nahrazena kovovou náhradou, jako je amalgám nebo slitina zlata, může být zub dočasně více citlivý na změny teploty v ústech. [38]

Elektrická vodivost

Jedná se o schopnost materiálu vést elektrický proud. Vyjadřuje se hodnotou měrné vodivosti. Opakem této hodnoty je měrný odpor. Míra elektrické vodivosti materiálu se odvíjí od jeho struktury a složení. Na základě různé schopnosti vést elektrický proud rozdělujeme materiály na vodiče, polovodiče (středně dobře

---

[33] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1045
[34] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1045
[35] VALENTOVÁ, Kateřina. *Chemické vlastnosti dentálních materiálů*. 2. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 9788024428666., s. 36
[36] POCKET DENTISTRY. Physical and Mechanical Properties of Dental Materials. *Pocket Dentistry: Fastest Clinical Dentistry Insight Engine* [online]. 2020 [cit. 2021-12-02]. Dostupné z: https://pocketdentistry.com/physical-and-mechanical-properties-of-dental-materials-2/
[37] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1044
[38] POWERS, John M. a John C. WATAHA, CHEN, Yen-Wei, ed. *Dental Materials: Foundations And Applications*, pozn. 14, s. 16

vodivé materiály) a nevodivé materiály (izolanty, dielektrika). Pokud dojde v dutině ústní ke styku více vodičů, může dojít k nežádoucímu jevu – galvanismu.[39]

Ke **galvanismu** dochází při umístění vodičů do vodivého prostředí dutiny ústní. Jedná se o soubor jevů, jejichž podstatou je přeměna energie uvolněné chemickými reakcemi v energii elektrickou a naopak. Kovy při styku s elektrolytem uvolňují ze svého povrchu kationty, které přecházejí do sliny (elektrolytu) a dochází tak k poškození povrchů kovů neboli k tzv. **elektrochemické korozi.**[40] Galvanické proudy mohou být pro citlivé pacienty zdrojem zdravotních potíží ve formě dynií a dále pak mohou indukovat vznik patologických lézí (tzv. syndrom bílé léze).[41]

Elektrické vlastnosti stomatologických materiálů velmi často souvisejí s chemickými vlastnostmi a jsou proto souborně nazývány elektrochemickými jevy.[42]

Objemová stabilita

Tato vlastnost vyjadřuje stálost objemu materiálů v čase a má význam zejména při jejich zpracování. Změna objemu materiálů může nastat buď snížením objemu – **kontrakcí**, anebo zvýšením objemu – **expanzí**. Ke změně dochází působením tekutin nebo teploty.[43]

Působením tekutin na stomatologické materiály může dojít k:

- absorpci = expanze nasátím tekutin dovnitř materiálu
- adsorpci = expanze ukládáním tekutin na povrchu materiálu
- dehydrataci = kontrakce ztrátou tekutin[44]

Zubní tkáně i dentální materiály jsou v ústech vystavovány teplotním výkyvům, v důsledku čehož dochází ke změně jejich rozměrů.[45] Vliv teploty na objemovou stabilitu materiálu je charakterizován koeficientem teplotní

---

[39] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 38
[40] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 38
[41] LIBÁNSKÁ, Markéta. Glossodynie a stomatodynie v diferenciální diagnostice. *LKS: ČASOPIS ČESKÉ STOMATOLOGICKÉ KOMORY* [online]. Praha: Česká stomatologická komora, 2015, 25(1) [cit. 2021-11-27]. Dostupné z: https://www.lks-casopis.cz/wp-content/uploads/lks1501web.pdf
[42] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I.*, pozn. 13, s. 1044
[43] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I.*, pozn. 13, s. 1044
[44] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I.*, pozn. 13, s. 1044
[45] POWERS, John M. a John C. WATAHA, CHEN, Yen-Wei, ed. *Dental Materials: Foundations And Applications*. pozn. 14, s. 16

roztažnosti (expanze).[46] Hodnota koeficientu teplotní roztažnosti dentální materiálů však obvykle neodpovídá hodnotě koeficientu teplotní roztažnosti zubních tkání – zpravidla je hodnota dentálních materiálů několikanásobně větší. Klinickým projevem tohoto jevu je vznik malé spáry mezi zubem a výplňovým materiálem. Se změnou objemu materiálů souvisí také jev zvaný **perkolace**, který spočívá v pronikání orální tekutiny do vzniklé spáry. Při návratu teploty k normální hodnotě je tekutina ze spáry vytlačena.[47]

Hustota

Hustota je veličina, kterou je vyjádřen poměr hmotnosti a objemu. Má vliv zejména na mechanické vlastnosti a celkovou hmotnost materiálů.[48]

Barva a optické vlastnosti

Optickým vlastnostem a barvě materiálů je přisuzována nemalá důležitost, neboť se výrazně podílejí na estetické kvalitě výrobku, na níž jsou kladeny stále vyšší nároky.[49]

Barva materiálu vychází z vlastností materiálu a daných světelných podmínek, velký vliv má také vnitřní stavba materiálu či tvar náhrady. Samotnou barvu charakterizují tři veličiny – tón, jas a sytost. Požadované barvy lze docílit míchání tří základních barev – červené (red), zelené (green) a modré (blue). Měření barvy zubní náhrady je prováděno v odraženém světle instrumentálně (spektrofotometrem a integrační koulí) nebo vizuálně. Vizuální určení barvy však může být často nepřesné v důsledku okolností jako jsou například nestandartní světelné podmínky v ordinaci a laboratoři, subjektivní vnímání barev či zraková únava.[50]

V rámci optických vlastností jsou u stomatologický materiálů popisovány veličiny jako například **lesk** (odraz světla od povrchu materiálu), **metamerie** (dva materiály mají v určitém světelném spektru tutéž barvu, ale při změně daného

---

[46] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1044
[47] POWERS, John M. a John C. WATAHA, CHEN, Yen-Wei, ed. *Dental Materials: Foundations And Applications*. pozn. 14, s. 16
[48] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1044
[49] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 28
[50] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 29

spektra se bude jejich barva lišit), **fluorescence, průhlednost, průsvitnost, opacita** (zabránění průchodu světla materiálem), **opalescence** (rozptyl světla), **lom světla, třpyt** (odraz dopadajících paprsků světla různými směry).[51]

K docílení žádaných optických vlastností u náhrad zubních tkání jsou využívány vícesložkové materiály. Přidáním dalších složek se dosáhne kýžených speciálních efektů.[52]

Vlastnosti povrchů

Vlastnosti povrchů materiálů jsou různé v závislosti na typu materiálu a jeho použití. U materiálů, které se budou vázat s jinými materiály je žádoucí mikroskopicky nebo makroskopicky zdrsněný povrch, který zajistí větší vazebné rozhraní a zvětší sílu vzájemné vazby materiálů. Naopak na povrchu materiálu, který ční do dutiny ústní je požadován co nejhladší povrch, který nebude retenčním místem pro zbytky potravy, zubní plak a pigmentace.[53]

1.3.4 Mechanické vlastnosti

Mechanické vlastnosti jsou klíčové z hlediska dlouhodobé trvanlivosti náhrady tvrdé zubní tkáně v dutině ústní. Zodpovídají za odolnost proti žvýkacím silám, proti opotřebování povrchu materiálu tvrdšími částicemi potravy a proti přímému působení antagonistů. Materiály jsou v dutině ústní namáhány v tlaku, tahu, ohybu, krutu a jejich kombinacemi.[54]

Pevnost

Pevnost určuje míru odolnosti materiálu[55] a zahrnuje další veličiny, kterými jsou **pevnost v tlaku** (schopnost odolávat vnějším tlakům), **pevnost v tahu** (napětí uvnitř materiálu při prodloužení odpovídajícím ireverzibilní deformaci), **pevnost v ohybu** (schopnost odolávat deformaci v ohybu kolmo k dlouhé ose materiálu),

---

[51] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství,* pozn. 1, s. 30
[52] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 30
[53] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1044
[54] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 24
[55] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 24

pevnost v krutu (schopnost odolávat deformaci v ohybu souběžně s podélnou osou materiálu) a **rázová pevnost** (odolnost vůči nárazu).[56]

Tzv. **Youngův modul pružnosti** charakterizuje pružnou deformaci v počátečním stádiu zatěžování a je roven stupni napětí k poměrnému prodloužení. Více pružné materiály mají nízký modul pružnosti. **Mez kluzu** vyjadřuje míru plastické deformace materiálu, která odpovídá napětí způsobující trvalou deformaci materiálu.[57]

Další veličinou, která souvisí s pevností, je **houževnatost v lomu**, která vyjadřuje sílu nutnou ke vzniku fraktury v materiálu.[58]

Na základě jednotlivých hodnot pevnosti a pružnosti jsou materiály děleny na materiály rigidní křehké, rigidní pevné, pružné křehké a pružné pevné. [59]

Tvrdost

Tvrdost je definována jako schopnost materiálu odolávat vniku cizího tělesa. Hodnota tvrdosti se odvíjí od krystalové struktury materiálu a na pevnosti vazeb mezi jednotlivými částicemi materiálu. Obecně platí, že tvrdost roste s klesající vzdáleností strukturních částic, s pravidelností krystalové mřížky, s násobností vazeb a vyšším podílem iontové vazby.[60]

K určení hodnoty tvrdosti jsou využívány tzv. vnikací (vrypové) zkoušky, které se od sebe navzájem liší tvarem a materiálem vnikajícího tělesa, hodnotou zatížení a způsobem vyhodnocení. Mezi současně nejvíce rozšířené a používané patří zkoušky tvrdosti podle Mohse, Brinella, Rockwella, Vickerse a Knoopa.[61]

První vnikací zkoušku sestavil v roce 1882 Friedrich **Mohse.** Základem je desetičlenná stupnice nerostů, v níž každý tvrdší nerost rýpe do předcházejícího

---

[56] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1043
[57] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1043
[58] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1043
[59] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1043
[60] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1043
[61] ODDĚLENÍ POVRCHOVÉHO INŽENÝRSTVÍ. Zkoušky tvrdosti. *Oddělení povrchového inženýrství* [online]. Plzeň: Katedra materiálu a strojírenské metalurgie, Západočeská univerzita v Plzni, 2015 [cit. 2022-02-16]. Dostupné z: https://www.opi.zcu.cz/Zkousky_tvrdosti.pdf, s. 1 – 12

měkčího nerostu (Tabulka 1). Jedná se o poměrně jednoduchý systém, který však dodnes nachází uplatnění například v geologii.[62]

Tabulka 1 *- Mohsova stupnice tvrdosti*

Stupeň	Minerál	Poznámka
1	mastek	lze rýpat nehtem
2	halit	
3	kalcit	lze rýpat nožem
4	fluorit	
5	apatit	
6	živec	rýpe do skla
7	křemen	
8	topaz	
9	korund	
10	diamant	

Zdroj: CHADIMOVÁ, Vlasta, Marek CHVÁTAL, Jiří KÜHN a Dobroslav MATĚJKA. Mineralogie pro školy: Vlastnosti. *Mineralogie pro školy* [online]. Praha: Přírodovědecká fakulta Univerzity Karlovy [cit. 2022-02-16]. Dostupné z: http://web.natur.cuni.cz/ugmnz/mineral/vlastnosti.html

Brinellova zkouška byla představena v Paříži v roce 1900 švédským inženýrem Brinellem. Její podstatou je vtlačování kalené ocelové kuličky do vyleštěné plochy testovaného kovu při zvoleném konstantním zatížení. Tvrdost je vyjádřena vztahem HB = F/S. Po provedení je nutné změřit průměr a hloubku vtisku. Průměr je měřen pomocí mikroskopu – tzv. Brinellovy lupy (až na setiny mm), přesné změření hloubky je však výrazně náročnější. Tato zkouška je vhodná pouze pro měkké kovy a heterogenní materiály (neželezné kovy a slitiny).[63]

Rockwellova zkouška spočívá ve vnikání kuželovitého indentoru z diamantu s vrcholovým úhlem 120°. Tato metoda nevyžaduje upravený povrch, protože při zatížení 98 N se nastaví hloubkoměr na nulu, poté dojde k zatížení

[62] CHADIMOVÁ, Vlasta, Marek CHVÁTAL, Jiří KÜHN a Dobroslav MATĚJKA. Mineralogie pro školy: Vlastnosti. *Mineralogie pro školy* [online]. Praha: Přírodovědecká fakulta Univerzity Karlovy [cit. 2022-02-16]. Dostupné z: http://web.natur.cuni.cz/ugmnz/mineral/vlastnosti.html

[63] ODDĚLENÍ POVRCHOVÉHO INŽENÝRSTVÍ. Zkoušky tvrdosti, pozn. 61, Dostupné z: https://www.opi.zcu.cz/Zkousky_tvrdosti.pdf, s. 1 – 12

hlavní silou a po odlehčení zpět na 98 N je odečtena hloubka vtisku. Tato metoda měření tvrdosti byla vypracována za účelem sériových kontrol kalených, zušlechťovaných a tepelně zpracovávaných ocelí.[64]

Vickersovu zkoušku popsali Angličané Smith a Sandland, název byl odvozen od tvrdoměru firmy Vickers. Jako indentor je používán čtyřboký diamantový jehlan s vrcholovým úhlem stěn 136°, tudíž vtisky jsou čtyřhranné a pravidelné. Po provedení vtisku je změřena jeho úhlopříčka a naměřená hodnota je dosazena do vztahu $HV = 0{,}189\ F/u^2$ (F – zátěžná síla [N], u – průměrná hodnota úhlopříčky [mm]). Výhodou této metody je vysoká přesnost naměřených výsledků a malá velikost vtisků, které testovanou plochu příliš nepoškozují. Velikost vtisku však naopak může být u hrubozrnných nebo nehomogenních materiálů nevýhodná, protože nebude možné určit jednoznačný výsledek. Další nevýhodou je, že testované povrchy musí být opracovány na určitou drsnost.[65]

Tabulka 2 popisuje orientační hodnoty tvrdosti podle Vickerse u vybraných materiálů.

***Tabulka 2** - Orientační hodnoty tvrdosti některých materiálů podle Vickerse*

Materiál	Vickersova tvrdost (kg/mm2)
sklovina	350
dentin	60
akrylát	20
amalgám	100
porcelán	450
Co-Cr slitina	420

Zdroj: HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*. Praha: Galén, c2009. Zubní lékařství. ISBN 978-80-7262-581-9, s. 27

[64] ODDĚLENÍ POVRCHOVÉHO INŽENÝRSTVÍ. Zkoušky tvrdosti., pozn. 61, Dostupné z: https://www.opi.zcu.cz/Zkousky_tvrdosti.pdf, s. 1 – 12

[65] ODDĚLENÍ POVRCHOVÉHO INŽENÝRSTVÍ. Zkoušky tvrdosti., pozn. 61, Dostupné z: https://www.opi.zcu.cz/Zkousky_tvrdosti.pdf, s. 1 – 12

Knoopova zkouška tvrdosti byla vypracována v roce 1939. Její princip je velmi podobný Vickersově zkoušce, liší se však tvarem indentoru. Jako vnikací těleso je použit rovněž diamantový jehlan, který však nemá čtvercovou základnu, ale velmi protáhlou kosočtvercovou. Vtisk má tedy tvar kosočtverce s poměrem úhlopříček 1:7 a poměřuje se pouze delší rozměr úhlopříčky. Výsledná hodnota tvrdosti se stanoví podle vztahu HK = 1,451 F/ l^2 (F – zátěžná síla [N], l – hodnota delší úhlopříčky [mm]). Výhodou této zkoušky je možnost využití i u materiálů s velmi slabou povrchovou vrstvou či u úzkých součástí jako jsou například dráty.[66]

Tabulka 3 udává tvrdosti podle Knoopa u vybraných dentálních materiálů.

Tabulka 3 *- Knoopova tvrdost u vybraných dentálních materiálů*

Materiál	Knoopova tvrdost (kg/mm2)	Knoopova tvrdost (GPa)
flow kompozit	20	0,20
zinkfosfátový cement	40	0,39
zubní cement	43	0,42
zubní dentin	68	0,67
22-karátová zlatá slitina	85	0,83
amalgám	110	1,08
zubní sklovina	343	3,36
keramika	460	4,51

Zdroj: POWERS, John M. a John C. WATAHA, CHEN, Yen-Wei, ed. *Dental Materials: Foundations And Applications*. 11th edition. St. Louis: Elsevier, 2017. ISBN 978-0-323-31637-8, s. 22

Abrazivzdornost

Abrazivzdornost je další mechanickou vlastností, která je u dentálních materiálů popisována. Jedná se o schopnost materiálů odolávat působení tvrdých částic, které způsobují odřezávání mikročástic z materiálu (mikrořezání) a vytvářejí jemné rýhy na povrchu materiálu (mikrorýhování). Oba tyto mechanismy způsobují

[66] ODDĚLENÍ POVRCHOVÉHO INŽENÝRSTVÍ. Zkoušky tvrdosti., pozn. 61, Dostupné z: https://www.opi.zcu.cz/Zkousky_tvrdosti.pdf, s. 1 – 12

postupný úbytek materiálu. Abraze způsobená antagonistou v zubní oblouku je nazývána **otěr**.[67]

Pružnost

Pružnost neboli elasticita materiálu spočívá ve schopnosti materiálu nabývat svého původního objemu po působení vnějších mechanických podnětů, které způsobí například natažení, kontrakce, stočení či ohnutí materiálu. V době působení vnějšího podnětu dochází k tzv. elastické deformaci. Po skončení působení vnějšího podnětu se materiál opět vrací beze změny do původní formy. Veličina „**limit elasticity**“ označuje nejsilnější vnější podnět, který je materiál schopný snést bez toho, aby došlo k jeho trvalé deformaci.[68]

Jako elastické jsou označovány takové materiály, které nabývají své původní formy ihned po odstranění působení vnějšího podnětu. Viskoelastické materiály se do původního tvaru navracejí pomaleji a s následkem určitého stupně trvalé deformace. Stupeň trvalé deformace se odvíjí od velikosti působícího napětí a času, po který vnější podnět na materiál působil.[69]

Tuhost a křehkost

„**Tuhost** neboli houževnatost je schopnost materiálu odolávat změně tvaru pod účinkem vnější síly. Jinými slovy se jedná o mechanickou energii potřebnou k fraktuře materiálu.“[70]

Opakem tuhosti je **křehkost**.[71] Křehké materiály mají malou schopnost se deformovat před vznikem fraktury, a tudíž špatně odolávají nárazům a vibracím. Takovéto materiály se vyznačují vysokou pevností v tlaku a nízkou pevností v tahu. Jedná se o většinu anorganických nekovových materiálů, které jsou ve stomatologii využívány.[72]

---

[67] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1043
[68] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1044
[69] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1044
[70] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1043
[71] ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*., pozn. 13, s. 1043
[72] ZHANG, Haimei. Building *Materials in Civil Engineering: The Basic Properties of Building Materials* [online]. Witney: Woodhead Publishing, 2011, [cit. 2022-03-01]. ISBN 9781845699567. Dostupné z: https://www.sciencedirect.com/book/9781845699550/building-materials-in-civil-engineering, s. 24

1.4 Rozdělení dentálních materiálů nahrazujících tvrdé zubní tkáně

Náhradou ztracených zubních tkání se ve stomatologii zabývají specializace protetické zubní lékařství a konzervační zubní lékařství, které k nahrazení tkání využívají různé materiály.

1.4.1 Materiály protetického zubního lékařství

Při výrobě protetických zubních náhrad je v laboratoři i v ordinaci využíváno velké množství materiálů. Pro snadnější zařazení, klasifikaci a charakteristiku se využívá rozdělení materiálů na hlavní a pomocné.

Pomocné materiály jsou využívány během celého procesu výroby protetické náhrady, ale i během oprav či úprav protéz. Nejsou určeny k dlouhodobému kontaktu s dutinou ústní a nemusí proto splňovat přísná kritéria jako materiály hlavní. Pomocné protetické materiály se dělí na:

a) <u>základní výrobní materiály:</u>
   - otiskovací hmoty, modelovací hmoty, modelové hmoty, formovací hmoty

b) <u>materiály pro opracování a úpravu protézy / modelu:</u>
   - preparační materiály, brusné materiály, leštící materiály, izolační materiály, mořící materiály, spájecí materiály[73]

Jako hlavní jsou označovány materiály, ze kterých je zhotovena vlastní náhrada a jsou tedy ve stálém kontaktu s dutinou ústní, s výjimkou snímatelných zubních náhrad, které jsou na krátkou dobu z úst vyjímány. Mezi hlavní protetické materiály se řadí:

- kovové materiály a jejich slitiny,
- keramické materiály
- plastické materiály[74]

---

[73] JORDA, David. *Protetická technologie: Upravená vizuální učebnice pro studenty se sluchovou vadou.* Praha: Střední škola, Základní škola a Mateřská škola pro sluchově postižené. 2008. Dostupné z: https://davidjorda-pt.webnode.cz/_files/200000015-dacc5dbc6c/Proteticka%20technologie.pdf, s. 23

[74] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství,* pozn. 1, s. 21

1.4.1.1 Kovové materiály a jejich slitiny

Kovy a jejich slitiny jsou v zubním lékařství nepostradatelnými materiály. Mají široké uplatnění, které sahá od výplní, korunkových a můstkových konstrukcí, kořenových čepů, přes konstrukce částečných snímatelných náhrad, implantátů až ke komponentům ortodontických aparátů.[75]

Všechny kovové materiály obsahují mezi jednotlivými atomy specifický typ chemické vazby – tzv. kovovou vazbu. V této vazbě dochází k neustálému pohybu a přechodu volných elektronů mezi jednotlivými jádry atomů, které zajišťují soudržnost. Tato interakce vysvětluje nejdůležitější vlastnosti kovů, kterými jsou kovový lesk, elektrická vodivost, tepelná vodivost, elasticita, plastická deformace a schopnost tvořit slitiny.[76]

Kovové materiály jsou v zubním lékařství využívány ve dvou formách – jako čisté kovy a jako kovové slitiny. Z čistých kovů jsou dnes prakticky využívány pouze **zlato** a **titan**, v ostatních případech se jedná o slitiny. Slitina je definována jako materiál, který vzniká spojením dvou a více kovů či kovů a nekovů. Slitiny kovů lze dále podle složení dělit na slitiny ušlechtilých kovů a slitiny obecných kovů.[77]

Slitiny ušlechtilých kovů

Tyto slitiny obsahují zejména zlato a dalších kovy, kterými jsou stříbro, měď, platina, paládium a iridium. Na základě chemického složení jsou dále děleny na slitiny s vysokým nebo redukovaným podílem zlata.[78]

Slitiny s vysokým obsahem zlata a kovů skupiny platiny obsahují minimálně 75 % zlata a kovů ze skupiny platiny a jsou dále děleny do 4 dalších skupin. První skupinou jsou slitiny typu I, které se vyznačují nízkou

---

[75] STRUB, Jörg Rudolf, Matthias KERN, Jens Christoph TÜRP, Siegbert WITKOWSKI, Guido HEYDECKE a Stefan WOLFART. *Protetika,* pozn. 4, s. 447

[76] STRUB, Jörg Rudolf, Matthias KERN, Jens Christoph TÜRP, Siegbert WITKOWSKI, Guido HEYDECKE a Stefan WOLFART. *Protetika*, pozn. 4, s. 447

[77] DOSTÁLOVÁ, Taťjána. Slitiny v zubní protetice. *LKS: ČASOPIS ČESKÉ STOMATOLOGICKÉ KOMORY* [online]. Praha: České stomatologické komora, 2005, 15(10), [cit. 2022-03-01]. ISSN 1210–3381. Dostupné z: https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:LaIEjpJ2uzoJ:https://portal.lf1.cuni.cz/download.php%3Ffid%3D130+&cd=14&hl=cs&ct=clnk&gl=cz&client=safari, s. 22 – 25

[78] DOSTÁLOVÁ, Taťjána. Slitiny v zubní protetice, pozn. 77. Dostupné z: https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:LaIEjpJ2uzoJ:https://portal.lf1.cuni.cz/download.php%3Ffid%3D130+&cd=14&hl=cs&ct=clnk&gl=cz&client=safari, s. 22 – 25

pevností (měkké) a jsou proto využívány především pro málo namáhané inleje. Obvykle obsahují vysoký podíl zlata (87 %). Hodnota tvrdosti podle Brinella je 47 – 70 HB. Dalším typem jsou slitiny typu II se střední pevností (středně tvrdé), které jsou indikovány ke zhotovení rozsáhlých inlejí, jednotlivých korunek a malých můstků. Jejich tvrdost podle Brinella je 80 – 90 HB. Slitiny typu III s vysokou pevností (tvrdé) jsou využívány zejména pro mechanicky velmi namáhané inleje a můstky. Tvrdost podle Brinella je 95 – 115 HB, přičemž lze ještě zvýšit procesem tvrzení. Poslední skupina je tvořena slitinami typu IV, které jsou mimořádně pevné (extra tvrdé) a jsou tedy vhodné pro zhotovení rozsáhlých můstků, konstrukcí snímatelných náhrad, třmenů, zásuvných spojů a kořenových nástaveb. Tvrdost podle Brinella dosahuje hodnot 130 – 160 HB a lze ji opět navýšit vytvrzováním.[79]

Slitiny s redukovaným obsahem zlata a kovů skupiny platiny obsahují ušlechtilé kovy v rozmezí od 25 % do 75 %. Vyznačují se vysokou tvrdostí a jsou řazeny do skupiny s velmi vysokou pevností (extra tvrdé). Příznivá je i jejich cena a možnost recyklace. Indikace pro tyto slitiny jsou inleje, onleje, korunky, můstky, teleskopické korunky, nesponové i sponové kotevní elementy, konstrukce a díly snímatelných náhrad.[80]

Poloušlechtilé slitiny zahrnují slitiny s vysokým i s redukovaným obsahem zlata, slitiny kovů ze skupiny platiny, slitiny na bázi paládia a slitiny na bázi neušlechtilých kovů a titanu. Tyto slitiny jsou extra pevné a jsou tedy vhodné pro zhotovení i rozsáhlejších protetických konstrukcí.[81]

Zvláštní typ slitin představují tzv. **BIO slitiny**, které vznikly kvůli časté zkřížené alergii na nikl a paládium, což si vyžádalo potřebu slitin bez jejich obsahu. Mají výbornou biokompatibilitu, ale nižší stabilitu při napalování keramiky, a proto je jejich indikace omezena na inleje, onleje, korunky a můstky menšího rozsahu.[82]

---

[79] DOSTÁLOVÁ, Taťjána. Slitiny v zubní protetice, pozn. 77. Dostupné z: https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:LaIEjpJ2uzoJ:https://portal.lf1.cuni.cz/download.php%3Ffid%3D130+&cd=14&hl=cs&ct=clnk&gl=cz&client=safari, s. 22 – 25

[80] DOSTÁLOVÁ, Taťjána. Slitiny v zubní protetice, pozn. 77. Dostupné z: https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:LaIEjpJ2uzoJ:https://portal.lf1.cuni.cz/download.php%3Ffid%3D130+&cd=14&hl=cs&ct=clnk&gl=cz&client=safari, s. 22 – 25

[81] DOSTÁLOVÁ, Taťjána. Slitiny v zubní protetice, pozn. 77. Dostupné z: https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:LaIEjpJ2uzoJ:https://portal.lf1.cuni.cz/download.php%3Ffid%3D130+&cd=14&hl=cs&ct=clnk&gl=cz&client=safari, s. 22 – 25

[82] DOSTÁLOVÁ, Taťjána. Slitiny v zubní protetice, pozn. 77. Dostupné z: https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:LaIEjpJ2uzoJ:https://portal.lf1.cuni.cz/download.php%3Ffid%3D130+&cd=14&hl=cs&ct=clnk&gl=cz&client=safari, s. 22 – 25

Slitiny obecných kovů

Tento druh slitin vzniká výhradně z neušlechtilých kovů. Trend jejich užití v mnoha zemích stoupá, neboť se jedná o finančně méně náročné materiály. Slitiny jsou biokompatibilní a při vhodném složení se vyznačují vysokou rezistencí vůči korozi. Rozlišují se dvě velké skupiny těchto slitin – kobaltové a niklové slitiny.[83]

Kobaltové slitiny (CoCr) obsahují jako hlavní složku kobalt, dále minimálně 25 hmotnostních % chromu a minimálně 4 hmotnostní % molybdenu. Aby byla slitina odolná vůči korozi, musí obsah kobaltu, chromu a molybdenu činit nejméně 85 hmotnostních %. Zbývající složka slitiny je tvořena různými neušlechtilými kovy.[84]

Niklové slitiny (NiCr) obsahují jako hlavní složku nikl, dále minimálně 20 hmotnostních % chromu a 4 hmotnostní % molybdenu. Dohromady musí tyto prvky opět tvořit minimálně 85 hmotnostních %. Nevýhodou těchto slitin je již dříve zmíněná alergie na nikl, kvůli které se použití niklových slitin nedoporučuje.[85]

Niklové a zejména kobaltové slitiny se typicky vyznačují vysokou tvrdostí i pevností v porovnání se slitinami ušlechtilých kovů a zároveň jsou díky jejich malé měrné hmotnosti (8 – 9 g/cm^3) zhotovené konstrukce lehké. Nevýhodu představuje vysoká kontrakce během chladnutí a tuhnutí, která může být příčinou rozměrové nepřesnosti výrobku.[86]

Titan

Titan je šedý až stříbřitě bílý kov ocelového vzhledu.[87] V současném zubním lékařství je materiálem číslo jedna pro dentální implantáty, a to zejména kvůli téměř dokonalé biokompatibilitě a odolnosti vůči korozi. Stoupá také jeho využití ve fixní protetice, ve snímatelné protetice je využíván zřídka. Titanové

---

[83] STRUB, Jörg Rudolf, Matthias KERN, Jens Christoph TÜRP, Siegbert WITKOWSKI, Guido HEYDECKE a Stefan WOLFART. *Protetika*, pozn. 4, s. 451

[84] STRUB, Jörg Rudolf, Matthias KERN, Jens Christoph TÜRP, Siegbert WITKOWSKI, Guido HEYDECKE a Stefan WOLFART. *Protetika*, pozn. 4, s. 451

[85] STRUB, Jörg Rudolf, Matthias KERN, Jens Christoph TÜRP, Siegbert WITKOWSKI, Guido HEYDECKE a Stefan WOLFART. *Protetika,* pozn. 4, s. 51

[86] DOSTÁLOVÁ, Taťjána. Slitiny v zubní protetice, pozn. 77. Dostupné z: https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:LaIEjpJ2uzoJ:https://portal.lf1.cuni.cz/download.php%3Ffid%3D130+&cd=14&hl=cs&ct=clnk&gl=cz&client=safari, s. 22 – 25

[87] REMY, Heinrich. *Anorganická chemie II.* 2. vydání. Praha: SNTL – Nakladatelství technické literatury, 1971. ISBN 978-3-11-017770-1., s. 83 – 95

protetické výrobky jsou lehké, protože hustota titanu je 4,5 g/cm^3, zároveň však vysoce mechanicky odolné. Díky vysoké kujnosti a nízké tepelné vodivosti lze z titanu zhotovit tvarově a konstrukčně nestandartní modifikace fixních i snímatelných náhrad. Nejužívanější je čistý titan,[88] jehož hodnota tvrdosti podle Brinella je 200 HB.[89] Ojediněle mohou být využity i titanové slitiny, například Ti-6Al-4V (titan třídy 5),[90] jehož tvrdost dle Brinella dosahuje hodnoty až 334 HB.[91]

1.4.1.2 Keramické materiály

Keramické materiály neboli porcelány, se v zubním lékařství staly výchozími materiály ke zhotovení esteticky dokonalých náhrad. Pojem keramika zahrnuje veškeré materiály, při jejichž zpracování je využíváno pálení (keram = výpal).[92]

Dentální porcelány se od klasických porcelánů liší svým složením. Zatímco klasické porcelány obsahují více než 70 % kaolinu, 15 % živce a 3 – 5 % křemene, dentální porcelány obsahují pouze 3 – 5 % kaolinu, 72 – 75 % živce a 12 – 22 % křemene. Živec (křemičitan hlinitodraselný) je šedorůžová krystalická opakní hmota, která spojuje ostatní složky a podmiňuje pevnost materiálu. Křemen (oxid křemičitý) zajišťuje stabilitu materiálu při procesu pálení a způsobuje translucenci materiálu. Kaolin (aluminiumhydrosilikát) je látka, která se po smíchání s vodou mění na lepivou hmotu, což umožňuje formování masy materiálu. Dále zajišťuje také opacitu keramických materiálů. Další součástí porcelánu jsou barevné pigmenty, které umožňují barevné tónování materiálu.[93]

Keramické materiály lze dělit podle dvou kritérií – podle použití a podle způsobu zpracování. Dělení podle použití rozlišuje keramiku, která slouží

---

[88] DOSTÁLOVÁ, Taťjána. Slitiny v zubní protetice, pozn. 77. Dostupné z: https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:LaIEjpJ2uzoJ:https://portal.lf1.cuni.cz/download.php%3Ffid%3D130+&cd=14&hl=cs&ct=clnk&gl=cz&client=safari, s. 22 – 25

[89] ALCOBRA, Titanium Product Guide. *Alcobra Metals* [online]. Washington: Alcobra Metals, 2022 [cit. 2022-03-08]. Dostupné z: https://alcobrametals.com/titanium-product-guide/

[90] DOSTÁLOVÁ, Taťjána. Slitiny v zubní protetice, pozn. 77. Dostupné z: https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:LaIEjpJ2uzoJ:https://portal.lf1.cuni.cz/download.php%3Ffid%3D130+&cd=14&hl=cs&ct=clnk&gl=cz&client=safari, s. 22 – 25

[91] ALCOBRA, Titanium Product Guide, pozn. 89. Dostupné z: https://alcobrametals.com/titanium-product-guide/

[92] DOSTÁLOVÁ, Taťjana. *Fixní a snímatelná protetika*. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0655-5., s. 93

[93] DOSTÁLOVÁ, Taťjana. *Fixní a snímatelná protetika*, pozn. 92, s. 93

k fasetování kovových konstrukcí a keramiku, která slouží ke zhotovení celých konstrukcí. Tzv. **kovokeramické konstrukce** vznikají spojením keramických materiálů s kovovou konstrukcí. Hlavní složkou užívané keramiky je živec ortoklas, proto bývá někdy označována také jako tzv. živcová keramika. Kovokeramické konstrukce jsou indikovány pro zhotovení korunek, klasických fixních můstků, adhezivních můstků a keramických faset u snímatelných náhrad.[94] Jsou vhodné i pro rekonstrukci velmi rozsáhlých defektů chrupu I. třídy dle Voldřicha a pro rekonstrukci chrupu pomocí dentálních implantátů. V zásadě jedinou kontraindikací těchto náhrad je nesnášenlivost kovů, ze kterých je zhotovena kovová konstrukce. Ostatní kontraindikace odpovídají obecným kontraindikacím fixních náhrad, například tedy oslabený parodont či porucha skladby tvrdých zubních tkání. Nesnášenlivost kovů řeší tzv. **celokeramické náhrady**. Jedná se o mechanicky odolné a vysoce estetické náhrady bez kovové konstrukce. Tyto náhrady jsou indikovány pro zhotovení inlejí, onlejí, overlejí, estetických faset, kořenových inlejí, jednotlivých korunek a tříčlenných můstků, které mají pouze jeden mezičlen. Kontraindikovány jsou v případě většího rozsahu náhrady – tzn. dva a více mezičlenů a při nedostatku prostoru pro minimální tloušťku pláště. Relativní kontraindikaci může představovat i vyšší cena těchto výrobků.[95]

Podle způsobu zpracování je keramika dělena na materiály, které jsou připravovány broušením, frézováním, litím a vrstvením[96], a na produkty ve formě prášku a tekutiny.[97]

Konkrétní vlastnosti keramických materiálů se odvíjejí od složení, mikrostruktury a porozity. Zatímco složení je garantováno výrobcem, mikrostruktura a porozita je závislá na dodržení správného technologického postupu při zhotovování náhrad.[98] Jak již bylo výše zmíněno, jedná se o vysoce estetické materiály, což je podmíněno zejména výbornými **optickými vlastnostmi** a je proto zvlášť důležité jejich zachování a trvanlivost. Z mechanických vlastností vykazují keramické materiály velmi vysokou **tvrdost** – podle Knoopa dosahují

---

[94] DOSTÁLOVÁ, Taťjana. *Fixní a snímatelná protetika*, pozn. 92, s. 95
[95] DOSTÁLOVÁ, Taťjana. *Fixní a snímatelná protetika*, pozn. 92, s. 96
[96] DOSTÁLOVÁ, Taťjana. *Fixní a snímatelná protetika*, pozn. 92, s. 93
[97] DOSTÁLOVÁ, Taťjana. *Fixní a snímatelná protetika*, pozn. 92, s. 94
[98] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 77

hodnot až 460 KHN. Udávaná hodnota **hustoty** je 2,4 – 2,5 g/cm^3. Slabou stránkou keramických materiálů je však nízká **pevnost.** Pevnost v ohybu živcové keramiky je 62 – 90 MPa, pevnost v tlaku okolo 172 MPa.[99] V kombinaci s vysokou **křehkostí** činí tyto vlastnosti keramiku nejvíce náchylným materiálem ke vzniku praskliny.[100]

1.4.1.3 Plastické materiály

Plasty jsou dalšími významnými materiály, které jsou v zubním lékařství využívány. Existuje celá řada modifikací těchto materiálů a z toho plynoucí široká škála uplatnění – například inleje, onleje, estetické korunky a můstky, fasetování kovových fixních a snímatelných konstrukcí, zuby do protéz[101] či baze snímatelných zubních náhrad.[102]

Tyto materiály jsou ve stomatologii využívány již od 20. let 20. století. Prvními plasty byly methylmetakryláty, které se zpočátku těšily veliké oblibě, hlavně díky své transparenci, možnosti barvení a leštění. Postupně se však objevily nedostatky v podobě špatných mechanických vlastností, výrazné abraze a změny barvy. I přesto, že byly vyvinuty další typy plastů, jako například vinylakryláty, epoxidy, polyamidy a epiminové pryskyřice, zůstávají akryláty dodnes základním plastickým materiálem využívaným ve stomatologii.[103]

Z chemického hlediska se jedná o makromolekulární látky. Makromolekula neboli polymer, obsahuje více než 100 000 atomů (monomerů) a vzniká třemi základními reakcemi – polyadicí, polykondenzací a polymerací.[104] Základním polymerem je **polymethylmetakrylát** (PMMA).[105]

Plastické materiály jsou podle způsobu využití děleny na korunkové plasty a bazální plasty. Následně budou popsány pouze korunkové plasty, protože bazální plasty nejsou předmětem této bakalářské práce.

---

[99] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 78
[100] STRUB, Jörg Rudolf, Matthias KERN, Jens Christoph TÜRP, Siegbert WITKOWSKI, Guido HEYDECKE a Stefan WOLFART. *Protetika*, pozn. 4 s. 477
[101] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 91
[102] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 96
[103] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 87
[104] DOSTÁLOVÁ, Taťjana. *Fixní a snímatelná protetika*, pozn. 92, s. 103
[105] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 88

Korunkové plasty jsou indikovány v případě inlejí, onlejí, estetických faset, korunek, dlahovacích konstrukcí a k fasetování fixních a snímacích kovových konstrukcí. Zpracovávají se lisováním, volnou modelací a frézováním.[106] Základem chemického složení je organický polymer, dále obsahují anorganické plnivo, vazebný prostředek a systém iniciátor – akcelerátor.[107]

Norma ISO 4049 (ANSI/ADA No. 27) rozeznává dva typy a tři třídy dentálních plastů:

- typ 1: polymerní materiály vhodné pro rekonstrukce zahrnující okluzní plochy
- typ 2: ostatní polymerní materiály
    - třída 1: chemicky tuhnoucí materiály (self-cured)
    - třída 2: světlem tuhnoucí materiály (light-cured)
        - skupina 1: energie aplikovaná intraorálně
        - skupina 2: energie aplikovaná extraorálně
    - třída 3: duálně tuhnoucí materiály (dual-cured)[108]

Plastické materiály podléhají tzv. **polymerační kontrakci** o 2 – 3 %, což může být příčinou vzniku malé spáry mezi materiálem a zubní tkání. Další příčinou vzniku spáry a následné perkolace ústními tekutinami je vysoký koeficient **tepelné roztažnosti.** Klinický problém představuje také **tepelná vodivost** těchto materiálů. Tyto materiály mají tendenci k **sorpci vody** (**nasákavosti)**, která se odvíjí od kvality a spolehlivosti vazby mezi organickou a anorganickou složkou materiálu. Takto vzniklá expanze však v některých případech může kompenzovat polymerační kontrakci materiálu.[109] Korunkové plasty se vyznačují vysokou **pevností v ohybu** i **pevností v tlaku.** Hodnoty **tvrdosti** podle Knoopa jsou však poměrně nízké, a to v rozsahu 22 – 80 kg/mm^3. Dalším nedostatkem je nízká **odolnost proti otěru a abrazi**, proto jsou tyto materiály využívány zejména ve frontálním úseku chrupu, kde působí esteticky a zároveň zde nedochází k jejich velkému zatížení.[110]

---

[106] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 91
[107] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 92
[108] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 92
[109] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 92
[110] HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*, pozn. 1, s. 93

1.4.2 Materiály konzervačního zubního lékařství

Výplňové a dostavbové dentální materiály se využívají k prevenci a k náhradě ztracených zubních tkání v důsledku onemocnění dutiny ústní zubním kazem nebo v důsledku traumatu tvrdých zubních tkání.[111] K výplňové a dostavbové terapii jsou využívány tyto materiály:

- amalgámy,
- skloinomerní cementy,
- výplňové pryskyřice[112]

1.4.2.1 Amalgámy

Jako amalgám je označována směs vzniklá rozpuštěním směsi kovů v kapalné rtuti. Rozpouštěný prášek nejčastěji obsahuje stříbro, cín a měď. Z poměru těchto prvků ve směsi a morfologie částic v prášku následně vyplývají vlastnosti budoucího amalgámu.[113]

Amalgámy lze klasifikovat podle dvou kritérií – podle obsahu mědi a podle tvaru a velikosti částic prášku. Podle obsahu mědi (Cu) se amalgámy dělí na konvenční amalgámy (> 6 % Cu), disperzní amalgámy (6 – 10 % Cu) a ternární non gamma 2 amalgámy (10 – 30 % Cu). Podle tvaru a velikosti částic prášku jsou amalgámy rozděleny na pilinové, sférické (kuličkovité, vejčité, rohlíčkovité tvary) a směsné (směs pilin a sférických částic).[114]

V celosvětovém měřítku jsou dnes amalgámové výplně využívány méně častěji na úkor kompozitních materiálů. Kvůli své šedé barvě jsou využívány převážně do laterálních úseků chrupu, kde požadavky na estetiku výplně nejsou tak vysoké jako ve frontálním úseku. Dalším faktorem, který snižuje využití amalgámů

---

[111] POWERS, John M. a John C. WATAHA, CHEN, Yen-Wei, ed. *Dental Materials: Foundations And Applications*. pozn. 14, s. 1

[112] VONDRÁČKOVÁ, Lucie. Záchovná stomatologie. *Stomatologická klinika: 1. lékařská fakulta*[online]. Praha: Univerzita Karlova, c2006-2021 [cit. 2021-11-27]. Dostupné z: https://stomatologie.lf1.cuni.cz/zachovna-stomatologie

[113] STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství*. 2. vyd. Praha: Galén, c2008. Zubní lékařství. ISBN 978-80-7262-540-6, s. 73

[114] DOSTÁLOVÁ, Tatjana, et al. *Stomatologie.* 1. vydání. Praha: Grada Publishing, a.s, 2008. ISBN 978-80-247-2700-4, s. 196

jsou stále přetrvávající obavy z toxicity rtuti pro lidský organismus a životní prostředí.[115]

I přes tyto nepříznivé faktory jsou amalgámy v zubním lékařství stále využívány, a to zejména díky jejich mechanickým vlastnostem. Jako vhodný a dlouhodobě klinicky ověřený materiál jsou amalgámy využívány při ošetření kavit I., II. a V. třídy dle Blacka, pro dostavby pahýlů a pro retrográdní uzávěr kořene.[116]

Mechanická pevnost v tlaku je za 1 hodinu dle ISO normy minimálně 50 kPa a za 24 hodin minimálně 300 MPa. **Tvrdost** amalgámů se pohybuje okolo 150 KHN na Knoopově stupnici tvrdosti v závislosti na typu obsažených částic.[117] **Objemová změna** může nastat pouze v době tuhnutí během prvních 24 hodin v rozmezí od -10 do +20 µm/cm.[118] Dále je pro hodnocení kvality materiálu důležitá také hodnota **tečení (creep)**, která vypovídá o pomalé deformaci a selhávání amalgámu na okrajích výplně při dlouhodobém chronickém zatěžování. Tato hodnota je nejvyšší u amalgámů s nízkým obsahem mědi.[119] Významnými vlastnostmi amalgámů jsou také **samopečetící účinek** (self-sealing effect), který spočívá ve schopnosti utěsnit případné spáry mezi výplní a zubem, **oligodynamický efekt** (inhibice metabolismu bakterií) a **antikariogenní účinek**.[120]

Tabulka 4 srovnává některé vlastnosti směsného a sférického amalgámu.

---

[115] POWERS, John M. a John C. WATAHA, CHEN, Yen-Wei, ed. *Dental Materials: Foundations And Applications*. pozn. 14, s. 58
[116] STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství*, pozn. 113, s. 76
[117] POWERS, John M. a John C. WATAHA, CHEN, Yen-Wei, ed. *Dental Materials: Foundations And Applications*. pozn. 14, s. 64
[118] STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství*, pozn. 113, s. 76
[119] POWERS, John M. a John C. WATAHA, CHEN, Yen-Wei, ed. *Dental Materials: Foundations And Applications*. pozn. 14, s. 63
[120] STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství*, pozn. 113, s. 76

***Tabulka 4** - Srovnání vlastností směsného a sférického amalgámu*

Vlastnost	Směsný amalgám	Sférický amalgám
pevnost v tlaku (MPa)		
1 hodina	109	188
24 hodin	402	451
tvrdost dle Knoopovy stupnice (kg/mm2)	143	166
objemová změna za 24 hodin (µm/cm)	-3	-5
tečení (%)	0, 44	0, 15

Zdroj: POWERS, John M. a John C. WATAHA, CHEN, Yen-Wei, ed. *Dental Materials: Foundations And Applications*. 11th edition. St. Louis: Elsevier, 2017. ISBN 978-0-323-31637-8, s. 64, přeložil: autor

1.4.2.2 Skloinomerní cementy

Skloinomerní (sklo-polyalkenoátové) cementy tvoří velkou skupinu estetických výplňových a dostavbových adhezivních materiálů. Český název pochází z překladu anglického glass-ionomer-cements (GIC). Podle ISO normy (1989) se nazývají sklo-polyalkenoátové cementy. Do praxe byly uvedeny v roce 1969 dvojicí Wilson a Kent. Od té doby dochází k neustálému dynamickému vývoji těchto materiálů.[121] Díky výraznému zlepšení fyzikálně-mechanických vlastností dnes nachází uplatnění napříč všemi stomatologickými obory – v záchovné stomatologii, dětské stomatologii, v endodoncii, zubní protetice a při využití tzv. ART techniky (Atraumatic Restorative Treatment).[122]

Z chemického hlediska obsahují cementy organickou část, anorganickou část a reakční médium. Vznik finálního materiálu probíhá na základě acidobazické reakce, během které dochází k výměně iontů mezi kalciumfluorohlinito-křemičitým sklem a vodným roztokem polyalkenoátových kyselin.[123]

---

[121] MINČÍK, Jozef. *Kariologie*. Praha: StomaTeam, 2014. ISBN 978-80-904377-2-2., s. 140
[122] ŠALINOVIĆ, Ivan, Matea STUNJA, Zdravko SCHAUPERL, Željko VERZAK, Ana IVANIŠEVIĆ MALČIĆ a Valentina BRZOVIĆ RAJIĆ. Mechanical Properties of High Viscosity Glass Ionomer and Glass Hybrid Restorative Materials. *Acta Stomatologica Croatica* [online]. 2019, 53(2), [cit. 2022-03-19]. ISSN 00017019. Dostupné z: doi:10.15644/asc53/2/4, s. 125 – 131
[123] STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství*, pozn. 113, s. 94

V roce 1988 zavedli Wilson a McLean dělení skloinomerních cementů podle použití, které rozlišuje 3 základní skupiny:

- typ I – fixační cementy
- typ II – výplňové cementy
    - typ II1 – estetické výplňové cementy
    - typ II2 – zesílené cementy
- typ III – podložkové cementy

Toto základní dělení bylo později rozšířeno ještě o další tři typy cementů:

- typ IV – pečetidla fisur
- typ V – ortodontické cementy
- typ VI – dostavbové cementy[124]

Konkrétní využití a indikace jednotlivých typů popisuje Tabulka 5.

Tabulka 5 *- Použití skloinomerních cementů*

Fixační cement • fixace inlejí, korunek, můstků • fixace ortodontických kroužků • fixace ochranných korunek • fixace kořenových čepů a kořenových dostaveb
Definitivní estetický výplňový materiál • výplně dočasných zubů (I., II., III. a V. třídy podle Blacka) • výplně stálých zubů kvit III. třídy se zachovalou vestibulární sklovinou • kazy a defekty v krajině krčků zubů (kavity V. třídy podle Blacka: eroze, abraze, klínovité defekty) • kazy III. třídy šířící se gingiválně • sendvičové a laminátové výplně • ošetření mikrokavit II. třídy podle Blacka
Dostavby vitálních a endodonticky ošetřených zubů • dostavby destruovaných korunek dočasných zubů • dostavby korunek v kombinaci s parapulpálními či kořenovými čepy s následným protetickým ošetřením (podmínkou jsou nejméně 2 mm zubních tkání)
Provizorní výplně • po překrytí obnaženého dentinu $Ca(OH)_2$ preparáty • překrytí léčebné vložky s $Ca(OH)_2$ během endodontického ošetření
Podložka • pod amalgámové a kompozitní výplně • u sendvičové techniky
Pečetění fisur a jamek

Zdroj: STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství*. 2. vyd. Praha: Galén, c2008. Zubní lékařství. ISBN 978-80-7262-540-6, s. 96

[124] MINČÍK, Jozef. *Kariologie,* pozn. 121, s. 142

Z hlediska vlastností materiálů je pro tyto skloinomerní cementy typická schopnost tvořit **chemickou vazbu ke sklovině a dentinu**. Tato vazba je zprostředkována aktivní difúzí a iontovou výměnou mezi materiálem a tvrdými zubními tkáněmi. Další, a velmi žádané vlastnosti, jsou **antikariogenní vlastnosti** cementů. Vyplývají z chemického složení a již zmíněné výměny iontů. Skloinomerní cementy navíc neustále uvolňují malé množství fluoridů, které jsou účinnou prevencí vzniku zubního kazu. Z pohledu **biologických vlastností** jsou všeobecně považovány za velmi šetrné k lidskému organismu. **Fyzikální vlastnosti** u ručně míchaných cementů se odvíjí od množství prášku rozmíchaného v tekutině. Lepší výsledky jsou proto pozorovány u cementů ve formě kapslí. **Mechanické vlastnosti** těchto materiálů jsou ve srovnání s amalgámy a kompozitními materiály horší, a proto jsou kontraidikovány na mechanicky více namáhaná místa.[125] **Pevnost v tlaku** se přibližně pohybuje v hodnotách 70 – 210 MPa, **pevnost v ohybu** v rozmezí 3,9 – 8,3 MPa.[126] **Tvrdost** podle Knoopa nabývá přibližně hodnot 38 – 74 KHN.[127]

1.4.2.3 Výplňové pryskyřice

Výplňové pryskyřice jsou v oboru záchovné stomatologie indikovány ke zhotovení kompozitních výplní. Termín „kompozitní výplň“ označuje velmi estetický plastický výplňový materiál, který se po aplikaci do kavity ztvrzuje přívodem energie nebo k jeho tuhnutí dochází chemickou reakcí.[128]

Vznik novodobých a dnes využívaných kompozitních materiálů je spojován s profesorem Rayem Bowenem. Ten v roce 1962 syntetizoval monomer o velké molekulární hmotnosti, který následně obohatil o anorganický křemičitý prášek, čímž dosáhl vzniku chemické vazby mezi organickou matrix a anorganickým plnivem a vylepšil tak fyzikální vlastnosti materiálu.[129]

---

[125] MINČÍK, Jozef. *Kariologie,* pozn. 121, s. 143
[126] POWERS, John M. a John C. WATAHA, CHEN, Yen-Wei, ed. *Dental Materials: Foundations And Applications*, pozn. 14, s. 91
[127] BONIFÁCIO, CC, CJ KLEVERLAAN, DP RAGGIO, A WERNER, RCR de Carvalho a WE van Amerongen. Physical-mechanical properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment. *Australian Dental Journal* [online]. 2009, 54(3), [cit. 2022-03-19]. ISSN 00450421. Dostupné z: doi:10.1111/j.1834-7819.2009.01125.x, s. 233 – 237
[128] MINČÍK, Jozef. *Kariologie,* pozn. 121, s. 233 – 237
[129] STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství*, pozn. 113, s. 99

Kompozitní pryskyřičné materiály jsou podle ANSI/ADA No. 27 specifikovány jako materiály, ve kterých je anorganické plnivo pevně vázáno chemickou vazbou k organické pryskyřici, a to pomocí silanů. Organickou pryskyřici (**matrix)** tvoří monomery, kopolymery, inhibitory samovolného tuhnutí a stabilizátory.[130] Nejčastěji je využíván tzv. Bowenův monomer BIS-GMA, ředěný TEGMA nebo jiné typy, například UEMA nebo UPMA.[131] Anorganická složka (**plnivo)** se skládá z částeček křemene, oxidu hlinitého, oxidu boritého, fosfátů, strontnatých a baryových skel, sklo-keramiky, keramiky a barevných pigmentů.[132] Plnivo je děleno podle velikosti části na konvenční – **makroplnivo** (0,1 – 100 μm) a **mikroplnivo** (0,04 – 0,15 μm).[133]

Kompozitní materiály jsou klasifikovány podle dvou kritérií – podle druhu a velikosti částic plniva a podle typu tuhnutí. Podle velikosti částic plniva jsou rozeznávány 4 základní skupiny kompozitních materiálů:

- **Makrofilní kompozitní materiály,** které obsahují částice mletého skla o velikosti 0,1 – 100 μm. Jejich výhodou jsou velmi dobré mechanické vlastnosti, nízká polymerační kontrakce a dlouhodobé klinické zkušenosti. Naopak nevýhodu představuje nerovný povrch, který způsobuje zvýšenou retenci zubního plaku a usazování exogenních pigmentů, špatná leštitelnost a barevná nestálost.[134]
- **Mikrofilní kompozitní materiály**, které obsahují křemičité částice o velikosti 0,1 – 0,04 μm. Jsou snadno leštitelné, barevně stálé a retence plaku na povrchu výplní je minimální. Poměrně značnou nevýhodou je jejich nízká mechanická odolnost.[135] Tato skupina se ještě dále dělí na:
    - homogenní mikrofilní kompozitní materiály
    - heterogenní mikrofilní kompozitní materiály[136]
- **Hybridní kompozitní materiály**, které představují směs makrofilních částic a mikrofilních částic. Jedná se o materiály, které jsou snadno

---

[130] STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství*, pozn. 113, s. 100
[131] GOJIŠOVÁ, Eva. *Estetická stomatologie I*, pozn. 7, s. 19
[132] STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství,* pozn. 113, s. 100
[133] STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství*, pozn. 113, s. 101
[134] STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství*, pozn. 113, s. 101
[135] STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství*, pozn. 113, s. 101 – 102
[136] MINČÍK, Jozef. *Kariologie,* pozn. 121, s. 150

leštitelné, retence plaku na jejich povrchu je minimální, jsou vysoce estetické a dostatečně mechanicky odolné. Konkrétní a detailní vlastnosti závisí na tom, který typ plniva dominuje.[137]

- **Nanokompozitní materiály**, které obsahují nanočástice o velikosti 1 – 100 nm, které se chovají jako tekutiny a ještě více vylepšují vlastnosti materiálu.[138]

K tuhnutí kompozitních materiálů dochází prostřednictvím radikálové polymerace. Podle způsobu, kterým je tato reakce navozena jsou materiály děleny na:

- chemicky tuhnoucí – samopolymerující
- světlem tuhnoucí
- světlem a chemicky tuhnoucí
- teplem a světlem tuhnoucí
- teplem tuhnoucí[139]

Tabulka 6 shrnuje konkrétní indikace a kontraindikace kompozitních pryskyřic.

Tabulka 6 *- Indikace a kontraindikace kompozitních pryskyřic*

Indikace:
• pečetění fisur a zhotovení preventivní výplní • ošetření kavit ve sklovině III., IV. A V. třídy dle Blacka malého a středního rozsahu • ošetření kavit I. a II. třídy dle Blacka malého rozsahu preparovaných supragingiválně, při dobré ústní hygieně pacienta • eroze, klínovité defekty v krčkové oblasti • vrozené a získané defekty ve sklovině • korekce tvarů zubů (například čípkovité zuby, diastema, rotace
Kontraindikace:
• špatné ústní hygiena • hranice preparace kavity leží subgingiválně • špatné skusové poměry • bruxismus • nemožnost zajištění přehledného, čistého pracovního pole (špatná indikace, nespolupracující pacient) a dostatečné vysušení kavity • nedostatek času pro zhotovení výplně • špatný biologický faktor zubu v souvislosti s cenou výplně

Zdroj: STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství*. 2. vyd. Praha: Galén, c2008. Zubní lékařství. ISBN 978-80-7262-540-6, s. 104

[137] STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství*, pozn. 113, s. 102
[138] MINČÍK, Jozef. *Kariologie,* pozn. 121, s. 150
[139] STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství*, pozn. 113, s. 102

Fyzikální a mechanické vlastnosti kompozitních materiálů se odvíjejí především od typu a zejména množství částic plniva. Obecně nejlepších výsledků dosahují nanokompozita, která se v určitých parametrech velmi blíží vlastnostem vlastních tvrdých zubních tkáním. **Pevnost v tlaku** kompozitních materiálů dosahuje hodnot 280 – 480 MPa, **pevnost v ohybu** 100 – 160 MPa. Tyto hodnoty jsou srovnatelné s pevností amalgámu, ale také právě s pevností samotného dentinu a skloviny. **Tvrdost** těchto materiálů se opět odvíjí od charakteru použitého plniva, a proto se u jednotlivých druhů liší.[140] Udávaná hodnota tvrdosti podle Knoopa je pro mikrofilní kompozita 22 – 36 KHN a pro hybridní kompozita 55 – 80 KHN.[141]

1.5 Základní nástroje a přístroje dentální hygienistky a zásady jejich správného používání

Dentální hygienistka/sta je kvalifikovaný zdravotník, jehož pracovní náplní je preventivní, léčebná a edukační péče o pacienty v oblasti dentální hygieny a orálního zdraví. Dentální hygienistky/sté mohou pracovat samostatně nebo spolupracovat se zubními lékaři, se kterými mnohdy tvoří sehraný a výborně fungující tým.[142]

Mezi základní úkony, které dentální hygienistka/sta běžně ve své praxi provádí patří odstraňování zubního plaku a kamene z mezizubních, supragingiválních a subgingiválních prostor.[143] Odstraňování těchto nánosů může být prováděno pomocí ručních nástrojů nebo přístrojů. Nejčastěji používaným nástrojem pro ruční odstraňování supragingiválních depozit plaku a kamene je srpek, z přístrojů jsou nejčastěji používány ultrazvukové přístroje.[144]

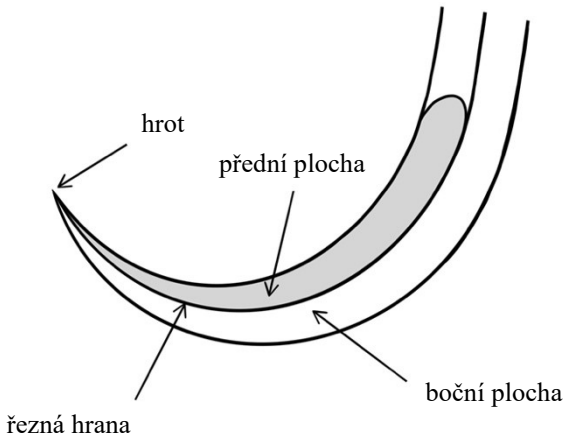
---

[140] MINČÍK, Jozef. *Kariologie,* pozn. 121, s. 154
[141] POWERS, John M. a John C. WATAHA, CHEN, Yen-Wei, ed. *Dental Materials: Foundations And Applications*, pozn. 14, s. 45
[142] STRYJOVÁ, Aneta. Kdo je dentální hygienstka/sta a v čem spočívá její/ho práce?. *Asociace dentálních hygienistek ČR* [online]. Praha: Asociace dentálních hygienistek, 2022 [cit. 2022-04-10]. Dostupné z: https://www.asociacedh.cz/kdo-je-dentalni-hygienstka-sta-a-v-cem-spociva-jeji-ho-prace/
[143] ČESKO. Vyhláška č. 55/2011 Sb.: Vyhláška o činnostech zdravotnických pracovníků a jiných odborných pracovníků. In: *Sbírka zákonů České republiky*. Praha: Ministerstvo zdravotnictví, 2011, ročník 2019, 55/2011. Dostupné z: https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2011-55
[144] KOVAL'OVÁ, Eva a Michal ČERNÝ. *Orálna hygiena I.* Prešov-Zürich: Pavel Šidelský – Akcent print, 2006. ISBN 80-969419-3-3., s. 46

1.5.1 Srpek

Jak již bylo výše zmíněno, srpek je ruční nástroj nejčastěji používaný pro odstraňovaní supragingiválních depozit. Skládá se z rukojeti, dříku a pracovní části. Právě podle tvaru pracovní části lze srpek jednoduše rozeznat od ostatních ručních nástrojů – na průřezu má tvar trojúhelníku a skládá se ze dvou boční ploch a jedné přední plochy. Tam, kde se pod úhlem 70° až 80° spojují dvě boční plochy s jednou přední plochou, vznikají dvě ostré řezné hrany, které probíhají v jedné rovině a sbíhají se v ostrý hrot. (Obrázek 3)

Obrázek 3 *- Struktura pracovní části srpku*



Zdroj: Autor

Toto uspořádání pracovní části omezuje použití srpku pouze na povrch korunky zubu nad cementosklovinnou hranicí a maximálně 2 mm pod okraj gingivy. Při použití v subgingiválním prostoru přiléhá jedna řezná hrana k zubu, druhá řezná hrana je však otevřená k vnitřní stěně gingivy, kterou zraňuje.[145]

Při práci se srpkem by měl být úhel mezi přední plochou srpku a ošetřovanou plochou 45° až 90°. Nejefektivnější odstranění zubního kamene a nejvyšší čistící efekt byl prokázán při úhlu 70°.[146] Následně se provádí

[145] KOVAL'OVÁ, Eva a Michal ČERNÝ. *Orálna hygiena I*, pozn. 144, s. 46
[146] KOVAL'OVÁ, Eva a Michal ČERNÝ. *Orálna hygiena I*, pozn. 144, s. 46 – 47

tzv. odstraňovací či čistící pohyb (scaling stroke), který spočívá v krátkých pohybech s aplikovaným laterálním tlakem v rozsahu 1 – 15 N.[147]

1.5.2 Ultrazvukový přístroj

Ultrazvukové přístroje dnes představují nepostradatelnou součást zubních ambulancí i ordinací dentálních hygienistek. Používají se k odstraňování zubního kamene, bakteriálních povlaků, škodlivých produktů metabolismu bakterií a odumřelých těl mikroorganismů ze supragingiválního i subgingiválního prostoru.[148]

Ultrazvukové přístroje jsou vyráběny ve třech variantách, které se liší typem vlnění a pohybem koncovky. Prvním typem jsou **magnetické ultrazvukové přístroje**. Vlnění je vytvářeno pomocí střídavého magnetického pole. Nikl-kobaltový lamelový svazek v násadci přeměňuje elektrickou energii na magnetickou a tu dále na mechanickou, která se přenáší v podobě elipsovitých vln na pracovní hrot a boční plochy ultrazvukové koncovky. Každá vlna představuje malý pracovní pohyb na povrchu zubu. Rozsah vlnění je 18 000 až 45 000 vln za sekundu. Druhým typem jsou **piezoelektrické ultrazvukové přístroje**. Jejich zdrojem vlnění je keramický generátor v násadci, který mění elektrickou energii v lineární vlnění s frekvencí 25 000 – 50 000 vln za sekundu. Hrot je aktivní pouze v jedné úrovni a kmity probíhají pouze dopředu a dozadu (lineárně). Posledním typem jsou **přístroje se stlačeným vzduchem** (pneumatické scalery, airscalery). Tyto přístroje mění energii stlačeného vzduchu na mechanické kmity. Kmity aktivují koncovku, která poté vykonává oblé nebo elipsovité pohyby s frekvencí 7 000 kmitů za sekundu. Tato vlnová frekvence se pohybuje v oblasti zvukových vln, proto jsou tyto přístroje řazeny mezi tzv. zvukové přístroje, nikoliv mezi ultrazvukové.[149]

---

[147] ZAPPA, U., J. CADOSCH, C. SIMONA, H. GRAF a D. CASE. In Vivo Scaling and Root Planing Forces. *Journal of Periodontology* [online]. 1991, 62(5), [cit. 2022-04-02]. ISSN 0022-3492. Dostupné z: doi:10.1902/jop.1991.62.5.335, s. 335 – 340

[148] KOVAL'OVÁ, Eva a Michal ČERNÝ. *Orálna hygiena I*, pozn. 144, s. 83

[149] KOVAL'OVÁ, Eva a Michal ČERNÝ. *Orálna hygiena I*, pozn. 144, s. 83 – 86

Pro práci s ultrazvukovým přístrojem je na výběr z velkého množství koncovek a je velmi důležité vybrat vhodný tvar koncovky podle typu práce. Koncovky se rozdělují do 3 skupin:

- koncovky jen pro supragingivální scaling a pro odstraňování hrubých nánosů (koncovky A, B, C)
- koncovky pro supra- a subgingivální scaling a pro jemnou depuraci (koncovka P)
- koncovky jen pro subgingivální scaling (koncovky P, PS, PL 1 – PL 5)[150]

Při práci s ultrazvukovým nástrojem by k ošetřované ploše měla být boční plocha koncovky přiložena pod úhlem 0° až 15°[151] a dřík koncovky by měl být paralelní s dlouho osou zubu. Během ošetření se ultrazvuková koncovka povrchu zubu pouze dotýká.[152] Aplikovaný laterální tlak je velmi jemný, jeho velikost by měla odpovídat 0,5 N – 2,0 N.[153]

1.6 Následky poškození povrchu dentálních materiálů

Scaling povrchů zubů představuje v moderní stomatologii nepostradatelný zákrok, avšak při nesprávném či nešetrném použití nástrojů užívaných k tomuto výkonu může dojít k iatrogennímu poškození v podobě vzniku oděrek, rýh, vrypů a škrábanců na povrchu samotného zubu či restorativního nebo protetického materiálu. Příčinou takového poškození může být použití nástroje pod nesprávným úhlem, vyvinutí nepřiměřeného tlaku na pracovní nástroj / přístroj, použití hrotu nástroje nebo špatné nastavení výkonu ultrazvukového přístroje.[154]

Nerovnosti a zdrsnění povrchů zubů i restorativních a protetických materiálů představují sice estetický problém, mnohem závažnější je však

---

[150] KOVAL'OVÁ, Eva a Michal ČERNÝ. *Orálna hygiena I*, pozn. 144, s. 88 – 91
[151] ZAPPA, U., J. CADOSCH, C. SIMONA, H. GRAF a D. CASE. In Vivo Scaling and Root Planing Forces, pozn. 147, s. 335 – 340
[152] KOVAL'OVÁ, Eva a Michal ČERNÝ. *Orálna hygiena I*, pozn. 144, s. 89 – 93
[153] ZAPPA, U., J. CADOSCH, C. SIMONA, H. GRAF a D. CASE. In Vivo Scaling and Root Planing Forces, pozn. 147, s. 335 – 340
[154] ARABACI, Taner, Yasin ÇIÇEK, Mehmet ÖZGÖZ, Varol ÇANAKÇI, Cenk F. ÇANAKÇI a Abubekir ELTAS. The comparison of the effects of three types of piezoelectric ultrasonic tips and air polishing system on the filling materials: an in vitro study. *International Journal of Dental Hygiene* [online]. 2007, 5(4), [cit. 2022-04-05]. ISSN 1601-5029. Dostupné z: doi:10.1111/j.1601-5037.2007.00265.x, s. 206

problematika vzniku retenčního místa pro akumulaci zubního mikrobiálního povlaku, který je hlavní příčinou vzniku zubního kazu a onemocnění závěsného aparátu zubu.[155]

Dutina ústní je neustále osidlována komplexem mikroorganismů, které mají silnou tendenci kolonizovat povrchy v dutině ústní. Postupnou kumulací těchto mikroorganismů, jejich produktů a intermikrobiální matrix dochází k formaci tzv. zubního mikrobiálního povlaku, který ulpívá na všech tvrdých površích v dutině ústní, tedy i na površích restorativních a protetických materiálů.[156]

Pomocí metody elektronového skenování bylo zjištěno, že iniciální kolonizace skloviny a jiných tvrdých materiálů v dutině ústní začíná právě na místech, kde je jejich povrch nerovný a odtud se následně šíří. Povrchové nerovnosti poskytují přichyceným mikroorganismům ochranu před přirozenými stíracími silami a úkony ústní hygieny, čímž se prodlužuje jejich přítomnost a negativní působení v dutině ústní.[157]

---

[155] ARABACI, Taner, Yasin ÇIÇEK, Mehmet ÖZGÖZ, Varol ÇANAKÇI, Cenk F. ÇANAKÇI a Abubekir ELTAS. The comparison of the effects of three types of piezoelectric ultrasonic tips and air polishing system on the filling materials: an in vitro study, pozn. 154, s. 206

[156] GHARECHAHI, Maryam, Horieh MOOSAVI a Maryam FORGHANI. Effect of Surface Roughness and Materials Composition. *Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology* [online]. 2012, 03(04), [cit. 2022-04-05]. ISSN 2158-7027. Dostupné z: doi:10.4236/jbnb.2012.324056, s. 541

[157] GHARECHAHI, Maryam, Horieh MOOSAVI a Maryam FORGHANI. Effect of Surface Roughness and Materials Composition, pozn. 156, s. 541

2. Praktická část

2.1 Cíl práce

Cílem praktické části této bakalářské práce bylo otestovat a následně zdokumentovat odolnost dentálních materiálů nejčastěji používaných k nahrazení ztracených zubních tkání vůči základním nástrojům dentální hygienistky – tedy vůči srpku a vůči ultrazvukové koncovce za účelem zjistit, zda při podmínkách, které jsou doporučovány pro ošetřování zubních tkání pomocí ultrazvuku a srpku může dojít k poškození povrchu dentálních materiálů. Dalším cílem bylo zjistit velikost úhlu mezi ultrazvukovou koncovkou a povrchem materiálu, při které dojde k poškození povrchu dentálního materiálu v podobě vrypu.

2.2 Hypotézy

Za účelem stanovení hypotéz byla vytvořena následující tabulka, ve které jsou vzestupně seřazeny testované materiály podle hodnoty své tvrdosti. Za účelem orientace a srovnání byla přidána také hodnota tvrdosti zubní skloviny. Všechny hodnoty tvrdostí byly převedeny na hodnoty KHN – tedy tvrdosti podle Knoopa.

***Tabulka** 7 - Vzestupně seřazené hodnoty KHN testovaných materiálů*

Materiál	Hodnota KHN
flow kompozit	20
methylmetakrylát	22 - 80
skloinomerní cement	38 - 74
hybridní kompozit	55 - 80
amalgám	150
zubní sklovina	250 - 390
chromkobaltová slitina	350
dentální keramika	460

Zdroj: Autor

Hypotéza č. 1

„Při testu č. 1 dojde k poškození povrchu hybridního kompozitu a všech ostatních materiálů, jejichž hodnota KHN je nižší.“

Hypotéza č. 2

„Při testu č. 2 nebude poškozen povrch žádného z materiálů.“

Hypotéza č. 3

„Při testu č. 3 dojde k poškození povrchu amalgámu přibližně při úhlu 45°.“

Hypotéza č. 4

„Při testu č. 3 dojde k poškození povrchu dentální keramiky a chromkobaltové slitiny při úhlu 90°.“

2.3 Materiál a metodika

2.3.1 Příprava vzorků

Výzkum byl proveden formou testování vzorků materiálů. Materiály byly za účelem procesu testování vyhotoveny do vzorků pomocí forem o jednotném tvaru a identických rozměrech (Obrázek 4). Výjimku tvořily vzorky dentální keramiky a chromkobaltové slitiny, které nebyly odlity do forem a testování bylo tedy provedeno na lité chromkobaltové korunce a frézované keramické korunce (Obrázek 5). Povrchy všech vzorků byly následně vyleštěny pomocí gumového kalíšku za účelem odstranění povrchových nerovností a defektů materiálů. U některých vzorků mohou být patrné tmavé kulovité defekty způsobené vzduchovými bublinami. Zkoumaný soubor čítal celkem 7 vzorků, přičemž každý vzorek byl tvořen jiným materiálem.

Do testování byly zahrnuty tyto konkrétní materiály:

- dentální keramika – Ceramill Zirkon 71 (Amann Girrbach AG)
- chromkobaltová slitina – Chromalloy MG (M+W Dental)
- polymethylmetakrylát – Superpont C+B (SpofaDental a.s.)

- amalgám – ANA 2000 (Nordiska Dental AB)
- skloinomerní cement – RIVA SC self cure (SDI)
- mikrohybridní kompozit – Charisma Classic (Kulzer)
- flow kompozit – Charisma Opal Flow (Kulzer)

Obrázek 4 *- Vzorky materiálů před testováním*

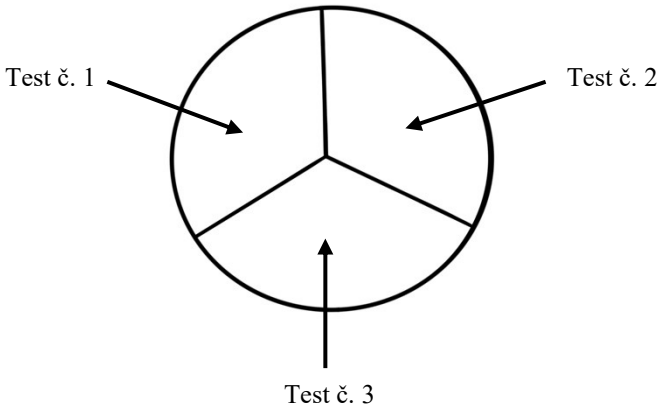
Zdroj: Archiv autora

Obrázek 5 *- Keramická a chromkobaltová korunka*

Zdroj: Archiv autora

Testovaná plocha vzorků materiálů byla rozdělena do tří částí – pro každý test sloužila jedna část (Obrázek 6). Při provádění testů na korunkách byly využity orální, vestibulární a aproximální plochy – pro každý z testů jedna.

***Obrázek 6** - Rozdělení testované plochy vzorků materiálů*



Zdroj: Autor

2.3.2 Použité nástroje a přístroje

Vzorky materiálů byly testovány pomocí ručního nástroje – srpku a pomocí ultrazvukové koncovky. Ruční nástroj byl před zahájením testování nabroušen na přístroji Periostar 3000 (Kerr) a před testování jednotlivých materiálů byl vždy naostřen na brusném kameni.

Testování bylo provedeno tímto konkrétním nástrojem a přístrojem:

- srpek – Micro Sickle LM204SD (Obrázek 7)
- ultrazvuková koncovka – přístroj EMS miniMaster Piezon scaler s koncovkou PS (Obrázek 7)

***Obrázek 7** – Srpek, ultrazvukový přístroj, detail ultrazvukové koncovky*

Zdroj: Archiv autora

Dále byla během testování využita digitální váha SENCOR SKS 5028RS s rozlišením 1 g, která sloužila ke kontrole a měření tlaku aplikovaného na nástroje a přístroje během testování materiálů.

Přítomnost a rozsah poškození povrchu materiálů byly během testování kontrolovány a následně zaznamenány pomocí digitálního mikroskopu (Obrázek 8) při zvětšení 800x.

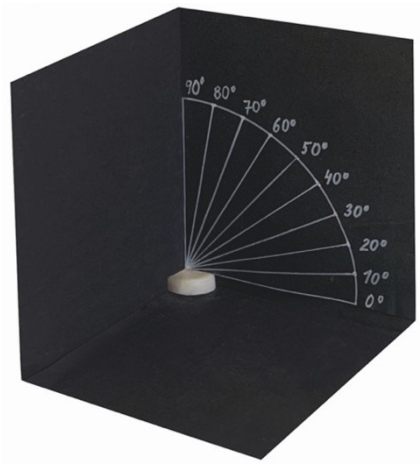
Obrázek 8 *- Digitální mikroskop*

Zdroj: Archiv autora

2.3.3 Další použité pomůcky

Za účelem testování byl zhotoven měřící modul (Obrázek 9) s úhlovou stupnicí rozdělenou po deseti stupních a otvorem pro upevnění vzorku materiálu. Tento modul sloužil k měření velikosti úhlu mezi plochou materiálu a srpkem / koncovkou ultrazvuku.

Obrázek 9 *- Měřící modul*



Zdroj: Archiv autora

2.3.4 Postup testování

Vzorky materiálů byly podrobeny komplexnímu testování, které se skládalo z dílčích testů. Každý vzorek byl vždy testován srpkem i ultrazvukovou koncovkou z hlediska tlaku a pracovního úhlu. Výsledky testování byly kontrolovány a následně zdokumentovány pomocí digitálního mikroskopu s přiblížením 800x. Celkem byly na každém vzorku vykonány 3 testy jejichž podmínky, postupy a cíle byly následující:

Test č. 1: Standartní použití ultrazvukové koncovky

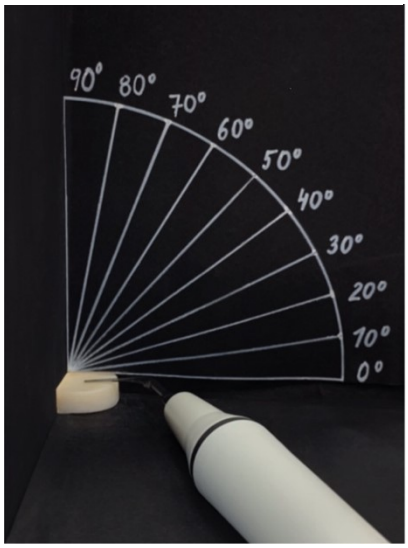
Během tohoto testu byla na materiály použita ultrazvuková koncovka v úhlu 0 – 15° při laterálním tlaku 1,25 N. Výkon ultrazvukového přístroje byl nastaven na 60 %. Tento test vycházel z doporučení pro ošetřování povrchu zubů, které uvádí, že pracovní úhel mezi koncovkou ultrazvuku a materiálem by měl být 0 – 15° a laterální tlak aplikovaný na ultrazvukovou koncovku by se měl pohybovat v rozmezí 0,5 N – 2,0 N v závislosti na typu odstraňovaných depozit[158]. Pro účely testování byla stanovena průměrná hodnota aplikovaného tlaku na 1,25 N, která byla následně převedena a zaokrouhlena na 0,1 kg. Před zahájením testování byly pro účely srovnání povrchy všech vzorků materiálů zdokumentovány pomocí digitálního mikroskopu při přiblížení 800x. Následně byl vzorek materiálu vložen do měřící modulu a celý komplex byl upevněn lepící páskou k vypnuté digitální váze. Poté byla váha zapnuta, k povrchu testovaného materiálu byla přiložena ultrazvuková koncovka a test proveden tak, aby hodnota na váze odpovídala 0,1 kg. Provedení testu znázorňuje Obrázek 10 a Příloha 1.

Cílem tohoto testu bylo zjistit, zda při podmínkách doporučovaných pro standartní ošetřování povrchů zubů pomocí ultrazvuku může dojít k poškození integrity povrchu dentálních materiálů.

---

[158] ZAPPA, U., J. CADOSCH, C. SIMONA, H. GRAF a D. CASE. In Vivo Scaling and Root Planing Forces, pozn. 147, s. 335 – 340

***Obrázek 10** - Provedení testu č. 1*



Zdroj: Archiv autora

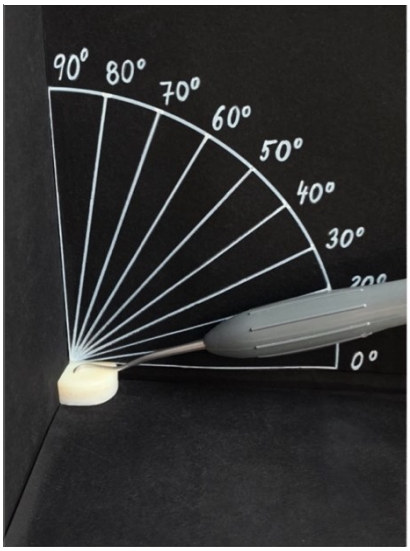
Test č. 2: Standartní použití srpku

Při tomto testu byl na materiály použit srpek v úhlu 90° při laterálním tlaku 5,70 N. Test vycházel z doporučení, že ošetření zubů srpkem by mělo probíhat v pracovním úhlu 45 – 90° mezi přední plochou pracovní části srpku a ošetřovanou plochou a s aplikovaným laterálním tlakem v rozmezí 1 – 15, 73 N[159]. Pro testování byla stanovena velikost úhlu 90° a velikost aplikovaného tlaku 5,70 N, která byla následně převedena na 0,58 kg. Povrchy vzorků materiálů byly opět před testováním zdokumentovány pomocí digitálního mikroskopu při zvětšení 800x za účelem srovnání. Poté byly vzorky materiálů vloženy do měřícího modulu pro kontrolu pracovního úhlu a aplikovaný tlak byl měřen pomocí digitální váhy. Na každém vzorku bylo provedeno 5 čistících pohybů. Provedení testu znázorňuje Obrázek 11 a Příloha 1.

Cílem testu bylo zjistit, zda při podmínkách doporučovaných pro ruční ošetřování zubů může dojít k poškození dentálních materiálů.

[159] ZAPPA, U., J. CADOSCH, C. SIMONA, H. GRAF a D. CASE. In Vivo Scaling and Root Planing Forces, pozn. 147, s. 335 – 340

Obrázek 11 *- Provedení testu č. 2*



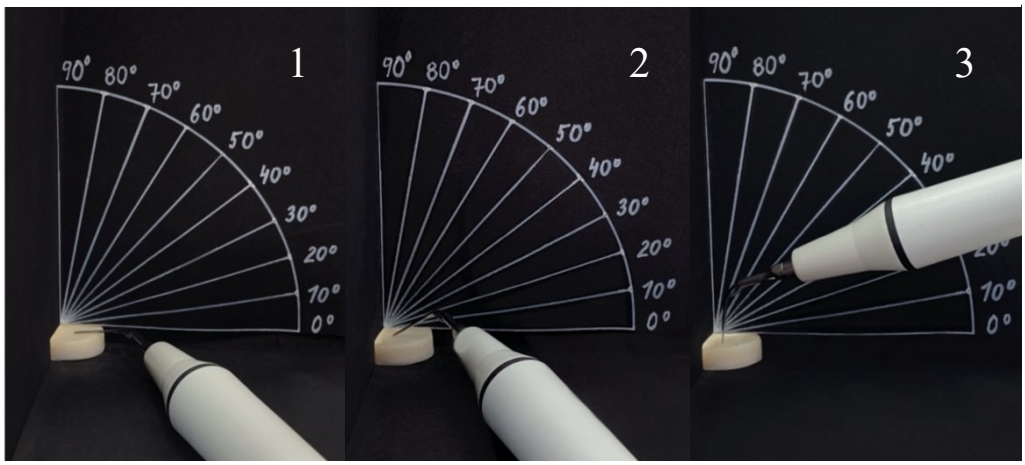
Zdroj: Archiv autora

Test č. 3: Úhel poškození

Tento test spočíval v měření velikosti úhlu mezi koncovkou ultrazvuku a povrchem materiálu a sledování velikosti úhlu, při které dojde k poškození povrchu materiálu. Postup tohoto testu odpovídal postupu testu č. 1. Velikost aplikovaného laterálního tlaku byla 1,25 N (~ 0,1 kg) a výkon ultrazvukového přístroje byl nastaven na 60 %. Povrchy všech materiálů byly opět před zahájením testování zdokumentovány za účelem srovnání. Po přiložení ultrazvukové koncovky k povrchu materiálu byla velikost úhlu mezi ultrazvukovou koncovkou a materiálem zvětšována po 10° a přítomnost poškození byla kontrolována pomocí digitálního mikroskopu při zvětšení 800x. V momentě, kdy se pod mikroskopem objevilo poškození struktury povrchu byl test na daném materiálu ukončen a rozsah poškození povrchu byl zdokumentován. Provedení testu č. 3 znázorňuje Obrázek 12 a Příloha 1.

Cílem testu bylo zjistit orientační velikost úhlu, která je při použití ultrazvukové koncovky potřebná ke vzniku poškození povrchu materiálů v podobě vrypu.

Obrázek 12 *- Provedení testu č. 3*



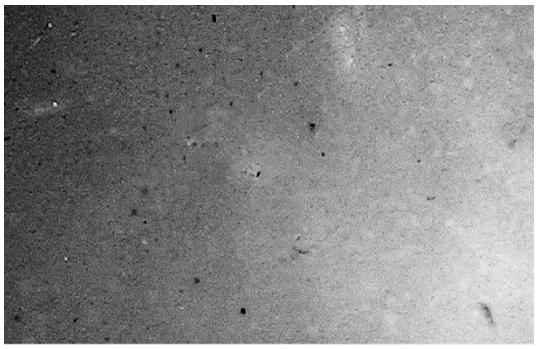
Zdroj: Archiv autora

2.4 Výsledky

Výsledky testu č. 1

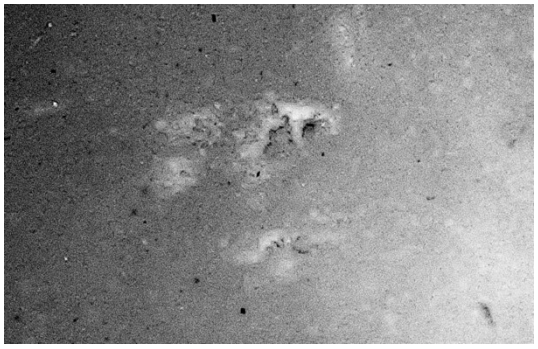
V testu č. 1 došlo k poškození povrchu dvou vzorků materiálů – skloinomerního cementu a polymethylmetakrylátu. Rozsahy poškození dokumentují Obrázky 13 – 16.

Obrázek 13 *- Povrch skloinomerního cementu před testem č. 1*



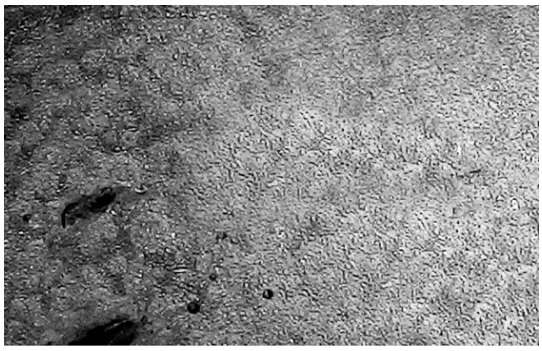
Zdroj: Archiv autora

Obrázek 14 *- Povrch skloinomerního cementu po testu č. 1*



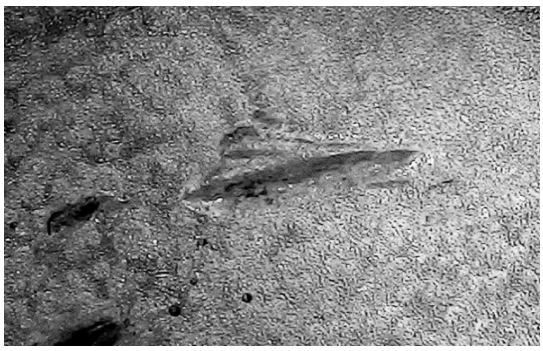
Zdroj: Archiv autora

Obrázek 15 *- Povrch polymethylmetakrylátu před testem č. 1*



Zdroj: Archiv autora

Obrázek 16 *- Povrch polymethylmetakrylátu po testu č. 1*

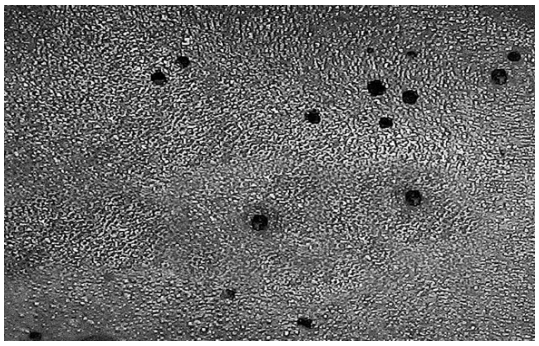


Zdroj: Archiv autora

Výsledky testu č. 2

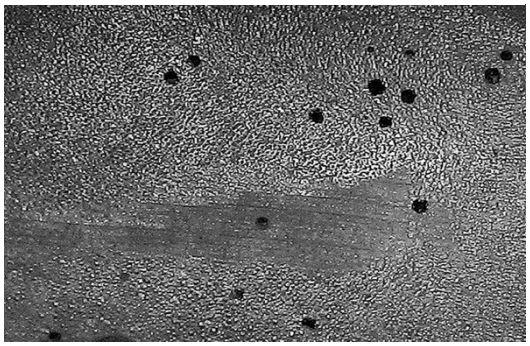
Při tomto test došlu k poškození povrchu pouze u vzorku polymethylmetakrylátu. Obrázek 17 dokumentuje stav před provedením testu č. 2, Obrázek 18 znázorňuje rozsah poškození povrchu po provedení testu č. 2.

Obrázek 17 *- Povrch polymethylmetakrylátu před testem č. 2*



Zdroj: Archiv autora

Obrázek 18 *- Povrch polymethylmetakrylátu po testu č. 2*



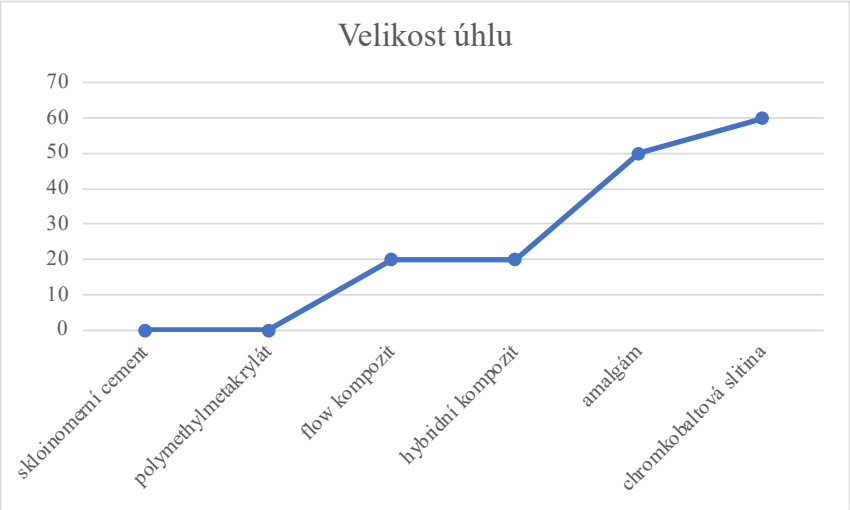
Zdroj: Archiv autora

Výsledky testu č. 3

Výsledky toho testu – tzn. orientační velikosti úhlů, při kterých došlo k porušení integrity povrchů materiálů, jsou shrnuty v grafu č. 1. Rozsahy poškození povrchů jsou zdokumentovány na Obrázcích 19 – 32.

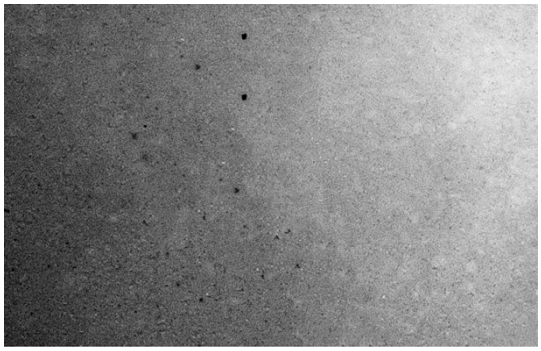
Při testování dentální keramiky nevzniklo žádné poškození povrchu.

Graf 1 *- Velikosti úhlů, při kterých došlo ke vzniku vrypu při testu č. 3*



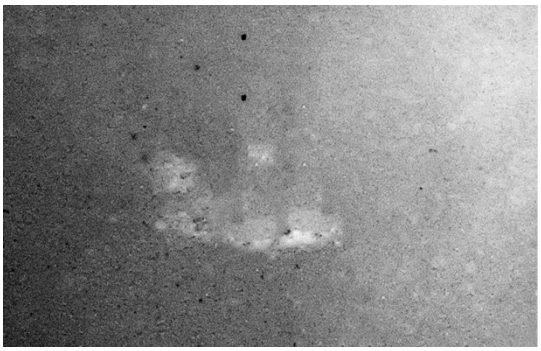
Zdroj: Autor

Obrázek 19 *- Povrch skloinomerního cementu před testem č. 3*



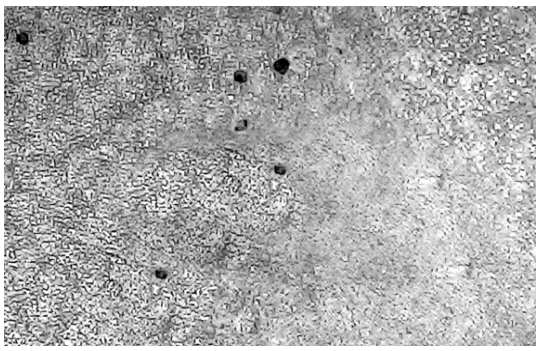
Zdroj: Archiv autora

Obrázek 20 *- Povrch skloinomerního cementu po testu č. 3*



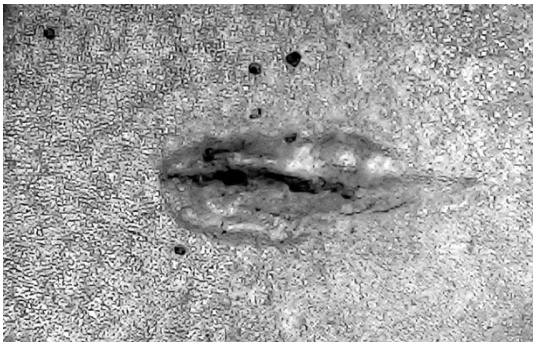
Zdroj: Archiv autora

Obrázek 21 *- Povrch polymethylmetakrylátu před testem č. 3*



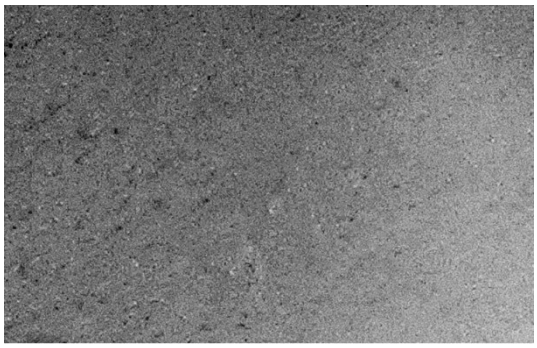
Zdroj: Archiv autora

Obrázek 22 *- Povrch polymethylmetakrylátu po testu č. 3*



Zdroj: Archiv autora

Obrázek 23 *- Povrch flow kompozitu před testem č. 3*



Zdroj: Archiv autora

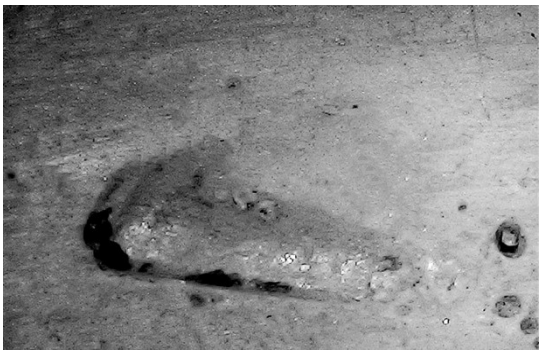
Obrázek 24 *- Povrch flow kompozitu po testu č. 3*

Zdroj: Archiv autora

Obrázek 25 *- Povrch hybridního kompozitu před testem č. 3*

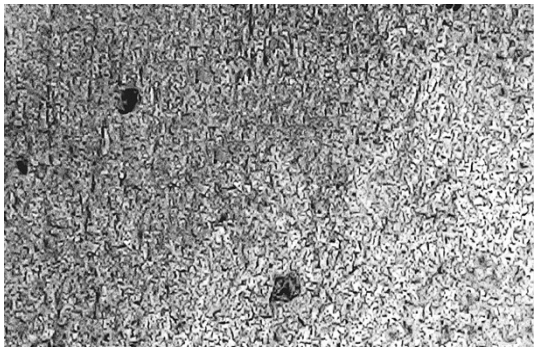
Zdroj: Archiv autora

Obrázek 26 *- Povrch hybridního kompozitu po testu č. 3*



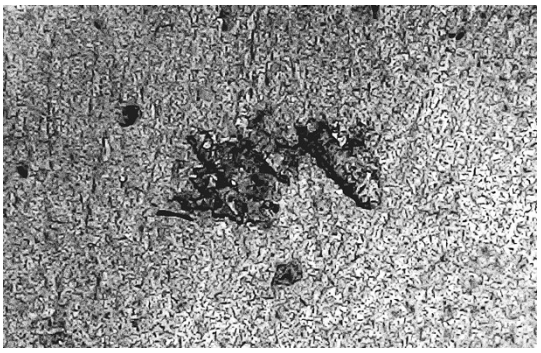
Zdroj: Archiv autora

Obrázek 27 *- Povrch amalgámu před testem č. 3*



Zdroj: Archiv autora

Obrázek 28 *- Povrch amalgámu po testu č. 3*



Zdroj: Archiv autora

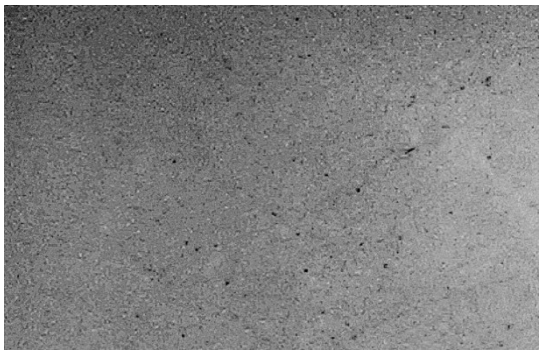
Obrázek 29 *- Povrch chromkobaltové slitiny před testem č. 3*

Zdroj: Archiv autora

Obrázek 30 *- Povrch chromkobaltové slitiny po testu č. 3*

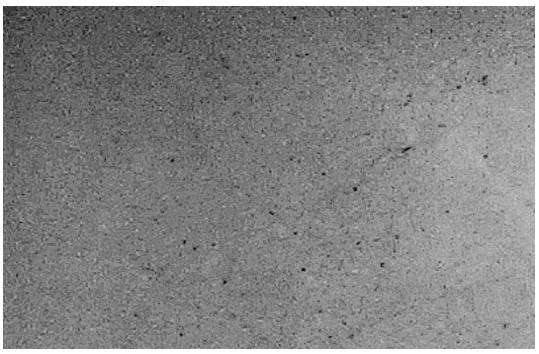
Zdroj: Archiv autora

Obrázek 31*- Povrch dentální keramiky před testem č. 3*



Zdroj: Archiv autora

Obrázek 32 *- Povrch dentální keramiky po testu č. 3*



Zdroj: Archiv autora

2.5 Diskuse

Hypotéza č. 1:

„Při testu č. 1 dojde k poškození povrchu hybridního kompozitu a všech ostatních materiálů, jejichž hodnota KHN je nižší.“

V testu č. 1 byly materiály podrobeny testu odolnosti pomocí ultrazvukové koncovky při úhlu 0 – 15°, při tlaku 1,25 N a při 60% výkonu ultrazvukového přístroje. Cílem tohoto testování bylo zjistit, zda při podmínkách, které jsou doporučovány pro standartní ošetřování povrchu zubů, může dojít k aitrogennímu poškození materiálů, které ztracené zubní tkáně nahrazují.

Při stanovení této hypotézy jsem vycházela z hodnot tvrdostí tvrdých zubních tkání, které jsem porovnala s hodnotami tvrdostí plastických materiálů. Plastické materiály totiž sice disponují výbornými mechanickými vlastnostmi v podobě pružnosti či odolnosti vůči tlaku, ohybu a krutu, nicméně hodnoty tvrdosti (a tedy i odolnost těchto materiálů vůči průniku cizího tělesa do jejich povrchu) jsou znatelně nižší než hodnoty tvrdostí tvrdých zubních tkání. Jelikož se tvrdosti všech plastických materiálů pohybují v podobném rozpětí hodnot, nabízel se předpoklad, že dojde k poškození všech plastických materiálů.

Během testu č. 1 však došlo ke vzniku vrypů pouze v povrchu skloinomerního cementu a polymethymetakrylátu, nikoliv však ve flow kompozitu a hybridním kompozitu, čímž se **hypotéza č. 1 nepotvrdila**. Vryp v polymethylmetakrylátu byl znatelně hlubší a rozsáhlejší.

Otázkou zůstává, proč nedošlo také k poškození povrchu flow kompozitu a hybridního kompozitu. Právě flow kompozit má totiž podle výchozí tabulky ze všech testovaných materiálů tvrdost nejnižší. Částečnou odpovědí by mohla být neznalost konkrétních výchozích hodnot tvrdostí testovaných materiálů, a tedy i nepřesnost tabulky, ze které hypotézy vychází. Zkoumání tvrdostí různých dentálních materiálů probíhají za použití různých metodik, které jsou výrazně odlišné, nejsou ucelené, nejsou prováděny za stejných podmínek a nelze je tedy srovnávat. Výchozí tabulku je tedy nutné chápat pouze jako orientační, nikoliv však jako směrodatný podklad pro testování.

Další příčinou výsledku testování může neaktuálnost hodnot tvrdostí testovaných materiálů. Ve výchozí tabulce je pro flow kompozit uvedena hodnota tvrdosti 20 KHN a pro hybridní kompozit 55 – 80 KHN. Obě tyto hodnoty byly převzaty z publikace „*Dental Materials: Foundations And Applications*“ od Johna M. Powers z roku 2017. I přes to, že byla publikace vydána poměrně nedávno, vývoj kompozitních materiálů postupuje velmi rychle a je tedy možné, že dané materiály dnes dosahují již zcela jiných hodnot tvrdostí a mohou tedy vykazovat vyšší odolnost, než bylo v hypotéze předpokládáno.

Hodnota laterálního tlaku při použití ultrazvuku byla stanovena na základě studie *„In Vivo Scaling and Root Planing Forces“* (Zappa U. et al.)[160], která byla provedena v roce 1991. Jedná se tedy o více než 30 let starý výzkum, při němž byly pravděpodobně použity dnes již nepoužívané ultrazvukové přístroje. S technickým pokrokem lze při vývoji nových ultrazvukových přístrojů předpokládat zvýšení výkonu, kvality a bezpečnosti při ošetřování těmito přístroji, a tedy i možnou změnu podmínek a doporučení pro práci s nimi, včetně velikosti aplikovaného laterálního tlaku. Použití možných novějších doporučení pro práci s dnešními ultrazvukovými přístroji by tedy mohlo přinést odlišné výsledky testu.

Dále je také nutné při hodnocení výsledků testu a srovnávání jednotlivých materiálů brát v potaz ostatní vlastnosti daných materiálů, které by mohly výsledek ovlivnit. Jedná se zejména o mechanické vlastnosti jako například elasticita a resilience.

Hypotéza č. 2:

„Při testu č. 2 nebude poškozen povrch žádného z materiálů.“

Test č. 2 odpovídal postupem a cílem testu č. 1. Materiály byly testovány srpkem v úhlu 90° mezi přední plochou pracovní části srpku a plochou materiálu a při laterálním tlaku 5,70 N. Cílem bylo zjistit, zda při standartním použití srpku může dojít k poškození povrchu dentálních materiálů.

---

[160] ZAPPA, U., J. CADOSCH, C. SIMONA, H. GRAF a D. CASE. In Vivo Scaling and Root Planing Forces, pozn. 147, s. 335 – 340

Tato hypotéza vycházela z předpokladu, že ošetření pomocí ručního srpku je méně rizikové než ošetření ultrazvukem. Při nedodržení úhlu mezi pracovní částí srpku a ošetřovanou plochou zubu nedochází k poškození ošetřovaného povrchu, pouze se pracovní nástroj stává neefektivním.[161] Hodnota laterálního tlaku, která je nutná pro poškození povrchu zubu na srpek vyvinout, je 15,73 N a více (~ 1,5 kg).[162]

Při testování srpkem za doporučených podmínek přesto došlo k poškození povrchu vzorku polymethylmetakrylátu, což znamená, že se **hypotéza č. 2 nepotvrdila**.

Nabízí se tedy otázka, proč nedošlo také k poškození povrchu flow kompozitu, jehož hodnota tvrdosti je dle výchozí tabulky nižší než tvrdost polymethylmetakrylátu. Vysvětlením může být opět neznalost či neaktuálnost konkrétních hodnot tvrdostí testovaných materiálů – tedy, že konkrétní testovaný flow kompozit mohl dosahovat vyšší hodnoty tvrdosti než konkrétní testovaný polymethylmetakrylát.

Hypotéza č. 3:

„Při testu č. 3 dojde k poškození povrchu amalgámu přibližně při úhlu 45°."

Při stanovení této hypotézy jsem vycházela z faktu, že aby došlo při ošetřování pomocí ultrazvuku k poškození povrchu skloviny zubu, musí být úhel mezi koncovkou a ošetřovaným povrchem 90° – ultrazvuková koncovka tedy působí na ošetřovaný povrch svým hrotem. Hodnota tvrdosti amalgámu je přibližně poloviční než hodnota tvrdosti zubní skloviny. Otázkou bylo, zda ke vzniku vrypu dojde při poloviční velikosti úhlu a zda je tedy velikost úhlu mezi ultrazvukovou koncovkou a ošetřovaným povrchem, při které dojde k poškození povrchu, přímo úměrná tvrdosti testovaného materiálu.

Při testu č. 3 došlo ke vzniku vrypu v povrchu amalgámu při úhlu 50°, dá se tedy konstatovat, že **hypotéza č. 3 se potvrdila.**

---

[161] KOVAL'OVÁ, Eva a Michal ČERNÝ. *Orálna hygiena I.*, pozn. 144, s. 32

[162] ZAPPA, U., J. CADOSCH, C. SIMONA, H. GRAF a D. CASE. In Vivo Scaling and Root Planing Forces, pozn. 147, s. 335 – 340

Jelikož však nebyly tímto způsobem testovány a srovnávány i jiné materiály, nelze jednoznačně říct, že tento vztah platí, ačkoliv tomu tento konkrétní výsledek nasvědčuje. Opět je nutné brát v potaz také skutečnost, že uvedené hodnoty tvrdosti, z kterých tato hypotéza vycházela, jsou pouze orientační. Pro úplné potvrzení přímé úměrnosti mezi tvrdostí materiálu a velikostí úhlu, při které dojde k poškození povrchu materiálu, by proto bylo vhodné provést obdobné měření a srovnání mezi dalšími materiály.

Z výsledků testu č. 3 lze však potvrdit korelaci mezi tvrdostí, a tedy i odolností materiálu a úhlem, při kterém došlo k poškození povrchu materiálu ultrazvukovou koncovkou – tzn. materiály s vyšší hodnotou tvrdosti odolávají poškození jejich povrchu při větší velikosti úhlu mezi jejich povrchem a koncovkou ultrazvuku.

Hypotéza č. 4

„Při testu č. 3 dojde k poškození dentální keramiky a chromkobaltové slitiny při úhlu 90°."

Předpokladem pro tuto hypotézu byla skutečnost, že hodnoty tvrdostí dentální keramiky i chromkobaltové slitiny převyšují hodnoty tvrdosti zubní skloviny a že k porušení povrchu skloviny dochází při použití hrotu ultrazvukové koncovky, tedy při úhlu 90°.

Výsledky testu ukázaly, že k porušení povrchu chromkobaltové slitiny došlo již při úhlu 60°, zatímco povrch dentální keramiky nebyl porušen ani při úhlu 90° a použití hrotu ultrazvukové koncovky. **Hypotéza č. 4 se tedy nepotvrdila.**

Výsledek testu však poukazuje na skutečnost, že k poškození povrchu skloviny by tedy mohlo dojít i při úhlu menším než 90°, neboť tvrdost skloviny se pohybuje v rozpětí 250 – 390 KHN[163], zatímco tvrdost chromkobaltové slitiny je vždy přibližně 350 KHN – v určitých případech tedy může být tvrdost skloviny výrazně nižší než tvrdost chromkobaltové slitiny. Z toho vyplývá, že k poškození povrchu skloviny by mohlo dojít také právě při úhlu 60° nebo dokonce méně.

[163] MINČÍK, Jozef. *Kariologie,* pozn. 121, s. 30

Integrita povrchu dentální keramiky nebyla porušena ani při úhlu 90° – tedy při působení hrotu ultrazvukové koncovky. Příčinou tohoto výsledku by mohla být velikost aplikovaného laterálního tlaku. Při testu č. 3 byl na koncovku ultrazvuku vyvinut tlak o velikosti 1,25 N (~ 0,1 kg). Ve studii *„Wear Potential of Dental Ceramics and its Relationship with Microhardness and Coefficient of Friction“* (Freddo, R.A. et al. 2016)[164], která se mimo jiné zabývala také měřením tvrdosti dentální keramiky, byla minimální hodnota zatížení, při kterém došlo ke vniku indentoru do povrchu dentální keramiky, 200 g. Tato skutečnost poukazuje na to, že velikost laterálního tlaku, která je doporučovaná pro práci s ultrazvukovým přístrojem je přibližně poloviční, než velikost tlaku, při němž by došlo k porušení povrchu dentální keramiky.

Na závěr diskuse je na místě uvést, že celé testování bylo prováděno za neprofesionálních podmínek. Všechna měření tak byla zatížena určitou chybou způsobenou lidským faktorem, která mohla výsledky měření do jisté míry ovlivnit.

[164] FREDDO, Rafael Augusto, Myriam Pereira KAPCZINSKI, Eder Julio KINAST, Oswaldo Baptista DE SOUZA JUNIOR, Elken Gomes RIVALDO a Luis Carlos DA FONTOURA FRASCA. Wear Potential of Dental Ceramics and its Relationship with Microhardness and Coefficient of Friction. *Journal of Prosthodontics* [online]. 2016, 25(7), [cit. 2022-05-11]. ISSN 1059941X. Dostupné z: doi:10.1111/jopr.12330, s. 557 – 562

Závěr

V této práci se věnuji dentální materiálům, které jsou používány k nahrazení tvrdých zubních tkání. Zmiňuji se o jejich historii a vývoji, o požadavcích, které jsou na dentální materiály kladeny a o jejich vlastnostech. Nejvíce se zaměřuji na mechanické vlastnosti materiálů a z nich plynoucích indikací a kontraindikací. Nastiňuji také způsoby měření tvrdosti materiálů, neboť právě tvrdost je stěžejní vlastností pro tuto práci. Samostatné kapitoly jsou také věnovány základním pracovním nástrojům a přístrojům dentální hygienistky a možným následkům jejich použití na materiály, které nahrazují tvrdé zubní tkáně.

Cílem této bakalářské práce bylo otestovat odolnost dentálních materiálů vůči nástrojům a přístrojům dentální hygienistky a zjistit, zda při podmínkách, které jsou doporučovány pro práci s ultrazvukovým přístrojem a ručním srpkem může dojít k poškození materiálů v podobě vrypů do jejich povrchu.

Praktická část ukázala, že při dodržení doporučených podmínek pro ošetřování ultrazvukem i srpkem nedochází u většiny materiálů k jejich poškození. Při testování ultrazvukovou koncovkou vznikl vryp v povrchu skloinomerního cementu a polymethylmetakrylátu a při testování srpkem byl poškozen pouze polymethylmetakrylát. Oba zmíněné materiály mají v porovnání s ostatními testovanými materiály výrazně nižší hodnoty tvrdosti, proto se dalo předpokládat, že dojde k jejich poškození. Zajímavá je skutečnost, že při testování nedošlo ke vzniku vrypů i u další materiálů, které se svými hodnotami tvrdostí velmi přibližují skloinomernímu cementu i polymethylmetakrylátu.

Další z testů, který byl v rámci praktické části proveden, měl za cíl zjistit velikosti úhlu mezi ultrazvukovou koncovkou a povrchem materiálu, při které dojde k poškození povrchu materiálů. Toto měření prokázalo korelaci mezi tvrdostí materiálu a velikostí úhlu – tedy že tvrdší materiály odolávají působení ultrazvukové koncovky pod větším úhlem či dokonce působení hrotu koncovky, a naopak materiály s nízkou hodnotou tvrdosti podléhají poškození již při mírném zvětšení úhlu, což je činí velmi rizikovými pro takovéto ošetření.

Srpek a koncovka ultrazvuku jsou dva základní nástroje, které jsou denně využívány v praxích dentálních hygienistek pro scaling povrchu zubů. Při testování materiálů bylo zjištěno, že při běžných podmínkách a dodržení doporučení se jedná o bezpečné ošetření a riziko poškození povrchu je u většiny dentálních materiálů nízké. Mohou se však vyskytnout situace, které si žádají ošetření v nestandartních podmínkách a porušení některých doporučení – například ošetření pacientů s ortodontickými anomáliemi v podobě stěsnání chrupu či obecně ošetření špatně přístupných míst a ploch zubů. Právě kvůli těmto situacím by ošetřující měl mít povědomí o vlastnostech dentálních materiálů a vědět, zda a s jakým rizikem si takovéto ošetření materiálu může dovolit a co od něho může očekávat.

Závěrem lze konstatovat, že jako nejrizikovější materiál pro ošetřování pomocí ultrazvuku i srpku se ukázal být polymethylmetakrylát. Vyšší riziko poškození hrozí také u skloinomerního cementu, flow kompozitu a hybridního kompozitu, u nichž je zapotřebí dbát zejména na správným pracovní úhel mezi nástrojem a ošetřovaným povrchem. Z toho vyplývá, že zvýšená opatrnost je na místě zejména při ošetřování estetických výplní a fasetovaných výrobků, a to zvláště tehdy, kdy si ošetřující není jistý, zda je výrobek fasetován kompozitním či akrylátovým materiálem.

Souhrn

Úvod: Přítomnost protetických a výplňových materiálů v ústech pacientů je bohužel v dnešní době poměrně častá. I tyto materiály mohou vyžadovat ošetření v podobě scalingu. Je proto důležité vědět, zda, za jakých podmínek a s jakým rizikem může být ošetření na těchto materiálech provedeno.

Cíl: Cílem této bakalářské práce bylo zjistit, zda a za jakých podmínek může dojít ke vzniku iatrogenního poškození v podobě vrypů do dentálních materiálů nahrazujících tvrdé zubní tkáně během ošetření dentální hygienistkou.

Metodika: Data byla získána pomocí testování 7 vzorků materiálů. Každý vzorek byl podroben 3 dílčím testům, které sledovaly odolnost materiálů z hlediska aplikovaného tlaku a úhlu mezi nástrojem a materiálem. Testování bylo prováděno pomocí ručního nástroje – srpku a koncovky ultrazvukového přístroje.

Výsledky: Při testování ultrazvukovou koncovkou při úhlu 0 – 15°, laterálním tlaku 1,25 N a 60% výkonem ultrazvukového přístroje došlo ke vzniku vrypu v povrchu vzorku skloinomerního cementu a polymethylmetakrylátu, přičemž poškození polymethylmetakrylátu bylo výrazně větší a rozsáhlejší. Vryp v polymethylmetakrylátu vznikl také jako jediný při testování srpkem při úhlu 90° a laterálním tlaku 5,70 N. Test, který spočíval v měření velikosti úhlu mezi ultrazvukovou koncovkou a ošetřovaným povrchem, při které dochází ke vzniku vrypu ukázal, že skloinomerní cement a polymethylmetakrylát jsou poryty již při velikosti úhlu 0°, flow kompozit a hybridní kompozit při 20°, amalgám při 50°, chromkobaltová slitina při 60° a u dentální keramiky nedošlo ke vzniku vrypu ani při působení hrotu ultrazvuku – tedy při 90°.

Závěr: Jako nejvíce rizikový materiál pro vznik vrypu během ošetření pomocí srpku i ultrazvuku se ukázal být polymethylmetakrylát. Velký pozor a opatrnost jsou na místě také při ošetřování skloinomerního cementu, flow kompozitu a hybridního kompozitu.

Klíčová slova: dentální materiály, srpek, ultrazvukový scaler, poškození povrchu, vryp

Summary

Introduction: The presence of prosthetic and filling materials in the mouths of patients is unfortunately relatively common nowadays. These materials may also require scaling treatment. It is therefore important to know whether, under what conditions and with what risks treatment can be performed on these materials.

Aim: The aim of this study was to find out whether and under what conditions iatrogenic damage can occur in the form of scratches in dental materials replacing hard dental tissues during treatment by a dental hygienist.

Methodology: Data were obtained by testing 7 materials. Each sample was subjected to 3 partial tests, which monitored the resistance of the materials in terms of applied pressure and the angle between the tools and the material. Testing was performed using a hand tool – a scaler and an ultrasonic tool tip.

Results: When tested with an ultrasonic tip at an angle of 0 – 15 °, lateral pressure of 1,25 N and 60% power of the ultrasonic tool, a scratch was formed in the surface of the glass-ionomer cement and polymethylmethacrylate sample, while the damage to the polymethylmethacrylate was significantly greater and more extensive. The scratch in the polymethylmethacrylate was also the only one to be scratched when tested with a scaler at an angle of 90 ° and with a lateral pressure of 5,70 N. The test, which consisted in measuring the size of the angle between ultrasound tip and material surface at which the scratch is made, showed that the polymethylmethacrylate and glass-ionomer are already scratched at an angle of 0 °, flow composite and hybrid composite at 20 °, amalgam at 50 °, chromium-cobalt alloy at 60 ° and dental ceramics did not get scratched even under the action of an ultrasound tip at 90 °.

Conclusion: Polymethylmethacrylate proved to be the most risky material for scratching during scaler and ultrasound tip treatment. Great care and caution are also in place when treating glass-ionomer cement, flow composite and hybrid composite.

Key words: dental materials, scaler, ultrasonic scaler, surface damage, scratch

Seznam použité literatury

Literatura:

DOSTÁLOVÁ, Tatjana, et al. *Stomatologie.* 1. vydání. Praha: Grada, 2008. ISBN 978-80-247-2700-4.

DOSTÁLOVÁ, Taťjana. *Fixní a snímatelná protetika*. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0655-5.

FERRACANE, Jack L. *Material in dentistry: principles and applications*. second, Philadelphia, Pennsylvania: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. ISBN 0-7817-2733-2.

GOJIŠOVÁ, Eva. *Estetická stomatologie I*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-191-7.

HUBÁLKOVÁ, Hana a Jana KRŇOULOVÁ. *Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství*. Praha: Galén, c2009. Zubní lékařství. ISBN 978-80-7262-581-9.

KOVAL'OVÁ, Eva a Michal ČERNÝ. *Orálna hygiena I*. Prešov-Zürich: Pavel Šidelský – Akcent print, 2006. ISBN 80-969419-3-3.

MANAPPALLIL, John J. *Basic Dental Materials*. 4th edition. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2016. ISBN 978-93-5250-048-2

MINČÍK, Jozef. *Kariologie*. Praha: StomaTeam, 2014. ISBN 978-80-904377-2-2.

POWERS, John M. a John C. WATAHA, CHEN, Yen-Wei, ed. *Dental Materials: Foundations And Applications*. 11th edition. St. Louis: Elsevier, 2017. ISBN 978-0-323-31637-8.

REMY, Heinrich. Anorganická chemie II. 2. vydání. Praha: SNTL – Nakladatelství technické literatury, 1971. ISBN 978-3-11-017770-1.

STEJSKALOVÁ, Jitka. *Konzervační zubní lékařství*. 2. vyd. Praha: Galén, c2008. Zubní lékařství. ISBN 978-80-7262-540-6

STRUB, Jörg Rudolf, Matthias KERN, Jens Christoph TÜRP, Siegbert WITKOWSKI, Guido HEYDECKE a Stefan WOLFART. *Protetika.* Přeložila Jarmila PROCHÁZKOVÁ, přeložila Kateřina KADLEČKOVÁ, přeložil Pavel

KALVODA, přeložila Jana PŘIKRYLOVÁ. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5260-0.

ŠEDÝ, Jiří. *Kompendium stomatologie I*. Praha: Stanislav Juhaňák – Triton, 2016. ISBN 978-80-7387-543-5.

VALENTOVÁ, Kateřina. *Chemické vlastnosti dentálních materiálů*. 2. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 9788024428666

VAN NOORT, Richard a Michele E. BARBOUR. *Introduction to Dental Materials*. 4th ed. Nizozemsko: Elsevier, 2013. ISBN 978-0-7234-3781-9.

WATAHA, John C. Biocompatibility of dental materials. In CRAIG, Robert G., et al. (Eds), *Restorative dental materials*. 11th ed. St. Louis: Mosby, 2002. ISBN 0-323-01442-9

Elektronické zdroje:

ALCOBRA, Titanium Product Guide. *Alcobra Metals* [online]. Washington: Alcobra Metals, 2022 [cit. 2022-03-08]. Dostupné z: https://alcobrametals.com/titanium-product-guide/

ARABACI, Taner, Yasin ÇIÇEK, Mehmet ÖZGÖZ, Varol ÇANAKÇI, Cenk F. ÇANAKÇI a Abubekir ELTAS. The comparison of the effects of three types of piezoelectric ultrasonic tips and air polishing system on the filling materials: an in vitro study. *International Journal of Dental Hygiene* [online]. 2007, 5(4), [cit. 2022-04-05]. ISSN 1601-5029. Dostupné z: doi:10.1111/j.1601-5037.2007.00265.x

BONIFÁCIO, CC, CJ KLEVERLAAN, DP RAGGIO, A WERNER, RCR de Carvalho a WE van Amerongen. Physical-mechanical properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment. *Australian Dental Journal* [online]. 2009, 54(3), [cit. 2022-03-19]. ISSN 00450421. Dostupné z: doi:10.1111/j.1834-7819.2009.01125.x

ČESKO. Vyhláška č. 55/2011 Sb.: Vyhláška o činnostech zdravotnických pracovníků a jiných odborných pracovníků. In: *Sbírka zákonů České republiky*. Praha: Ministerstvo zdravotnictví, 2011, ročník 2019, 55/2011. Dostupné z: https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2011-55

DOSTÁLOVÁ, Taťjána. Slitiny v zubní protetice. *LKS: ČASOPIS ČESKÉ STOMATOLOGICKÉ KOMORY* [online]. Praha: České stomatologické komora,

2005, 15(10), [cit. 2022-03-01]. ISSN 1210–3381. Dostupné z: https://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:LaIEjpJ2uzoJ:https://portal.lf1.cuni.cz/download.php%3Ffid%3D130+&cd=14&hl=cs&ct=clnk&gl=cz&client=safari

FISCHER, Hans-Rainer a HAESLER, Andreas a ŠOLC, Ladislav. Z dějin zubních náhrad. *LKS: RECENZOVANÝ ČASOPIS ČESKÉ STOMATOLOGICKÉ KOMORY* [online]. Praha: Česká stomatologická komora. 2012, 22 (5), [cit. 2021-8-27]. ISSN 2571-2411. Dostupné z: https://www.lks-casopis.cz/wp-content/uploads/lks-zschadrass-web.pdf

FREDDO, Rafael Augusto, Myriam Pereira KAPCZINSKI, Eder Julio KINAST, Oswaldo Baptista DE SOUZA JUNIOR, Elken Gomes RIVALDO a Luis Carlos DA FONTOURA FRASCA. Wear Potential of Dental Ceramics and its Relationship with Microhardness and Coefficient of Friction. *Journal of Prosthodontics* [online]. 2016, 25(7), [cit. 2022-05-11]. ISSN 1059941X. Dostupné z: doi:10.1111/jopr.12330

GHARECHAHI, Maryam, Horieh MOOSAVI a Maryam FORGHANI. Effect of Surface Roughness and Materials Composition. *Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology* [online]. 2012, 03(04), [cit. 2022-04-05]. ISSN 2158-7027. Dostupné z: doi:10.4236/jbnb.2012.324056

CHADIMOVÁ, Vlasta, Marek CHVÁTAL, Jiří KÜHN a Dobroslav MATĚJKA. Mineralogie pro školy: Vlastnosti. *Mineralogie pro školy* [online]. Praha: Přírodovědecká fakulta Univerzity Karlovy [cit. 2022-02-16]. Dostupné z: http://web.natur.cuni.cz/ugmnz/mineral/vlastnosti.html

CHOCKATTU, Sherin Jose, Deepak Byathnal SURYAKANT a Sophia THAKUR. Unwanted effects due to interactions between dental materials and magnetic resonance imaging: a review of the literature. *Restorative Dentistry & Endodontics* [online]. Korea: The Korean Academy of Conservative Dentistry, 2018 [cit. 2021-11-28]. Dostupné z: https://rde.ac/DOIx.php?id=10.5395/rde.2018.43.e39

JORDA, David. *Protetická technologie: Upravená vizuální učebnice pro studenty se sluchovou vadou.* Praha: Střední škola, Základní škola a Mateřská škola pro sluchově postižené. 2008. Dostupné z: https://davidjorda-pt.webnode.cz/_files/200000015-dacc5dbc6c/Proteticka%20technologie.pdf

KROČOVÁ, Blanka. *Adhezivní pevnost a morfologie lomu mezi kompozitním, vlákny vyztuženým, kořenovým čepem a jádrem z částicového kompozitu*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta chemická, Ústav chemie materiálů. Vedoucí práce Ing. Petr Poláček, Ph.D. Dostupné z: http://hdl.handle.net/11012/7394

LIBÁNSKÁ, Markéta. Glossodynie a stomatodynie v diferenciální diagnostice. *LKS: ČASOPIS ČESKÉ STOMATOLOGICKÉ KOMORY* [online]. Praha: Česká stomatologická komora, 2015, 25(1) [cit. 2021-11-27]. Dostupné z: https://www.lks-casopis.cz/wp-content/uploads/lks1501_web.pdf

ODDĚLENÍ POVRCHOVÉHO INŽENÝRSTVÍ. Zkoušky tvrdosti. *Oddělení povrchového inženýrství* [online]. Plzeň: Katedra materiálu a strojírenské metalurgie, Západočeská univerzita v Plzni, 2015 [cit. 2022-02-16]. Dostupné z: https://www.opi.zcu.cz/Zkousky_tvrdosti.pdf

POCKET DENTISTRY, Physical and Mechanical Properties of Dental Materials. *Pocket Dentistry: Fastest Clinical Dentistry Insight Engine* [online]. 2020 [cit. 2021-12-02]. Dostupné z: https://pocketdentistry.com/physical-and-mechanical-properties-of-dental-materials-2/

STRYJOVÁ, Aneta. Kdo je dentální hygienstka/sta a v čem spočívá její/ho práce?. *Asociace dentálních hygienistek ČR* [online]. Praha: Asociace dentálních hygienistek, 2022 [cit. 2022-04-10]. Dostupné z: https://www.asociacedh.cz/kdo-je-dentalni-hygienstka-sta-a-v-cem-spociva-jeji-ho-prace/

ŠALINOVIĆ, Ivan, Matea STUNJA, Zdravko SCHAUPERL, Željko VERZAK, Ana IVANIŠEVIĆ MALČIĆ a Valentina BRZOVIĆ RAJIĆ. Mechanical Properties of High Viscosity Glass Ionomer and Glass Hybrid Restorative Materials. *Acta Stomatologica Croatica* [online]. 2019, 53(2), [cit. 2022-03-19]. ISSN 00017019. Dostupné z: doi:10.15644/asc53/2/4

VONDRÁČKOVÁ, Lucie. Záchovná stomatologie. *Stomatologická klinika: 1. lékařská fakulta* [online]. Praha: Univerzita Karlova, c2006-2021 [cit. 2021-11-27]. Dostupné z: https://stomatologie.lf1.cuni.cz/zachovna-stomatologie

WATAHA, John C. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *The Journal of Prosthetic Dentistry* [online]. 2001, 86(2), [cit. 2021-8-30]. ISSN 00223913. Dostupné z: doi:10.1067/mpr.2001.117056

ZAPPA, U., J. CADOSCH, C. SIMONA, H. GRAF a D. CASE. In Vivo Scaling and Root Planing Forces. *Journal of Periodontology* [online]. 1991, 62(5), [cit. 2022-04-02]. ISSN 0022-3492. Dostupné z: doi:10.1902/jop.1991.62.5.335

ZHANG, Haimei. *Building Materials in Civil Engineering: The Basic Properties of Building Materials* [online]. Witney: Woodhead Publishing, 2011, [cit. 2022-03-01]. ISBN 9781845699567. Dostupné z: https://www.sciencedirect.com/book/9781845699550/building-materials-in-civil-engineering

Seznam obrázků, tabulek a grafů

Obrázky:

Obrázek 1 - Egyptské dlahování dvou molárů zlatým drátkem 8
Obrázek 2 - Interakce mezi hostitelem, materiálem a funkcí materiálu 12
Obrázek 3 - Struktura pracovní části srpku 40
Obrázek 4 - Vzorky materiálů před testováním 46
Obrázek 5 - Keramická a chromkobaltová korunka 46
Obrázek 6 - Rozdělení testované plochy vzorků materiálů 47
Obrázek 7 – Srpek, ultrazvukový přístroj, detail ultrazvukové koncovky 47
Obrázek 8 - Digitální mikroskop 48
Obrázek 9 - Měřící modul 48
Obrázek 10 - Provedení testu č. 1 50
Obrázek 11 - Provedení testu č. 2 51
Obrázek 12 - Provedení testu č. 3 52
Obrázek 13 - Povrch skloinomerního cementu před testem č. 1 52
Obrázek 14 - Povrch skloinomerního cementu po testu č. 1 52
Obrázek 15 - Povrch polymethylmetakrylátu před testem č. 1 53
Obrázek 16 - Povrch polymethylmetakrylátu po testu č. 1 53
Obrázek 17 - Povrch polymethylmetakrylátu před testem č. 2 53
Obrázek 18 - Povrch polymethylmetakrylátu po testu č. 2 53
Obrázek 19 - Povrch skloinomerního cementu před testem č. 3 54
Obrázek 20 - Povrch skloinomerního cementu po testu č. 3 54
Obrázek 21 - Povrch polymethylmetakrylátu před testem č. 3 55
Obrázek 22 - Povrch polymethylmetakrylátu po testu č. 3 55
Obrázek 23 - Povrch flow kompozitu před testem č. 3 55
Obrázek 24 - Povrch flow kompozitu po testu č. 3 55
Obrázek 26 - Povrch hybridního kompozitu po testu č. 3 55
Obrázek 25 - Povrch hybridního kompozitu před testem č. 3 55
Obrázek 27 - Povrch amalgámu před testem č. 3 56
Obrázek 28 - Povrch amalgámu po testu č. 3 56
Obrázek 29 - Povrch chromkobaltové slitiny před testem č. 3 56

Obrázek 30 - Povrch chromkobaltové slitiny po testu č. 3 56
Obrázek 31 - Povrch dentální keramiky před testem č. 3 56
Obrázek 32 - Povrch dentální keramiky po testu č. 3 56

Tabulky:

Tabulka 1 - Mohsova stupnice tvrdosti *20*
Tabulka 2 - Orientační hodnoty tvrdosti některých materiálů podle Vickerse *21*
Tabulka 3 - Knoopova tvrdost u vybraných dentálních materiálů *22*
Tabulka 4 - Srovnání vlastností směsného a sférického amalgámu *34*
Tabulka 5 - Použití skloinomerních cementů *35*
Tabulka 6 - Indikace a kontraindikace kompozitních pryskyřic *38*
Tabulka 7 - Vzestupně seřazené hodnoty KHN testovaných materiálů *44*

Grafy:

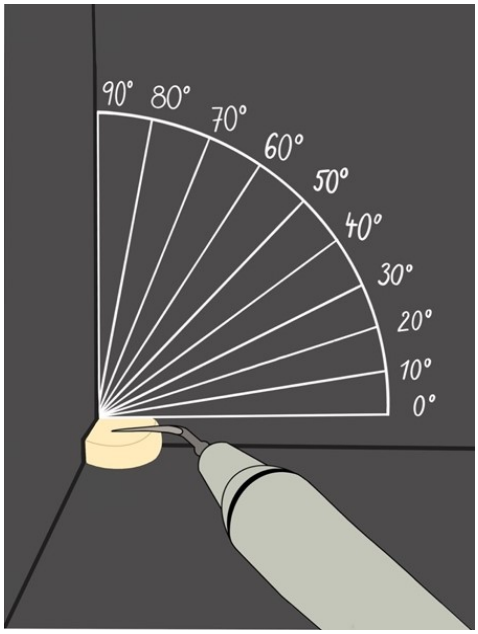
Graf 1 - Velikosti úhlů, při kterých došlo ke vzniku vrypu při testu č. 3 ..... *54*

Seznam příloh

Příloha č. 1: Grafické znázornění provedení testů

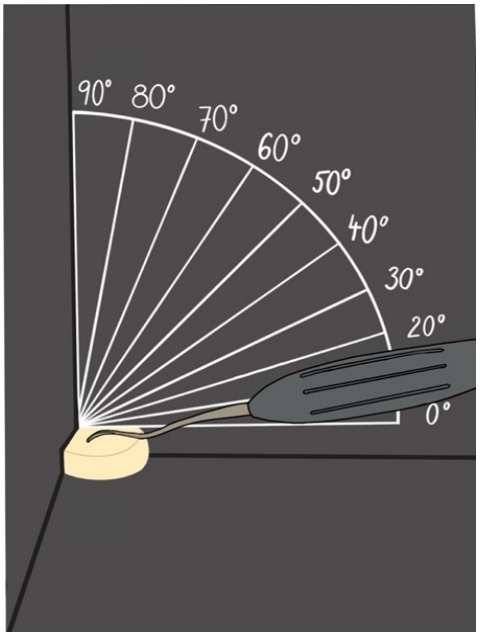
Příloha 1: **Grafické znázornění provedení testů**

Test č. 1: Standartní použití ultrazvukové koncovky



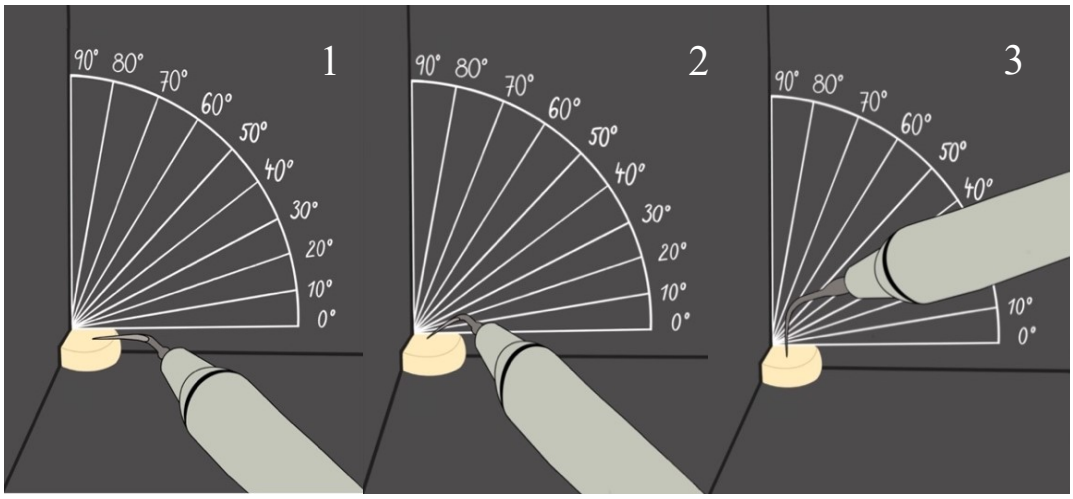
Zdroj: Autor

Test č. 2: Standartní použití srpku



Zdroj: Autor

Test č. 3: Úhel poškození



Zdroj: Autor