

Univerzita Karlova

2. lékařská fakulta

Doktorský studijní program: Experimentální chirurgie



MDDr. Adam Nocar

3D analýza dentálních a skeletálních změn po zubní a ortodontické terapii

3D analysis of dental and skeletal changes after dental and orthodontic treatment

Disertační práce

Školitel: prof. MUDr. Taťjana Dostálová, DrSc., MBA

Praha, 2024

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval samostatně a že jsem řádně uvedl a citoval všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

V Praze, 1. 3. 2024

Adam Nocar

.....

Podpis autora

Poděkování

V první řadě děkuji své školitelce prof. MUDr. Taťjaně Dostálové, DrSc., MBA za odborné vedení, motivaci a podporu v průběhu studia.

Poděkování také patří mým kolegům a spoluautorům za pomoc při sběru a třídění dat, na jejichž podkladě byla sestavena tato disertační práce. Jmenovitě děkuji prof. Ing. Aleši Procházkovi, CSc. za rady ohledně 3D analýzy a modelace objektů, dále prof. Ing. Heleně Jelínkové, DrSc. za přípravu a poskytnutí prostoru pro laserové měření bělení zubů.

Velice děkuji celé mé rodině za podporu, která mě provází, nejen v průběhu postgraduálního studia.

Tento výzkum byl podpořen projektem 00064203 (FN Motol).

3D analýza dentálních a skeletálních změn po zubní a ortodontické terapii

Abstrakt

Předkládaná disertační práce popisuje možnost využití 3D analýzy a 3D technologií ve stomatologické a ortodontické praxi. Analýza změn je dále popsána ve dvou konkrétních pracích, a to přesně zabývající se laserově tvrzenými 3D vytištěnými modely v ortodoncii a změnami po laserovém bělení zubů. Cílem první práce je analýza změn po ortodontické terapii z pohledu stability modelů vytištěných stereolitografií (SLA) ve srovnání s tradičními sádrovými odlitky po dobu tří let. Experimentální soubor dat se skládal z 36 ortodontických pacientů, z nichž každý měl modely vytištěné pomocí SLA a sádrové odlitky pro horní i dolní čelist, což vedlo k získání celkem 72 skenů ve formě souborů Standard Template Library (STL) a 72 tradičních otisků. Modely horního zubního oblouku byly zkonstruovány pomocí 3D tiskárny SLA, využívající fialový laserový paprsek o vlnové délce 405 nm ke ztuhnutí tekutého polymeru. Klasické sádrové odlitky byly připraveny v zubní laboratoři. K vyhodnocení rozdílů mezi zubními modely byl použit laboratorní skener k vytvoření virtuálních odlitků. Výsledky z 22 experimentálních souborů dat ukázaly vysokou míru shody mezi sádrovými odlitky a virtuálními povrchy s průměrným absolutním rozdílem 0,018 mm a směrodatnou odchylkou 0,17 mm. Celkově tato studie prokazuje srovnatelnost a přesnost modelů vytištěných pomocí SLA ve vztahu k tradičním sádrovým odlitkům, což podporuje jejich potenciál jako spolehlivé alternativy v ortodontické praxi. Ve stomatologické terapii popisuje dále práce změny v oblasti dentálních struktur, a to po bělení zubů s lasery. Světlo může urychlit proces bělení pomocí halogenových lamp, světelných diod, plazmových obloukových lamp a laserů. Výsledky naší práce ukazují, že kombinace bělicího prostředku s laserovým světlem ozařovaným modrou laserovou diodou o vlnové délce 0,44 μm nebo laserovou diodou o vlnové délce 1,7 μm v blízkém infračerveném pásmu urychlují proces bělení nejen během ozařování zubů, ale také během dvou týdnů po zákroku.

Klíčová slova

3D tisk, 3D skenování, stomatologie, ortodoncie, laser, bělení zubů, ortodontické modely

3D analysis of dental and skeletal changes after dental and orthodontic treatment

Abstract

The present dissertation describes the possibility of using 3D analysis and 3D technologies in dental and orthodontic practice. The analysis of changes is further described in two specific papers, specifically dealing with laser hardened 3D printed models in orthodontics and changes after laser teeth whitening. The aim of the first study is to analyse the changes after orthodontic treatment in terms of stability of models printed by stereolithography (SLA) compared to traditional plaster casts over a period of three years. The experimental data set consisted of 36 orthodontic patients, each with SLA-printed models and plaster casts for both the maxilla and mandible, resulting in a total of 72 scans in the form of Standard Template Library (STL) files and 72 traditional impressions. The upper dental arch models were constructed using an SLA 3D printer, using a 405 nm violet laser beam to solidify the liquid polymer. Conventional plaster casts were prepared in the dental laboratory. A laboratory scanner was used to evaluate the differences between the dental models to create virtual casts. The results from the 22 experimental datasets showed a high degree of agreement between the plaster casts and the virtual surfaces with an average absolute difference of 0.018 mm and a standard deviation of 0.17 mm. Overall, this study demonstrates the comparability and accuracy of SLA-printed models in relation to traditional plaster casts, supporting their potential as a reliable alternative in orthodontic practice. In dental therapy, the thesis also describes changes in dental structures after teeth whitening with the lasers. Light can speed up the whitening process by using halogen lamps, light-emitting diodes, plasma arc lamps and lasers. Our results show that the combination of a bleaching agent with laser light irradiated by a blue laser diode with a wavelength of 0.44 μm or a laser diode with a wavelength of 1.7 μm in the near-infrared band accelerates the whitening process not only during tooth irradiation but also during the two weeks after the procedure.

Keywords

3D print, 3D scanning, dentistry, orthodontics, laser, teeth bleaching, orthodontic models

SEZNAM ZKRATEK

3D	Trojrozměrný
ADA	American Dental Association
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
DLP	Digital Light Processing
FDM	Fused Deposition Modeling
ICP	Iterative Closest Point
Laser	Light amplification by the stimulated emission of radiation
SLA	Stereolitografie
SLM	Selective Laser Melting
SLS	Selective Laser Sintering
STL	Standart Tessellation Language
TAD	Dočasně kotvící zařízení
UV-Vis	Ultrafialovo-viditelné záření

Obsah

1. ÚVOD	9
1.1. Laser	10
1.1.1. Fyzika laserů	11
1.1.2. Klasifikace laserů	11
1.2. 3D tisk	14
1.2.1. Vývoj 3D tisku	14
1.2.2. SLA	15
1.2.3. 3D tisk a rozšíření do praxe	15
1.2.4. Materiály pro 3D tisk	17
1.2.5. 3D tisk v medicíně	20
1.2.6. Aplikace 3D tisku v zubním lékařství a ortodontii	20
1.2.7. 3D tisk a náhrada sádrových modelů	21
1.3. 3D sken	24
1.3.1. Role 3D skenování v zubním lékařství	26
1.3.2. Druhy intraorálního 3D skenování	26
1.3.3. Nyní používané technologie ve stomatologii a jejich vlastnosti	28
1.4. Dentální bělení	30
1.4.1. Zabarvení zubů	31
1.4.2. Chemické složení estetického bělení	32
1.4.3. Klinické měření bělení zubů	33
1.4.4. Spektrofotometrie	33
1.4.5. Využití laserů při bělení zubů	34
1.4.6. Změna barvy a účinnost laserového bělení	34
1.4.7. Další vybrané účinky na tvrdé a měkké zubní tkáně při laserovém bělení	35
2. CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY	37
2.1. Práce 1: Tříletá prospektivní studie srovnávající modely vytištěné stereolitografií s klasicky otiskovanými a sádrovými modely v ortodontické terapii: 3D objektivizace	37
2.2. Práce 2: Modrý (0,44 μm) a červený (1,7 μm) diodový laser aktivovaný bělením – stanovení změny odstínu zubů	37
3. METODIKA	38
3.1. Tříletá prospektivní studie srovnávající modely vytištěné stereolitografií s klasicky otiskovanými a sádrovými modely v ortodontické terapii: 3D objektivizace	38
3.1.1. Studijní soubor	38
3.1.2. Analýza a měření	40
3.1.3. Stereolitografická tiskárna	43
3.1.4. Analýza profilu a struktury povrchu	44
3.2. Modrý (0,44 μm) a červený (1,7 μm) diodový laser aktivovaný bělením – stanovení změny odstínu zubů.....	45
3.2.1. Mechanismus bělení.....	45
3.2.2. Příprava vzorku	45
3.2.3. Techniky chemického bělení a měření barvy	45
3.2.4. Laserové zdroje	47
4. VÝSLEDKY	52
4.1. Tříletá prospektivní studie srovnávající modely vytištěné stereolitografií s klasicky otiskovanými a sádrovými modely v ortodontické terapii: 3D objektivizace	52
4.1.1. Hodnocení přesnosti klasického a 3D modelu	52

4.1.2 Charakteristika profilu a struktury povrchu: Analýza zubních modelů	54
4.2. Modrý (0,44 μm) a červený (1,7 μm) diodový laser aktivovaný bělením – stanovení změny odstínu zubů.....	56
5. DISKUZE	60
5.1. Tříletá prospektivní studie srovnávající modely vytištěné stereolitografií s klasicky otiskovanými a sádrovými modely v ortodontické terapii: 3D objektivizace	60
5.2. Modrý (0,44 μm) a červený (1,7 μm) diodový laser aktivovaný bělením – stanovení změny odstínu zubů.....	61
6. ZÁVĚR	62
7. SOUHRN	64
8. SUMMARY.....	65
9. LITERATURA	66
10. SEZNAM PUBLIKACÍ.....	82
11. PŘÍLOHY	84

1. ÚVOD

Mezi důležitými trendy inovací jsou lasery a jejich využití v oblasti 3D tisku nebo bělení zubů. Vyšší objemy výroby vedly ke snížení cen základních 3D technologií. Například, cena výtisků z pryskyřice klesla na úroveň téměř 1 koruny za gram (blog.prusa3d.com, 2020).

Tento trend je zřejmý i na příkladech některých předních zahraničních pracovišť. Na radiologickém oddělení Mayo Clinic již několik let funguje tým specializovaný na anatomické modelování, jehož produkce každoročně roste. Dosud zde bylo vytvořeno přes 6000 3D modelů, z nichž 2500 bylo vyrobeno pouze v loňském roce (3D Anatomic Modeling Laboratories Mayo Clinic, 2023). Tyto prostorové modely slouží chirurgům k lepšímu pochopení prostorových vztahů a měřítek při plánování chirurgických výkonů, pacientům k lepšímu pochopení souvislostí plánovaného zákroku a k poskytnutí informovaného souhlasu, a studentům anatomie jako specifické učební pomůcky. Například v rámci 2. LF UK prof. Druga a MUDr. Hudák oskenovali všechna data kostních modelů a upravili je tak, aby byla použitelná pro 3D tisk. Následně zahájili tisk modelů a jejich následnou úpravu a vytvořili několik sad modelů kostí, které byly zařazeny do výuky a zkoušení studentů (Ústav anatomie 2. LF UK, 2015). Dále 3D analýza dentálních a skeletálních změn ve stomatologické a ortodontické terapii je klíčovým nástrojem pro posouzení efektivity léčby a dosažení optimálních výsledků u pacientů.

Předkládaná teoretická a praktická část disertace popisuje možnost využití 3D analýzy a nových technologií ve stomatologické a ortodontické praxi jako tištěné 3D modely pomocí fialového laseru a bělení zubů s využitím modré a červené laserové diody.

1.1. Laser

První výzkumníci v oblasti využití světelných zdrojů se věnovali "helioterapii" a připravili tak půdu pro rozvoj fotomedicíny. Významný průlom nastal v roce 1903, kdy Finsen obdržel Nobelovu cenu za vývoj uhlíkové obloukové lampy vybavené čočkami a filtry, která znamenala revoluci v léčbě nemocí, zejména lupus vulgaris. Tento milník sehrál klíčovou roli v rozvoji lékařských laserů (Convissar, 2015).

Laser je zkratka pro "zesílení světla stimulovanou emisí záření". Stimulovaná emise vychází z Einsteinovy kvantové teorie záření. První laser vyrobil Theodore H. Maiman 7. července 1960 s použitím rubínu jako laserového média, které bylo stimulováno pomocí vysokoenergetických záblesků intenzivního světla (Garwin, Lincoln, 2003). Dekáda 60. let 20. století zůstane v historii laserů navždy zapamatována, protože bylo vynalezeno více než deset různých laserů využívajících pevná, plynná, polovodičová i kapalná laserová média. Zdokonalování technologie spolu s vynalézáním novějších laserů pokračuje dodnes a bude pokračovat i v budoucnu.

Na počátku 60. let 20. století bylo zjištěno, že použití lékařských laserů ve stomatologii je omezené. Během těchto prvních desetiletí si lékaři uvědomili, že světlo jim umožňuje pozorovat různé aspekty, jako je barva kůže a rány, což jim pomáhá při určování nejúčinnějších terapeutických zásahů. Toto zjištění přimělo vědce k tomu, aby se začali zabývat specifickými aplikacemi laserů v lékařské i stomatologické oblasti. V polovině 60. let 20. století se objevily pokročilé techniky odstraňování zubního kazu, které využívaly účinné interakce laserové energie se strukturou zubu. Leon Goldman, průkopník laserové medicíny, od roku 1963 rozsáhle dokumentoval biomedicínské aspekty laserů se zaměřením na jejich vliv na zubní kaz, zuby a další tkáně. Rubínové lasery sice účinně odpařovaly kaz, ale díky vysoké hustotě energie vyvolávaly nevratné nekrotické změny v tkáni zubní dřevě. Následně byly objeveny vlnové délky erbiových laserů, které prokázaly vynikající preparaci dutiny bez poškození pulpální tkáně. Argonové lasery se ukázaly jako účinné při fotopolymerizaci dentálních kompozitů, zatímco Nd:YAG (neodymem dopovaný yttrium-hliníkový granát) lasery prokázaly účinnost při různých endodontických terapiích, protetických zařízeních, slitinách zlata a dalších dentálních aplikacích (Goldman, Goldman, Lieu, 1987).

1.1.1. Fyzika laserů

Pro optimální využití laserů a světelných zdrojů je třeba jim dobře rozumět. K provedení účinného laserového ošetření je také nutné mít základní znalosti o laserové fyzice. Laserové světlo je monochromatické, jasné, jednosměrné a koherentní (Patil, Dhami, 2008).

Monochromaticita laserového paprsku spočívá v tom, že vyzařované světelné vlny mají stejnou vlnovou délku a energii. Tato jednotnost vlnové délky nebo úzké pásmo vlnových délek umožňuje přesné zaměření paprsku v rámci tkáně a současně minimalizuje poškození okolních struktur. *Zářivost* laseru je vysoká díky mimořádně intenzivnímu a dobře soustředěnému paprsku. Tuto intenzitu lze ještě zvýšit pomocí technik jako pulzování a Q-přepínání, což umožňuje dosáhnout extrémně vysokých špičkových výkonů v nanosekundových intervalech. *Koherence* laserového paprsku znamená, že všechny emitované fotony oscilují ve fázové shodě jak v prostoru, tak v čase. To přináší vysokou přesnost tvaru vlny a umožňuje precizní zaměření paprsku. *Směrovost* laserového světla souvisí s tím, že všechny fotony se pohybují v jednom směru, což odpovídá emisi laseru ve formě extrémně úzkého a pomalu se šířícího světelného svazku. Tato vlastnost umožňuje soustředit laserový paprsek na velmi malý bod a minimalizuje rozptyl světla (Patil, Dhami, 2008).

1.1.2. Klasifikace laserů

Stomatologické lasery lze rozdělit do kategorií podle různých faktorů, včetně aktivního média laseru, jako je plyn, kapalina, pevná látka a polovodič. Kromě toho je lze rozdělit do skupin podle použitého laserového média, přičemž se rozlišují plynové a pevné lasery. Kromě toho je lze klasifikovat podle použitelnosti pro tkáně a rozdělit je na lasery pro tvrdé a měkké tkáně, nebo na základě vlnových délek a souvisejícího rizika spojeného s použitím laseru (Stamp, 1989; Šulc, Jelínková, 2013).

Původní plynový laser, helium-neonový laser, se vyznačoval zelenou vlnovou délkou a různými infračervenými vlnovými délkami. Tvrdé lasery, včetně oxidu uhličitého, NdYAG a Er:YAG (erbiem dopovaný yttrium-hlinitý granát), jsou schopné aplikace jak v tvrdých, tak v měkkých tkáních. Jejich použití je však omezeno vysokými náklady a možností tepelného poškození zubní dřeně. Naopak měkké lasery neboli studené lasery založené na diodových zařízeních jsou kompaktní a cenově výhodné a často se označují jako nízkourovňová laserová terapie (LLLT).

Excimerové lasery, které vznikají kombinací vzácných plynů, jako je argon, krypton a xenon, s reaktivními plyny, vykazují jedinečný jev plynového výboje. Mezi nimi vyniká jako jeden z nejsilnějších laser na bázi oxidu uhličitého, který přenáší energii na molekuly CO₂ a přeměňuje elektrickou energii na výstupní výkon laseru. Neodym v kombinaci s materiálem YAG (yttrito-hlinitý granát) nebo sklem vykazuje zvýšenou účinnost v laserových aplikacích (Sri et al., 2023; Luke et al., 2019).

Laser na bázi oxidu uhličitého vykazuje hydrofilní vlastnosti a umožňuje rychlé odstranění měkkých tkání spolu s účinnou hemostázou, přičemž se vyznačuje malou hloubkou průniku a maximální absorpční schopností. Mezi jeho nevýhody však patří objemnost, vysoká cena a možnost destrukce tvrdých tkání. Na druhou stranu Nd:YAG laser kromě vynikající hemostázy výrazně absorbuje pigmentované tkáně, takže je vysoce účinný pro chirurgické řezání a koagulaci měkkých tkání. Navíc existují důkazy podporující jeho využití při kontrole parodontálního onemocnění (Luk et al., 2019).

Erbiový laser zahrnuje dvě vlnové délky: Er,Cr:YSGG (yttrium-skandium-gallium-granátový) a Er:YAG laser. Jeho výjimečná afinita k hydroxyapatitu a nejvyšší absorpce vody z něj činí optimální volbu pro ošetření tvrdých tkání a ablací měkkých tkání s vysokým obsahem vody. Naproti tomu diodový laser absorbuje především tkáňový pigment a hemoglobin, ale špatně absorbuje hydroxyapatit a vodu. Proto nachází uplatnění při estetickém rekonturingu dásní, odstraňování zanícených a hypertrofických tkání, prodlužování korunky měkkých tkání, frenektomiích a fotostimulaci aft a herpetických lézí (Galeotti et al., 2014; McDaniel et al., 1997; Verma et al., 2012).

Nízkoúrovňová laserová terapie je nedávno vyvinutá technika s různými aplikacemi v medicíně, stomatologii a fyzioterapii. Má potenciál poskytovat terapeutické výhody, jako je urychlené hojení ran a úleva od bolesti pro pacienty. LLLT spočívá v aplikaci laserové světelné energie na živé tkáně, která vyvolává biosimulační účinky, aniž by způsobila výrazné zvýšení teploty. Jednou z klíčových výhod je její nechirurgická povaha, která přispívá ke snížení výskytu otoků a zánětů. Při LLLT se k vyvolání biostimulačních účinků využívají helium-neonové nebo studené lasery, které vyzařují v režimu kontinuální vlny s bezkontaktní aplikací. Použití měkkých laserů, jako je helium-neonový, přispívá ke zlepšení hojení ran, remodelace kostí, obnovení nervových funkcí po poranění a modulaci imunitního systému a nociceptivních signálů (Arjmand et al., 2021). V oblasti klinické stomatologie si LLLT získala uznání pro své

terapeutické účinky, včetně biostimulace, regenerační schopnosti a protizánětlivých účinků dosahovaných při nižších úrovních tepla. Zvláště účinný je diodový laser s vlnovou délkou v rozmezí 635 až 950 nm, který využívá flexibilní křemenné vlákno. Je absorbován pigmentací měkkých tkání a slouží jako spolehlivý hemostatický prostředek, přičemž se jeho výkon pohybuje od 2 do 10 W (Sun, Tunér, 2004).

Použití laserů ve vědě a medicíně je mnohostranné. V souvislosti s naší prací dále uvádíme, že lasery mohou být i součástí 3D tiskáren pro vytvrzení pryskyřice viz kapitola *1.2.7. 3D tisk a náhrada sádrových modelů*. Další využití mohou mít jako urychlovací médium při bělení zubů viz kapitola *1.4.5. Využití laserů při bělení zubů*.

1.2. 3D tisk

3D tisk, inovativní technologie, která transformuje způsob, jakým vytváříme objekty od základu. V následujících kapitolách je současný pohled na principy, aplikace, vývoj 3D tisku a jeho budoucnost v medicíně, potažmo v dentální praxi.

1.2.1. Vývoj 3D tisku

Tradičně se v průmyslu používala subtraktivní výroba, při níž se konstrukce vyřezávaly z pevného bloku materiálu. Naproti tomu aditivní výroba využívá techniku výroby po vrstvách, která umožňuje složitější návrhy a modelování. Rychlá výroba prototypů výrobků byla jedním z prvních způsobů využití aditivní výroby. Umožnila výrobcům vytvářet prototypy mnohem rychleji, což usnadnilo vyhodnocování a testování návrhů před výrobou hotového produktu. Při rychlé výrobě prototypů se nejprve vytvoří 3D modely pomocí softwaru pro počítačem podporované navrhování (CAD). Stroje pak na základě tohoto modelu zkonstruují 3D objekty.

Výzkum využití fotopolymerů k vytváření 3D objektů započal v 60. letech 20. století v Battelle Memorial Institute v Ohiu. Cílem experimentu bylo polymerizovat pryskyřici pomocí dvou laserových paprsků o různých vlnových délkách. V roce 1971 Wyn Swainson podal patentovou přihlášku na podobný přístup se dvěma laserovými paprsky, který se označoval jako fotochemické obrábění. Následně založil společnost Formigraphic Engine Company v Kalifornii, avšak tato technologie se nikdy neprosadila do podoby komerčně dostupného systému (Beaman et al., 1997). Koncem 70. let 20. století vynalezla společnost Dynell Electronics Corporation pevnou fotografii. Tato technologie využívala laser nebo frézovací stroj k řezání příčných řezů na základě počítačového modelu a jejich následnému skládání do objektu (Wohlers, Gornet, 2015).

Hideo Kodama z výzkumného ústavu v japonské Nagoji jako jeden z prvních vyvinul techniku rychlého prototypování pomocí jediného laserového paprsku (Beaman et al., 1997). Ačkoli na tento vynález podal v roce 1980 patentovou přihlášku, její platnost vypršela, aniž by postoupila do pozdějších fází japonského patentového řízení. V letech 1980 a 1981 publikoval články o svých experimentech s vývojem metod automatické výroby trojrozměrných modelů pomocí UV paprsků a světlo citlivé pryskyřice, přičemž k řízení expozice UV zdroje používal masku. Popsal techniky tuhnutí tenkých po sobě jdoucích vrstev fotopolymeru (Kodama et al., 1981), klíčové aspekty toho, co se později začalo nazývat stereolitografií (SLA).

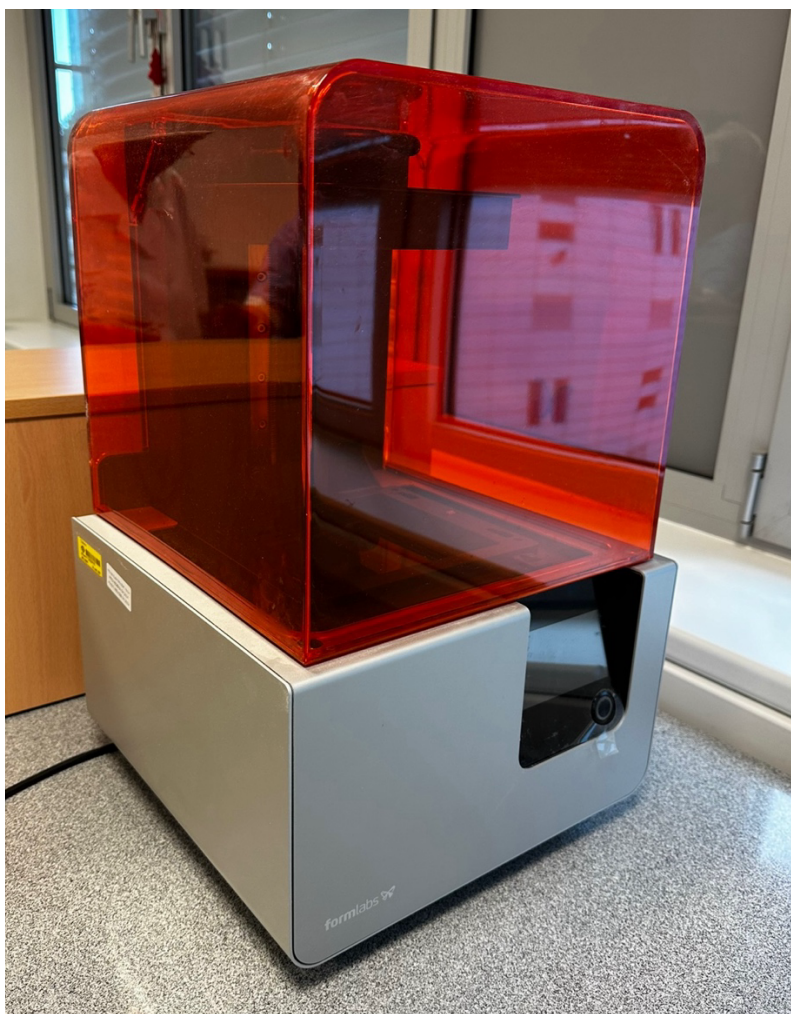
1.2.2. SLA

V roce 1984 Charles Hull vynalezl stereolitografii, ve zkratce SLA. V roce 1986 mu byl vydán patent na stereolitografii a v patentu popsal postup, při kterém se kapalné polymery vytvrzují pod UV světlem a vytvářejí průřezy 3D modelu (Hull, Arcadia, 1984). Tato metoda využívala digitální data a počítačem řízený paprsek světla k vytvoření jednotlivých vrstev, které na sebe navazovaly. Hull následně založil společnost 3D Systems, která nakonec vyráběla a prodávala stereolitografické stroje. První komerční SLA tiskárnu na světě vyrobila společnost 3D Systems v roce 1988 (Beaman et al., 1997; Wohlers, Gornet, 2015). Přibližně ve stejné době jako Hullův patent SLA vyvinul Carl Deckard, v té době ještě vysokoškolský student na Texaské univerzitě, koncept procesu selektivního laserového sintrování (SLS). SLS byl založen na selektivním tuhnutí prášku pomocí laserového paprsku (Beaman et al., 1997). Deckard poté založil společnost Desktop Manufacturing Corporation (DTM Corp), která v roce 1992 vyrobila první tiskárny SLS. Společnost DTM byla nakonec koupena společností 3D Systems. V roce 1993 Deckard založil společnost Sinterstation 2000, která uvedla technologii SLS do průmyslu (Beaman, 2021).

1.2.3. 3D tisk a rozšíření do praxe

Patent na technologii fused deposition modeling (FDM) společnosti Stratasys vypršel v roce 2005. Kolem roku 2005 se objevily dva open source projekty 3D tiskáren: RepRap Movement a Fab@ Home. Hlavním cílem obou projektů bylo vyvinout a sdílet návrhy 3D tiskáren, které by byly cenově dostupné pro širší veřejnost. Adrian Bowyer, docent strojího inženýrství na Univerzitě v Bathu, inicioval open source projekt zaměřený na vytvoření 3D tiskárny využívající technologii FDM, který se proslavil pod názvem hnutí RepRap. Bowyer vyvinul návrhy samoreplikujícího se rapid-prototypu a své návrhy zveřejnil na internetu a vyzval ostatní, aby zveřejnili své vylepšené verze (Jones et al., 2011). První tiskárna, Darwin, byla vydána v roce 2007 a druhá, pojmenovaná Mandel, v roce 2009. Jednotlivci si mohli stáhnout tyto soubory pro výrobu plastových dílů pro tiskárnu a potřebné kovové díly byly v ideálním případě dostupné v každém železářství (Jones et al., 2011).

Tyto první tiskárny však bylo obtížné sestavit, a ne vždy dobře fungovaly. Josef Průša z České republiky vydal v roce 2010 vlastní konstrukci Prusa Mendel a právě tato zjednodušená verze urychlila vývoj lepších modelů tiskáren (prusa3d.com, 2024). Nakonec se cílem stalo vytvoření celých sad tiskáren, které by byly snadno použitelné pro spotřebitele (obr. 1).



Obr. 1 3D tiskárna umístěná v zubní laboratoři (archiv autora)

Mezi nejznámější tiskárny můžeme zařadit jmenovitě Ackuretta Sol, Anycubic Photon a Photon S, Asiga Max UV, Elegoo Mars, Envisiontec Vida HD, Envisiontec One, Envisiontec D4K Pro, Formlabs Form 2 a Form 3, Nextdent 5100 a Planmeca Creo (tab. 1). V našem experimentu jsme využili tiskárnu Formlabs Form 2 (obr. 1) s laserově tvrzenými modely.

Tab. 1. Seznam nejpoužívanějších 3D tiskáren a jejich technologií tisku (Nulty, 2021)

Název tiskárny	Technologie tisku
Anycubic Photon, Shenzhen, Čína	LCD SLA (vlnová délka 405 nm)
Anycubic Photon S, Shenzhen, Čína	LCD SLA (vlnová délka 405 nm)
Asiga MAX UV, Sydney, Austrálie	DLP (UV LED 385 nebo 405 nm)
Elegoo Mars, Shenzhen, Čína	LCD SLA (vlnová délka 405 nm)
Envisiontec Vida HD, Envisiontec Inc, USA	DLP (UV LED 385 nm) cDLM
Envisiontec ONE, Envisiontec Inc, USA	DLP (UV LED 385 nm) cDLM
Formlabs Form 2, Formlabs, USA	SLA (UV laser 405 nm)
Formlabs Form 3, Formlabs, USA	SLA (UV laser 405 nm)
Nextdent 5100, 3D Systems, Nizozemsko	DLP (UV LED 405 nm)
Creo, Planmeca, Finsko	DLP (UV LED 405 nm)
Sol, Ackuretta, Taiwan	LCD SLA (vlnová délka 385 nebo 405 nm)
DK4 Pro, Envisiontec Inc, USA	DLP (UV LED 385 nm) cDLM

1.2.4. Materiály pro 3D tisk

Podobně jako každý výrobní postup vyžaduje 3D tisk špičkové materiály, které dodržují konzistentní specifikace pro konstrukci spolehlivých vysoce kvalitních zařízení. Aby to bylo zaručeno, jsou mezi dodavateli, odběrateli a koncovými uživateli zavedeny postupy, požadavky a dohody týkající se kontroly materiálů. Všestrannost technologie 3D tisku umožňuje vytvářet plně funkční díly s využitím rozmanité škály materiálů, jako jsou keramika, kovy, polymery a jejich různé kombinace, včetně hybridů, kompozitů nebo funkčně tříděných materiálů (Tofail et al., 2018).

1.2.4.1. Kovy

Technologie 3D tisku kovů si získala značnou pozornost v průmyslových odvětvích, jako je letectví, automobilový průmysl, lékařské aplikace a výroba, a to díky výhodám, které tento proces nabízí (Horst et al., 2018). Kovové materiály vykazují vynikající fyzikální vlastnosti, díky nimž jsou vhodné pro širokou škálu aplikací, od tisku lidských orgánů až po výrobu složitých leteckých dílů. Příkladem těchto materiálů jsou slitiny hliníku (Martin et al., 2017), slitiny na bázi kobaltu (Hitzler et al., 2018), slitiny na bázi niklu (Murr, 2016) nerezové oceli (DebRoy et al., 2018) a slitiny titanu (Uhlmann et al., 2015).

Například slitiny na bázi kobaltu nacházejí uplatnění v dentálních aplikacích 3D tisku díky své vysoké měrné tuhosti, pružnosti, schopnosti regenerace, prodloužení a vhodnosti pro tepelné zpracování (Hitzler et al., 2018). Kromě toho se možnosti technologie 3D tisku rozšiřují na výrobu leteckých dílů s použitím slitin na bázi niklu, které nabízejí odolnost v náročných podmínkách díky své vysoké korozní odolnosti a odolnosti vůči teplotám až 1200 °C (Murr, 2016).

Technologie 3D tisku může navíc využívat slitiny titanu k vytváření objektů s exkluzivními vlastnostmi, jako je tažnost, dobrá odolnost proti korozi a oxidaci a nízká hustota. Titanové slitiny se uplatňují zejména v provozních podmínkách s vysokým namáháním a vysokými teplotami, jako jsou letecké komponenty (Uhlmann et al., 2015) a biomedicínský průmysl (Trevisan et al., 2018).

1.2.4.2. Polymery

Rozsah využití technologií 3D tisku při výrobě polymerních součástí je široký, sahající od prototypů až po funkční struktury s komplexní geometrií. Při použití technologie FDM se 3D tisk provádí postupným nanášením vrstev termoplastických vláken, jako jsou kyselina polymlečná, akrylonitrilbutadienstyren, polypropylen nebo polyethylen (Cambrero et al., 2018). V poslední době se termoplastická vlákna s vyšší teplotou tání, jako jsou PEEK a PMMA, stávají životaschopnými materiály pro technologii 3D tisku (Dizon et al., 2018).

Polymerní materiály pro 3D tisk, ať už v kapalném stavu nebo s nízkými teplotami tání, se v průmyslu široce prosazují díky své cenové výhodnosti, lehkým vlastnostem a flexibilitě zpracování (Wang et al., 2017). Pozoruhodné je, že polymery hrají klíčovou roli v biomateriálech a výrobcích zdravotnických prostředků, často slouží jako inertní materiály, které přispívají k efektivnímu fungování zařízení a zároveň poskytují mechanickou podporu v mnoha ortopedických implantátech (Hitzler et al., 2018).

1.2.4.3. Keramika

V současné době technologie 3D tisku pokročila natolik, že dokáže vytvářet 3D tištěné objekty z keramiky a betonu bez výrazných pórů nebo trhlin, čehož bylo dosaženo optimalizací parametrů a stanovením příznivých mechanických vlastností. Keramiku, která je známá svou pevností, trvanlivostí a odolností proti vysoké teplotě, lze díky jejímu tekutému stavu před tuhnutím použít v široké škále geometrií a tvarů, což ji činí velmi vhodnou pro budoucí stavební a konstrukční projekty (Baldassarre, Ricciardi, 2017).

Keramické materiály, jak uvádí (Owen et al., 2018), nacházejí uplatnění v dentálních a leteckých aplikacích. Příkladem takových materiálů jsou oxid hlinitý (Zocca et al., 2017), bioaktivní skla (Fachhochschule et al., 2015) a zirkon (Ianko et al., 2018). Například práškový oxid hlinitý má potenciál pro zpracování pomocí technologie 3D tisku. Oxid hlinitý, vynikající keramický oxid s rozmanitými aplikacemi v katalyzátorech, adsorbentech, mikroelektronice, chemickém, leteckém a kosmickém průmyslu a dalších odvětvích špičkových technologií, vykazuje velkou složitost vytváření (Tang, Yu, 2015). Využití technologie 3D tisku umožňuje vyrábět díly z oxidu hlinitého složitěho tvaru s vysokou hustotou po spékání (Zocca et al., 2017).

1.2.4.4. Kompozitní materiály

Kompozitní materiály, které se vyznačují pozoruhodnou všestranností, nízkou hmotností a přizpůsobitelnými vlastnostmi, mají v průmyslových odvětvích s vysokým výkonem transformační význam. Příkladem takových kompozitních materiálů jsou polymerní kompozity vyztužené uhlíkovými vlákny a polymerní kompozity vyztužené skleněnými vlákny (Sathishkumar, Satheeshkumar, Naveen, 2014). Polymerní kompozitní struktury vyztužené uhlíkovými vlákny nacházejí široké uplatnění v leteckém průmyslu díky své vysoké měrné

tuhosti, pevnosti, vynikající odolnosti proti korozi a spolehlivým únavovým vlastnostem (Hao et al., 2018).

Současně se polymerní kompozity vyztužené skleněnými vlákny široce uplatňují v různých aplikacích 3D tisku a vykazují značný potenciál díky své cenové výhodnosti a vysoce výkonným vlastnostem (Sathishkumar, Satheeskumar, Naveen, 2014). Skelné vlákno, klíčová součást, se může pochlubit vysokou tepelnou vodivostí a relativně nízkým koeficientem tepelné roztažnosti. Skelná vlákna jsou navíc nehořlavá a zůstávají neovlivněna teplotami vytvrzování používanými ve výrobních procesech, což je činí velmi vhodnými pro použití v aplikacích 3D tisku (Liu et al., 2015).

1.2.5. 3D tisk v medicíně

V oblasti zdravotnictví došlo k mnoha změnám založeným na 3D tisku. První aplikace 3D tisku ve zdravotnictví se týkala tisku anatomicky přesných struktur pro chirurgii a ortopedii, které jsou specifické pro pacienta, jako je plánování operací a vlastní implantáty (Mazzoli, 2013). V roce 2005 bylo prokázáno, že 3D tištěné hydroxyapatitové scaffoldy lze navrhovat na základě anatomických informací konkrétního pacienta ze získaných radiologických snímků. Zároveň bylo možné replikovat vnitřní strukturu kosti a využít ji k usnadnění růstu živých buněk při přípravě na implantaci (Leukers et al., 2005). Od té doby různé skupiny úspěšně vytiskly 3D tiskem další části těla včetně lebky, čelisti, kyčle a křížové kosti (Kim et al., 2017). V roce 2003 podal Dr. Thomas Boland z Clemson University první patent na techniku, která zahrnovala tisk živých buněk. Většina lidských buněk má průměr 25 mikronů a vešla by se do typické inkoustové trysky. Dr. Boland připojil tiskárnu k platformě, která se mohla pohybovat podél osy Z, což umožnilo 3D tisk buněk (Wilson, Boland, 2003).

1.2.6. Aplikace 3D tisku v zubním lékařství a ortodoncii

Jednou z nejrozšířenějších aplikací 3D tisku je vytváření anatomických studijních modelů, což je v současné době široce využívané v ortodoncii (Dawood et al., 2015; Savková et al., 2021). Digitální uchování dat umožňuje minimalizovat potřebu fyzického skladování a tisku, což vede k významným úsporám místa. Tato data, získaná například z intraorálních či extraorálních skenerů, nebo z Cone Beam computed tomography (CBCT), mohou být využita k plánování léčby či výrobě ortodontických aparátů. Digitálním plánováním změn pohybu zubů a navrhováním individualizovaných zámečků a jejich přesným umístěním pomocí 3D šablon je

možné získat preferované výsledky ošetření. Taktéž snímatelné ortodontické aparáty nebo aparáty na spánkovou apnoe, mohou být vyrobené pomocí aditivní výroby, která zaručuje jejich uspokojivý dosed (Dawood et al., 2015).

Revolucí v ortodonticii bylo zavedení léčby průhlednými dlahami. Jako první představila své počítačem navrhované průhledné dlahy zvané Invisalign® společnost Align Technology (Align Technology Inc., San Jose, California, USA) již v roce 1998 (Ahmad, Al-Harbi, 2019). Systém Invisalign® umožňuje po naskenování digitálně postavit zuby pacienta do ideálního oblouku (Nesic et al., 2020). Na základě 3D tištěných modelů se následně vytváří série průhledných rovnátek, které postupně upravují pozici zubů do požadovaného postavení. Doporučuje se nosit tato rovnátka minimálně 18 hodin denně po dobu 7–14 dnů, a poté jsou nahrazena dalšími v sérii (Al-Nadawi et al., 2021). Invisalign® je dnes však jen jeden z mnoha typů fólií pracujících na tomto principu.

Jako příklad tisku s využitím více než jednoho typu materiálu lze uvést dlahy určené pro nepřímou aplikaci zámečků. Tyto dlahy jsou tištěny z kombinace rigidního a flexibilního materiálu, což umožňuje přesné umístění zámečků (Dawood et al., 2015). Šablony na zavedení dočasných kotvicích zařízení (TAD) mohou také hrát v budoucnu významnou roli (Cassetta et al., 2018).

Nezbytnou součástí ortodontické léčby je retence. Existuje mnoho různých aparátů, které ji umožňují. Jednou z možností po použití Invisalign® léčby jsou průhledné retenční dlahy s názvem Vivera® (Align Technology Inc., San Jose, California, USA). Tyto dlahy jsou vytvářeny obdobným procesem jako průhledné dlahy systému Invisalign. Mohou být vakuově formovány na základě 3D modelu v STL formátu, který může být buď vytvořen podle plánovaných pohybů v počítačem podporovaném návrhovém softwaru, nebo na základě skenování po ukončení léčby (Dawood et al., 2015).

1.2.7. 3D tisk a náhrada sádrových modelů

Zubní anatomie, včetně alveolární kosti a sliznice, stejně jako tvar zubního oblouku, se tradičně zaznamenává pomocí zubních otisků v různých oborech stomatologie, včetně zubní protetiky, ortodontie, dentální implantologie a maxilofaciální chirurgie.

Většina konvenčních stomatologických technologií a postupů zahrnuje výrobu sádrových modelů. Tyto klasické metody však mají určité nevýhody jak pro pacienty (nepohodlí při otiskování, dávení), tak pro zubní lékaře (tvorba bublin v materiálu, mechanické poškození při přepravě nebo skladování, chyby způsobené obtížným opakovaným používáním). Navíc sádrové modely postrádají mechanickou odolnost, snadno se ničí a je obtížné je znovu použít. Značný prostor vyžaduje i dlouhodobé uložení modelů z archivních důvodů (Dostálová et al., 2022).

Pro řešení těchto problémů se jako alternativy ke konvenční stomatologické technologii objevily techniky počítačově podporovaného navrhování a počítačově podporované výroby (CAD/CAM). Tyto nové postupy začínají digitálním modelem, který se získá digitalizací sádrového odlitku nebo v některých případech pomocí intraorálních skenerů. Většina komerčně dostupných skenerů je založena na triangulační technologii nebo paralelní konfokální mikroskopii, ačkoliv vlnoploché vzorkování a interferometrie se zatím příliš nepoužívají (Ahlholm et al., 2018; Kašparová et al., 2013; Stevens et al., 2006). Standardní teselační jazyk se stal standardním formátem pro digitální modely ve stomatologii (Dostálová et al., 2022). Mezi hlavní výhody digitálních otisků patří jasná vizualizace vadných oblastí pro zubní lékaře a možnost opětovného skenování konkrétních oblastí bez nutnosti opakování celého otisku (Khorsandi et al., 2021). Velkou nevýhodou digitálních trojrozměrných odlitků je však tzv. chyba slučování, která může deformovat celý digitální odlitek. Tato chyba je způsobena principem intraorálních skenerů, které díky velikosti snímací hlavy vytvářejí malé 3D modely a následně je pomocí softwarových nástrojů spojují do většího modelu.

V současné době se k zachycení dat pro 3D tisk běžně používají intraorální skenery. Tyto skenery se skládají z počítače se specifickým softwarem a ruční kamery. Software je zodpovědný za vytvoření trojrozměrné geometrie zubního oblouku a výsledný formát STL je použit jako zdroj pro 3D tisk (Dostálová et al., 2022). V zubním lékařství a ortodoncii jsou zajímavé zejména čtyři typy tiskáren:

Fused-deposition modeling: Tato metoda 3D tisku má stále relativně nízké rozlišení a primárně se používá jako pomocná metoda. 3D tiskárny FDM zahřívají termoplastické vlákno, aby vytvořily každou vrstvu;

Stereolitografie nebo digitální zpracování světla (DLP): Tyto technologie využívají podobné principy, ale liší se ve vlnové délce použitého světla;

PolyJet 3D tisk: Tato metoda zahrnuje vrstvení tekutých polymerů;

Selektivní laserové sintrování/selektivní laserové tavení (SLS/SLM): Tyto techniky se používají pro tisk kovů (Ahlholm et al., 2018; Eliášová et al., 2020). Hlavním rozdílem mezi SLS a SLM je energie použitá pro laser.

Tloušťka vrstev tvořených 3D tiskárnami závisí na použité technologii a požadované kvalitě tisku. Vrstvy jsou postupně nanášeny, vytvrzovány, a nakonec je výsledkem kompletní model (Dostálová et al., 2019).

Stereolitografie byla první komerčně dostupná technologie 3D tisku, která využívá polymeraci ke konstrukci vrstvených struktur pomocí různých polymerů. Proces zahrnuje tři důležité kroky: expozici světlem/laserem, pohyb plošiny a doplnění pryskyřice. Ve srovnání se sádrovými modely jsou 3D SLA tisky přesnější (Dawood et al., 2015). Skenovací elektronová mikroskopie ukázala, že povrchová struktura sádrových modelů vykazuje zrnitou texturu s ostrými hranami ortorombických krystalů, zatímco SLA povrchy jsou homogennější, hladší a vykazují pouze stopy vrstveného polymeru (Dostálová et al., 2018). Technologie 3D biotisku tvoří novou oblast výzkumu umožňující vysoké rozlišení a stabilitu tisku (Reddy et al., 2020; Turkyilmaz, Wilkins, 2021; Piedra-Cascón et al., 2021; Nulty, 2021). Umožňuje výrobu přesných a nákladově efektivních 3D modelů pro umístění implantátů a maxilofaciálních protéz. Přidružené softwarové nástroje lze použít k zarovnání zubních modelů SLA a mračen bodů. Srovnání celého oblouku nebo vybraných oblastí se často používá při hodnocení klinické validity modelových rozdílů (Son, Lee, Lee, 2021).

V ortodoncii hrají modely a jejich analýza klíčovou roli, protože přesně reprezentují malokluzi. Tradiční sádrové modely jsou však náchylné k poškození, vyžadují značný úložný prostor, jsou náročné na přepravu a nabízejí nízkou přesnost replikace. Kromě toho může pořizování otisků způsobit pacientům nepohodlí a strach a odpor dětí může ovlivnit přesnost výsledných modelů (Czajkowska et al., 2020).

1.3. 3D sken

Nástup technologie intraorálního skenování způsobil revoluci ve vyšetřovacích metodách ve stomatologii. Ve srovnání s tradičními sádrovými odlitky umožňuje intraorální skenování přesnější digitální analýzu součástí zubního oblouku při léčbě zubních poruch. Získaná data lze využít k vytvoření trojrozměrných modelů pomocí 3D tiskáren (Dostálová et al., 2019). Proces digitalizace poskytuje několik výhod a umožňuje využít různé nástroje pro zpracování signálu a obrazu. Mezi tyto nástroje patří zvětšení, detekce oblastí zájmu, zachycení chybějících nebo vadných oblastí během skenování a možnost okamžitě znovu naskenovat důležité oblasti v rámci jednoho ošetření (Khorsandi et al., 2021). Je však důležité poznamenat, že neoptimální technika skenování může vést k většímu zkreslení konečného digitálního modelu ve srovnání s elastomerními otiskovacími materiály. Každá technika skenování má navíc svá specifická omezení.

Získávání dat pro matematickou analýzu, validitu dentálních měření (Yuzbasioglu et al., 2014) a digitální zpracování zahrnuje použití zubních panoramatických rentgenových snímků (Gráfová et al., 2013), prostorové modelování kamerovými systémy (Procházka et al., 2015; Yadollahi et al., 2015) a intraorální skenování (Dostálová et al., 2019; Kašparová et al., 2018) pro detekci dentálních poruch a tisk trojrozměrných modelů (Czajkowska et al., 2020; M. E. Park, Shin, 2018). Důležitou oblastí související s tiskovými technikami a materiály je také 3D tisk ve stomatologii a maxilofaciální chirurgii. Tyto metody zahrnují obecné techniky zpracování digitálního signálu a obrazu (Procházka et al., 2021) a zahrnují metodologii registrace zubních snímků (Kašparová et al., 2014), implementaci rozšířené (Elišásová et al., 2021; Procházka et al., 2019), extrakci příznaků a strojové učení pro klasifikaci (Yadollahi et al., 2015). Hlavními cíli těchto metod je hodnocení průběhu léčby a včasná diagnostika zubních problémů.

Významnými oblastmi výzkumu jsou také hodnocení digitálních implantátů, srovnání technologií skenování (Nulty, 2021; Sanda, Miyoshi, Baba, 2021) a trojrozměrné digitální modelování (Son et al., 2021; Ender et al., 2016). Doba skladování byla také studována v jiných pracích (Joda et al., 2020; Sabbah et al., 2021). Konečným cílem tohoto výzkumu je úplné nahrazení fyzických modelů virtuálními digitálními strukturami.

Zubní laboratoře rychle přechází na digitální formáty a procesy a integrují technologie, jako jsou 3D skenery, počítačem podporované navrhování a různé metody aditivní výroby. 3D skener zachycuje detailní data o jedinečné zubní anatomii pacienta a převádí je do 3D digitálního souboru CAD, který lze snadno upravovat nebo tisknout pomocí funkčních technologií aditivní výroby. To zlepšuje komunikaci mezi zubními lékaři a pacienty a umožňuje technikům poskytovat informované rady na základě naskenovaného 3D modelu zubních struktur, včetně zubů, zubních oblouků a těla implantátu (Persson et al., 2009).

Během stomatologických zákroků vyžadují zubní lékaři jasné a výstižné vizualizace pro ošetření na míru. Ukazuje se, že 3D skenery jsou rychlejší a pohodlnější, protože zachycují více snímků, které se následně spojí a vytvoří komplexní digitální 3D model. Tyto skenery používají strukturované osvětlení, využívají světelný zdroj a kamery k promítání světla na povrch objektu a snímání dat, přičemž přesnost závisí na rozlišení kamery (Chalmers et al., 2016).

3D skenery jako automatická 3D akviziční zařízení efektivně vytvářejí digitální 3D modely ze skutečných objektů, a to nákladově a časově efektivním způsobem. Nabízejí vysokou přesnost, cenovou dostupnost nákladů na skenování výrobků a snadné použití pro generování barevných dat. V současné době se technologie 3D skenování rozšiřuje v různých oblastech, včetně vzdělávání, lékařských aplikací a designu, a usnadňuje vytváření prototypů. Při navrhování, výrobě a kontrole dílů hraje klíčovou roli, zejména u složitých povrchů. Pro úlohy, jako je zpětné inženýrství a kontrola, se 3D skener ukazuje jako neocenitelný, protože výrazně zkracuje dobu potřebnou k pořízení digitalizovaných dat o povrchu (Goracci et al., 2016; Seelbach, Brueckel, Wöstmann, 2013).

Tradiční metody měření mají několik nevýhod, včetně omezení velikosti objektů, požadavků na pravidelný tvar, a jsou těžkopádné, pracné a časově náročné. Oproti tomu technologie trojrozměrného skenování nabízí podstatné výhody, jako je zvýšená bezpečnost, vysoká rychlost, přesnost a výrazná úspora času i nákladů, a umožňují skenovat složité objekty. V oblasti medicíny je použití 3D skenování velmi rozšířené a pomáhá při vizualizaci a rekonstrukci částí lidského těla, jako jsou ortézy, protézy a kosti (Seelbach, Brueckel, Wöstmann, 2013; Van der Meer et al., 2012).

1.3.1. Role 3D skenování v zubním lékařství

Primární aplikace 3D skenování v zubním lékařství zahrnují vytvoření digitální reprezentace úst pacienta, což je zásadní požadavek pro zdravotnické pracovníky, jako jsou zubní lékaři. Dostupnost 3D skenerů umožňuje vytvářet digitální zubní snímky prostřednictvím automatizovaného procesu, který během několika minut rychle pořídí komplexní sken celých úst pacienta. Tato technologie hraje v zubním lékařství zásadní roli, protože eliminuje potřebu tradičních sádrových modelů a umožňuje rychlé vytváření digitálních modelů používaných při plánování léčby, diagnostice a konstrukci aparátů. Využití techniky 3D skenování usnadňuje znovuvytvoření přesného modelu zubů, silikonových čelistních protéz a keramických korunek a nabízí lepší přesnost a všestrannost v různých stomatologických aplikacích (Dostálová et al., 2018).

Aplikace 3D skenování je nápomocná zubním lékařům a chirurgům při navrhování a vývoji implantátů a dentálních pomůcek. Významně zlepšuje výsledky pacientů tím, že přispívá k předoperačnímu plánování, vzdělávacímu úsilí, navrhování na míru a zajištění spolehlivých operací. Tato technologie poskytuje komplexní porozumění jak pro chirurga, tak pro pacienta (Van der Meer et al., 2012).

1.3.2. Druhy intraorálního 3D skenování

Získávání dat a rychlost pořízení skenu je vedle rozlišení jedním z nejdůležitějších faktorů při výběru systému a jeho široké použitelnosti (Richert et al., 2017). Velikost snímacího pole je minimálně 14x14 mm, optimálně 25x14 mm. Rozsah hloubky snímání by měl být minimálně 10 mm, aby se dosáhlo dostatečné zřetelnosti a pro správné umístění skeneru v požadované oblasti, ale neměl by být větší než 14 mm, pokud ano, pak nemusí být obraz zřetelný nebo se na snímací ploše objeví mlha. Rozlišení skeneru by mělo být alespoň 25 μm (Susic et al., 2017).

Tab. 2. Druhy skenerů dle emise (Abad-Coronel, Valdiviezo, Naranjo, 2019)

Intraorální skenery	Použitá emise
Trojrozměrné laserové skenery	Vysílá laserový paprsek světelného zdroje a detekuje jeho návrat.
Optický skener	Vysílá bílé světlo nebo laserový zdroj. Zdroj a přijímací jednotka jsou u tohoto typu vůči sobě v určitém úhlu.
Mechanický skener	Skenuje se a používá se sádrový model získaný z běžného tisku. Předloha se mechanicky čte řádek po řádku a struktura se měří pomocí rubínové koule.
Fotografická technologie skenerů	Zorné pole u tohoto typu má tvar kužele, což znemožňuje sběr informací z těch skrytých ploch. Zaznamenává jednotlivé snímky zubní náhrady.
Skenery s video technologií	Otevřený standardní jazyk teselace je nejpoužívanějším digitálním formátem. Zaznamenávají skenované plochy pracující prostřednictvím sekvenčních záběrů vysokou rychlostí podobně jako videokamera.

V roce 1973 byl Dr. Francois Duret prvním, kdo navrhl techniku CAD/CAM ve světě zubního lékařství. Později spolu s Dr. Christianem Termozem patentovali metodu a přístroj pro zhotovení protézy, zejména zubní protézy (H. S. Park, Shah, 2015). Young a Altschuler vyvinuli systém mapování povrchu intraorální mřížky tím, že v roce 1977 navrhli myšlenku využití optických přístrojů (tab. 2). Tento systém však nebyl na stomatologickém trhu úspěšný kvůli své složitosti a nákladům (Al-Jubouri, Azari, 2015). V roce 1980 vynalezl švýcarský zubní lékař Dr. Werner Mörmann ve spolupráci s italským elektroinženýrem Marcem Brandestinim první digitální intraorální skener. Vyvinutý koncept byl představen v roce 1987, společností Sirona Dental Systems na univerzitě v Curychu (Mörmann, 2006). Od té doby pokračoval vývoj a vyústil v mnoho technologií intraorálního skenování s lepšími technikami.

1.3.3. Nyní používané technologie ve stomatologii a jejich vlastnosti

Nejznámější a nejvíce používané skenery jsou uvedené v tab. 2.

Tab. 3. Skenery používané ve stomatologii (Amornvit et al., 2021)

Název skeneru
Trios 3 (3Shape Trios A/S, Kodaň, Dánsko)
Trios 4 (3Shape Trios A/S, Kodaň, Dánsko)
iTero Element (Align Technologies, San Jose, Kalifornie, USA)
iTero 2 (Align Technologies, San Jose, Kalifornie, USA)
iTero 5D Element (Align Technologies, San Jose, Kalifornie, USA)
Dental Wings (DentalWings, Montreal QC, Kanada)
Panda (Pentum Technologies, Šanghaj, Čína)
Medit i500 (Medit Corp., Soul, Jižní Korea)
Planmeca Emerald (Planmeca, Helsinky, Finsko)
Aoralscan (Shining 3D Tech. Co., Ltd., Hangzhou, Čína)

Ve studii srovnávající výše uvedené skenery (tab. 3.) vykazovaly nejlepší výsledky skenování skenery série Trios (Amornvit et al., 2021). Skener Trios 3 byl mimo jiné použit v naší první práci uvedené dále v praktické části.

Ve studii, kterou provedli D'ariento a kol., byly porovnávány intraorální skenery a konvenční otiskovací techniky z hlediska vhodnosti u bezzubé horní čelisti. Došli k závěru, že s použitím skeneru Trios je digitalizace bezzubé čelisti proveditelná. Optické skenery jsou platné pouze jako náhrada předběžného otisku. Na rozdíl od funkčního otisku nelze selektivním tlakem působit na periferní oblasti, které jsou pro úspěch protézy nezbytné (D'ariento, D'ariento, Borracchini, 2018). Chiu a kol. používají různé parametry intraorálního skeneru, jako je vysoké rozlišení, standardní rozlišení a kombinované rozlišení, pro přístup k přesnosti digitálních otisků CAD/CAM (3Shape TRIOS 3). Dospěli k závěru, že existuje významný rozdíl v počtu snímků pořízených na jedno skenování a v čase při různých nastaveních rozlišení skenování v těchto třech skupinách rozlišení (Chiu et al., 2020).

Aswani a kol. přezkoumali přesnost intraorálního digitálního otisku. Tato studie naznačila, že přesnost systémů intraorálního skenování je srovnatelná s konvenčními metodami. Intraorální snímací systémy lze použít pro snímání v krátkém časovém úseku a pro diagnostické účely, ale zároveň existuje větší pravděpodobnost odchylky, zejména u snímání celého oblouku (Aswani et al., 2020).

Závěrem, lze konstatovat, že intraorální skenery mají své výhody i nevýhody, jako je obtížnost detekce hlubokých nebo subgingiválních cílových linií a zároveň přítomnost krve a slin (Abad-Coronel et al., 2019). S klesajícími cenami a s tím, jak tuto technologii přijímá stále více poskytovatelů zdravotní péče, můžeme očekávat, že se digitální skenery a počítačem podporovaný design a výroba stanou ve stomatologii jistým standardem.

1.4. Dentální bělení

Velká většina populace se dnes stále více zajímá o dentální estetiku. Bělení zubů představuje konzervativní prostředek ke zlepšení zubní estetiky. Tyto bělicí postupy mohou být užitečné samostatně nebo jako doplněk k jiným výplňovým postupům. Bělení zubů je souhrnný termín pro proces, jehož výsledkem je, že materiál získá barvu podobnou preferované nebo standardní bílé bez ohledu na použité prostředky. Bělení zubů bylo definováno jako chemicky vyvolané bělení způsobené především účinky karbamidperoxidu, který uvolňuje přibližně třetinu svého obsahu jako peroxid vodíku (Irusa et al., 2022). S tím, jak se zvyšuje povědomí široké populace o dentální estetice, může být tato skutečnost doprovázena zvýšenou poptávkou po estetických zákrocích a také zvýšenými očekáváními ohledně výsledků ošetření. Je proto vhodné, aby poskytovatelé stomatologických služeb porozuměli vědeckým poznatkům o postupech bělení zubů, jejich specifických indikacích, míře úspěšnosti, míře návratu, možných vedlejších účincích a omezeních.

Minerální fáze lidských zubů je tvořena hydroxyapatitem, konkrétně fosforečnanem vápenatým ve formě $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$. Dentin, vnitřní část zubu, je biokompozit bohatý na bílkoviny, který se podobá kosti a obsahuje přibližně 70 % hydroxyapatitu, zbytek tvoří bílkoviny (především kolagen) a voda (Habibah, Amlani, Brizuela, 2022). Vnější část, sklovina, je vysoce mineralizovaná tkáň s přibližně 97 % hydroxyapatitu uspořádaného do mikrometrových jehliček, které tvoří složitou hierarchickou mikrostrukturu. Její tvrdost a lomová houževnatost vyplývá ze složitého uspořádání hydroxyapatitových jehliček spojených organickou proteinovou fází. Povrch skloviny je pokryt pelikulou, která obsahuje především slinné proteiny, sacharidy a lipidy (Enax et al., 2023).

Čistý hydroxyapatit, bez cizorodých iontových substitucí, je ze své podstaty bezbarvý nebo bílý, což je vlastnost, která se rozšiřuje i na integrované proteiny. V důsledku toho se přírodní sklovina jeví jako bílá s určitou průsvitností. V průběhu času se však v důsledku probíhajícího chemického a mechanického opotřebení (např. eroze) sklovina ztenčuje a stává se průsvitnější. V důsledku toho se dentin stává viditelnějším a celková barva zubu tmavne (Neel et al., 2016).

Hlavním cílem současných výrobků pro péči o ústní dutinu je řešit problémy spojené s výskytem zubního kazu a parodontitidy ve společnostech po celém světě (Yimenu et al., 2020). Účinná prevence těchto onemocnění zahrnuje především čištění zubů pomocí manuálního nebo elektrického zubního kartáčku spolu s aplikací zubní pasty. K preventivním snahám navíc

významně přispívá dodržování zdravé stravy – vyznačující se nízkým příjmem cukru a minimální konzumací erozivních nápojů a udržování zdravého životního stylu – vyhýbání se kouření, minimalizace stresu a udržování zdravé hmotnosti (Dimopoulou et al., 2023) .

Složení moderních zubních past je složité a obsahuje řadu látek určených k prevenci zubního kazu a parodontitidy. Patří mezi ně fluoridy (např. fluorid sodný, aminfluorid), chlorhexidin, cín, zinečnaté soli a fosforečnany vápníku jako hydroxyapatit nebo amorfní fosforečnany vápníku. Součástí jsou také povrchově aktivní látky a různá abraziva, která usnadňují účinné odstranění plaku (Stamm, 2007).

1.4.1. Zabarvení zubů

Pigmentové sloučeniny v zubu, známé jako chromofory, mohou pocházet z organických i anorganických zdrojů. Chromofory mají schopnost absorbovat světlo ve viditelném spektru a převážně odrážejí komplementární barvu, což se v kontextu zubů obvykle jeví jako žluté nebo nahnědlé (Sulieman, 2005). Organické chromofory se skládají z malých organických molekul, jako jsou trísloviny nebo furfuraly, které se běžně vyskytují v látkách, jako je káva, čaj, červené víno nebo ovoce. Tyto molekuly se vyznačují vlastnostmi, jako jsou dvojně vazby, včetně karbonylových skupin nebo aromatických skupin. Na druhé straně anorganické chromofory jsou barevné ionty přechodných kovů, jako jsou $\text{Fe}^{2+}/\text{Fe}^{3+}$, Cu^{2+} nebo Mn^{2+} . V některých případech koexistují organické a anorganické chromofory jako komplexy kovů, jak je vidět u hemoglobinu, kde je barevný porfyrinový ligand (organický) kombinován s barevným iontem železa (anorganickým) (Nathoo, 1997).

Skvrny na zubech mohou mít jak vnitřní, tak vnější původ (Nathoo, 1997). Vnitřní skvrny se nacházejí uvnitř zubu buď ve sklovině, nebo v podkladovém dentinu. Tyto skvrny mohou vzniknout v důsledku nadměrného příjmu fluoridů během tvorby zubu (fluoróza), inkorporace tetracyklinu nebo v souvislosti s různými metabolickými onemocněními a systémovými faktory během vývoje zubu (Denbesten, Li, 2011).

K vnitřnímu zabarvení zubů dochází během vývoje zubů před jejich prořezáním. K vnitřnímu zbarvení však může docházet i po prořezání zubu. Především pulpální krvácivé produkty vzniklé v důsledku úrazu mohou způsobit vnitřní zabarvení tím, že krev pronikne do dentinových tubulů (Sulieman, 2005). Kromě toho mohou k intrinsickému zabarvení přispět zubní zákroky, jako jsou amalgámové výplně nebo endodontické ošetření. Vzhledem k tomu, že sklovina je pevná

struktura, mohou abrazivní techniky odstranit vnitřní zbarvení pouze tak, že odstraní také část skloviny, konkrétně nejsvrchnější vrstvu zubu (Sundfeld et al., 2014). Tento postup však nelze provádět v rámci každodenní domácí ústní hygieny.

Vnější zbarvení je patrné na povrchu zubu, konkrétně na sklovině a obnaženém dentinu, a to zejména na povrchu zubů, který je náročný na čištění, a na povrchu zubů se silnou vrstvou pelikuly (Nathoo, 1997; Sulieman, 2005). Tyto skvrny se skládají z organických a anorganických chromoforů, které buď přímo ulpívají na zubu, zejména pokud je povrch nerovný, nebo jsou s větší pravděpodobností integrovány do zubního kamene, biofilmu a/nebo pelikuly (Enax et al., 2023). Z chemického hlediska tato prostředí poskytují příznivé podmínky pro hostování organických i anorganických chromoforů. Většina organických barviv vykazuje silnou afinitu k proteinům, což naznačuje jejich potenciální přítomnost na plaku a pelikule nebo uvnitř nich. Kalkulem, převážně anorganickou patologickou kalcifikací složenou z fosforečnanů vápníku, mají schopnost inkorporovat do mřížky fosforečnanu vápenatého další anorganické ionty (chromofory) (Grøn, Van Campen, Lindstrom, 1967). Tyto chromofory obvykle pocházejí z potravin, nápojů nebo kouření (Karanjkar et al., 2023).

1.4.2. Chemické složení estetického bělení

Běžnými chemickými látkami používanými k bělení zubů jsou peroxid vodíku a karbamid peroxid v různých koncentracích. Karbamid peroxid je stabilní chemická látka, která reaguje s vodou a uvolňuje své aktivní složky (peroxid vodíku a močovinu), zatímco peroxid vodíku je nestabilní chemická látka, která se rozkládá na vodu a reaktivní volné kyslíkové radikály (Dahl, Pallesen, 2003). Bělící prostředky mohou obsahovat peroxid vodíku jako účinnou látku, glycerin jako nosič, karbopol jako zahušťovadlo a řadu aromatických látek. Chromofory/barviva vytvářející látky jsou organické sloučeniny s prodlouženými konjugovanými řetězci střídajících se jednoduchých nebo dvojných vazeb nebo jako organické sloučeniny obsahující kovy, přičemž posledně jmenované se bělí obtížněji. Bělení funguje tak, že se zničí jedna nebo více dvojných vazeb v konjugovaném řetězci, často oxidačním (Eul, Moeller, Steiner, 2001). Bylo prokázáno, že peroxid má schopnost difundovat sklovinou do spojení sklovina-dentin a do dentinu. Některé důkazy prokázaly, že nízké hladiny peroxidu se po 15-30 minutách expozice dostanou do pulpální komory. Klinické důsledky této skutečnosti se však zdají být nevýznamné (Gökay, Müjdeci, Algin, 2005).

Ordinační bělení se provádí pod přímým dohledem zubního lékaře. Obvykle se jedná o aplikaci vysoké koncentrace peroxidu vodíku (35–40 %) po dobu 15–20 minut během 45–60 minutového klinického sezení. Tento postup lze opakovat při více sezeních, dokud není dosaženo požadovaného bělicího účinku. Je třeba dbát na to, aby nedošlo ke kontaktu bělicího prostředku s měkkými tkáněmi, protože může působit leptavě (Nam, Choi, Kim, 2021). Bělení v ordinaci často vede k rychlejšímu bělicímu účinku díky vysoké koncentraci bělicího prostředku, který je aplikován. Jeden týden domácího bělení s 10–16 % karbamidperoxidovým gelem obvykle vede ke změně o 2–4 jednotky odstínu, zatímco podobná změna je zaznamenána po jednom ordinačním bělení s 35% peroxidem vodíku.

1.4.3. Klinické měření bělení zubů

Toto měření lze provést některou z následujících metod:

Srovnání s hodnotově orientovaným průvodcem odstínem. Jedná se o subjektivní metodu, kterou mohou ovlivnit světelné podmínky, zkušenosti, věk, únava lidského oka, líčení, výzdoba místnosti a barvoslepost (Kalman, 2020). Kolorimetry jsou objektivnějším nástrojem pro hodnocení barev. Barva se vyjadřuje v barevném prostoru CIEL*a*b*. L se hodnotí od 0 do 100 a dokonalá černá bude mít L 0. Použití vlastního polohovacího přípravku je užitečné, aby bylo možné opakovat měření, které je standardizované. Lze také použít digitální zobrazovací a analytické systémy založené na bezkontaktní kameře. Snímky se obvykle pořizují za kontrolovaných světelných podmínek digitálním fotoaparátem s vhodnými kalibračními dlaždicemi a poté se k vygenerování hodnot L* a* b* použije počítačový software (Bentley et al., 1999).

1.4.4. Spektrofotometrie

Technicky nejvyspělejší na měření zubního odstínu zubů můžeme použít spektrofotometrii. Síla ultrafialové spektrofotometrie (UV-Vis) spočívá v její jednoduchosti. UV-Vis je doslova jednoduchá jako "abc", protože většina analýz se řídí Beerovým zákonem: Absorbance = abc. "a" je jedinečné pro každou molekulu při určité vlnové délce, "b" je délka dráhy a "c" je koncentrace analytu. Šířka pásma je jako zornice v lidském oku. Čím je širší, tím více světla přístroj vidí. Někdy je však šířka pásma příliš široká, přístroj nemusí ve vzorku vidět dostatek detailů. Spektrofotometr vybavený wolfram-halogenovou výbojkou a běžnou skleněnou optikou může měřit vlnové délky maximálně 325 nm, protože výbojka nevyzařuje a optika

nepropouští pod tuto vlnovou délku. Tyto přístroje se obecně označují jako viditelné spektrofotometry, i když mohou měřit mírně v UV a blízké infračervené oblasti (HEWLETT PACKARD, 2012; Beckman et al., 1977).

V praxi začíná skleněná optika absorbovat světlo při všech vlnových délkách menších než ~350 nm, takže pro měření v UV oblasti pod 350 nm se doporučuje přístroj vybavený křemennou optikou a lampou, která vyzařuje v UV oblasti. Pod 325 nm je to nutné. Délka dráhy je vzdálenost, kterou světlo projde vzorkem. Zdvojnásobením délky dráhy se zdvojnásobí naměřená absorbance. Pro měření UV-Vis se nejčastěji používá délka dráhy 10 mm. Speciální cely s dlouhou dráhou s délkou dráhy 20, 40, 50 nebo 100 mm jsou k dispozici i pro aplikace, kde je absorbance vzorku velmi nízká (assets.thermofisher.com, 2023).

1.4.5. Využití laserů při bělení zubů

Zahříváním peroxidu vodíku dochází k urychlení jeho rozkladu a tvorbě bezkyslíkatých radikálů (Walsh, 2000). Zubní bělicí proces lze proto urychlit dodatečnou tepelnou aktivací. Jednou z aktivačních metod, která vede ke zvýšení teploty v bělicím gelu, je výkonové bělení světlem o vysoké intenzitě (Joiner, 2006). Účinnost této metody bělení vitálních zubů byla prokázána ve studiích na zvířatech, klinických studiích a zprávách a v řadě přehledů (De Moor et al., 2015). Byly navrženy a zkoumány vedlejší účinky pro zub, tj. změna povrchu skloviny, po ošetření a citlivost zubní dřeně (Cartagena et al., 2015; Dahl, Pallesen, 2003).

1.4.6. Změna barvy a účinnost laserového bělení

Pomocí analýzy fotoreflexních spekter bylo provedeno srovnání použití argonového laseru (488 nm) a halogenové lampy s 35% a 37% karbamidperoxidovými (CPO) gely. Výsledky ukázaly, že 35% CPO gel dosahuje lepších výsledků ve srovnání s halogenovou lampou. Zajímavé je, že halogenová lampa prokázala stejnou účinnost jako argonový laser ve spojení s 35% CPO gelem, zatímco argonový laser překonal halogenovou lampu ve spojení s 37% CPO gelem (Campos et al., 2007). Další srovnání zahrnující LED/diodový laser (450–500 nm/830 nm), argon (488 nm), PAC (440–550 nm) a halogen (350–500 nm) odhalilo lepší výsledky u 35% gelu s peroxidem vodíku (HP) ve srovnání s 37% gelem s karbamidperoxidem. Pozoruhodné je, že po 30 dnech došlo k poklesu hodnot odrazivosti, přičemž mezi aktivovanými a neaktivovanými bělicími gely s vysokou koncentrací HP nebyl pozorován žádný znatelný rozdíl v účinnosti bělení (Lima et al., 2009).

Studie Domíngueze a kol. porovnávala různé vlnové délky laserů a zdůraznila, že účinnost bělení zubů je více ovlivněna zdrojem záření než samotným bělicím prostředkem (Domínguez et al., 2011). V jejich experimentu byly tři bělicí gely s 35% peroxidem vodíku (transparentní, s modrým barvivem a s červeným barvivem, přičemž složení barviv bylo specifikováno) vystaveny třikrát po dobu 20 sekund zdroji světla s intervalem 9 minut a dobou kontaktu gelu s povrchem zubu 30 minut. Světelná dioda (LED, 380-530 nm, nízký výkon), halogenová lampa (120 nm) a dioda (675 nm, nízký výkon) vykazovaly výraznější barevné změny ve srovnání s jinými světelnými zdroji, včetně Nd:YAG (1064 nm), Er:YAG (2940 nm) a 2ω Nd:YAG (532 nm). Průměrné zlepšení bělosti zubů při použití posledních tří vlnových délek odpovídalo výsledkům bez fotoaktivace. To vybízí k úvaze o vhodnosti těchto vlnových délek pro aktivaci bělicího gelu. Je pozoruhodné, že tato zjištění se liší od jiných studií, kde byl účinek Nd:YAG srovnatelný s účinkem halogenového světla (Marcondes et al., 2009).

1.4.7. Další vybrané účinky na tvrdé a měkké zubní tkáně při laserovém bělení

Potenciální nepříznivé účinky na sklovinu byly zkoumány především in vitro s použitím extrahovaných lidských a hovězích zubů. Zprávy o účincích světlem aktivovaných systémů se rozcházejí, což platí i pro konvenční techniky bělení v ordinaci. Na jedné straně byly hlášeny změny mikro tvrdosti, přítomnost pórů, změny drsnosti povrchu, snížení lomové houževnatosti, změna poměru vápníku a fosfátů, eroze, snížení odolnosti proti abrazi a vznik prohlubní. Na druhé straně bylo popsáno opětovné zpevnění porézní skloviny v důsledku reprecipitace iontů ze slin. Ačkoli remineralizace způsobená slinami může být zodpovědná za postupnou obnovu minerálů, úplná obnova skloviny se nepodařila v důsledku degradace organické matrice (Farooq, Bugshan, 2020; Vats et al., 2023).

Ve studii Cesar a kol. byl hodnocen bělicí potenciál různých gelů peroxidu vodíku na fragmentech skloviny aktivovaných systémem světelná dioda-laser. Z testovaných gelů prokázal významnou bělicí účinnost 35% gel peroxidu vodíku Whiteform-Perox Red Form. Analýzy odrazivosti a Ramanovy analýzy odhalily významné změny optických vlastností skloviny a zubních organických látek po ošetření, což zdůraznilo účinnost bělicího procesu. Důležité je, že k těmto změnám došlo, aniž by došlo k významným chemickým změnám obsahu fosfátů a uhličitánů ve sklovině (Cesar et al., 2009).

Studie Moncady a kol., ukázala, že vyšší koncentrace bělicích prostředků vedou k okamžitému zvýšení citlivosti zubů po ošetření. Po sedmi dnech se však citlivost zubů u obou zkoumaných koncentrací vrátí na výchozí úroveň. Pozoruhodné je, že aktivace bělicích činidel světlem nemá na citlivost zubů vliv a mezi tloušťkou zubu a citlivostí zubů bezprostředně po ošetření není patrná žádná souvislost (Moncada et al., 2013).

Jak bělení laserem, tak bělení plazmovým obloukem vedlo ke snížení mikrotvrdosti skloviny, i když u laseru bylo toto snížení výrazně méně výrazné než u plazmového oblouku (Nematianaraki et al., 2015). Podle výsledků této studie tedy bělení diodovým laserem vykazuje méně nežádoucích účinků na snížení mikrotvrdosti skloviny ve srovnání s ozařováním plazmovým obloukem. Zhang et al. prokázali, že nebyly pozorovány žádné rozdíly v mikrotvrdosti skloviny mezi kontrolní skupinou (35% peroxid vodíku) a experimentálními skupinami vystavenými KTP laseru (1 W, 30 s, hustota energie (ED) 13,33 J/cm²), diodě 980 nm (0,8 W, 30 s, ED: 13,33 J/cm²) a modré LED kompozitní vytvrzovací lampě (470 nm, 30 s, ED: 12,6 J/cm²) (Zhang et al., 2007) .

2. CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

2.1. Práce 1: Tříletá prospektivní studie srovnávající modely vytištěné stereolitografií s klasicky otiskovanými a sádrovými modely v ortodontické terapii: 3D objektivizace

Cílem této práce je posoudit účinnost stereolitografických tištěných modelů ve srovnání s klasickými sádrovými odlitky v zubní praxi, konkrétně v oboru ortodoncie a protetiky. Zdůrazňuje integrační roli výpočetní inteligence a rostoucí význam technik 3D tisku v těchto oblastech.

Studie představuje využití 3D skeneru k získání přesných dat zubního oblouku pacienta, včetně podrobných informací o anatomii zubů a okolních strukturách. Hlavním cílem je vyhodnotit, jak lze tato data převést do 3D modelu, a porovnat je se sádrovým modelem zubního oblouku pacienta. Hodnocení se zaměřuje na různé aspekty, jako je přesnost geometrických detailů, přesnost anatomických rysů a dlouhodobá kvalita povrchu.

2.2. Práce 2: Modrý (0,44 μm) a červený (1,7 μm) diodový laser aktivovaný bělením – stanovení změny odstínu zubů

Bělení zubů je jedním z nejčastějších stomatologických zákroků, protože estetika a barva zubů jsou důležité pro vzhled a sebevědomí pacienta (Kwon, Wertz, 2015). Bělící postupy musí optimalizovat bílou barvu zubu a minimalizovat současné poškození struktury zubu. Tmavý odstín vychází z kombinace vnitřní barvy a vnějších skvrn, které se nacházejí na povrchu zubu. Také je prokázáno, že barva zubu přímo souvisí s rozptylem a absorpcí světla na struktuře zubu, která je ovlivněna např. mineralizací (Nogueira et al., 2021).

Cílem této studie bylo analyzovat vliv laserového záření, generovaného dvěma laserovými diodovými systémy, na aktivaci bělicího prostředku pro bělení odbarvených zubů. Druhým cílem našeho příspěvku bylo změřit stabilitu procesu bělení zubů včetně dlouhodobého digitálního sledování barvy.

3. METODIKA

3.1. Tříletá prospektivní studie srovnávající modely vytištěné stereolitografií s klasicky otiskovanými a sádrovými modely v ortodontické terapii: 3D objektivizace

3.1.1. Studijní soubor

Naši studijní skupinu tvořilo 36 ortodontických pacientů léčených na ortodontickém oddělení Stomatologické kliniky dětí a dospělých 2. LF UK a FN Motol. Všichni pacienti podstoupili korektivní terapii fixním horním a dolním ortodontickým aparátem. Při vstupním a výstupním vyšetření u všech pacientů byla zhotovena standardní dokumentace pro dentální a skeletální analýzu, zahrnující přehledový snímek, telorentgenový snímek, dokumentační modely a extraorální a intraorální fotografie zachycující stav chrupu (obr. 2, 3). U vybraných pacientů byl v rámci terapie také zhotoven CBCT snímek, pro určení přesné polohy retinovaných zubů a doporučený pro stanovení transversálních dentálních nebo skeletálních změn (Nocar et al., 2022). Dle výsledného léčebného plánu podstoupili někteří pacienti extrakční terapii na lůžkovém oddělení Stomatologické kliniky dětí a dospělých 2. LF UK a FN Motol. Ponechané extrahované zuby byly dále využity pro druhou část práce týkající se analýzy laserového bělení zubů.

Celkově jsme získali 72 souborů dat klasických otisků a sádrových odlitků a 72 souborů dat 3D skenů a stereolitografických tištěných modelů jejich horních a dolních zubních oblouků. Data byla získána v průběhu ortodontické terapie pomocí skeneru 3Shape TRIOS 3. Před účastí ve studii poskytli vybraní pacienti informovaný souhlas podepsáním formuláře. Všichni účastníci byli celkově v dobrém zdravotním stavu a studie byla provedena v souladu s doporučeními Americké stomatologické asociace (ADA) a zásadami uvedenými v Helsinské deklaraci. Aby bylo zajištěno dodržování etických norem, museli pacienti poskytnout informovaný souhlas s klinickým vyšetřením, jak bylo uvedeno ve formuláři informovaného souhlasu. V průběhu studie byla přísně zachována důvěrnost a anonymita shromážděných údajů. Etický souhlas s výzkumem byl získán od etické komise (EK-973IGA 1.12/11). Kritéria pro zařazení do studie byla následující: nepřítomnost kariézních lézí a aktivních parodontálních onemocnění v zubních obloucích.



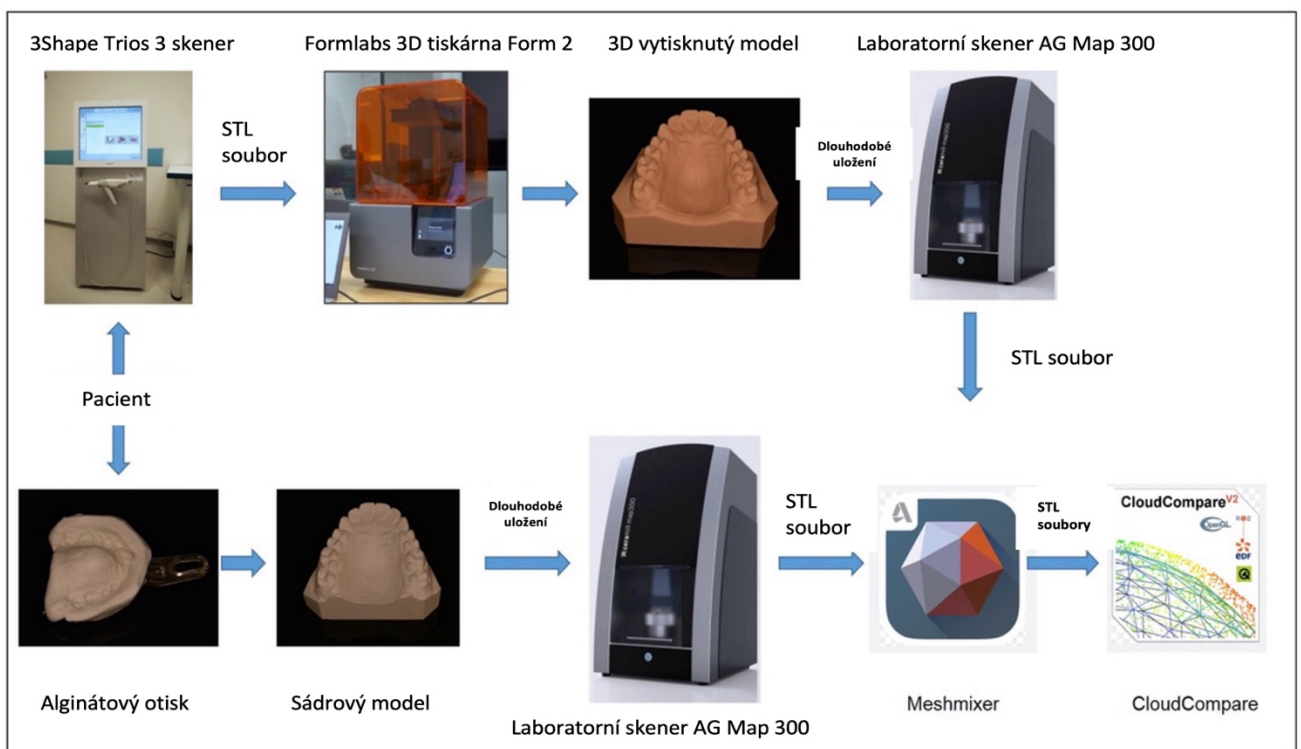
Obr. 2 Intraorální fotografie pacienta před ortodontickou terapií (archiv autora)



Obr. 3 Intraorální fotografie pacienta po ortodontické terapii (archiv autora)

3.1.2. Analýza a měření

Konstrukce 3D zubních modelů zahrnuje dva hlavní principy: (i) použití tištěného 3D modelu vytvořeného z dat získaných 3D skenerem a (ii) použití sádrového modelu. Tyto modely se pak porovnávají pomocí laboratorního skeneru a příslušných softwarových nástrojů, jak je uvedeno na obrázku 4. Tabulka 4 obsahuje seznam experimentů pro srovnání sádrového odlitku a virtuálních povrchů s průměrným počtem 231 178 bodů pro každou dvojici dat. Statistická vyhodnocení byla provedena ve výpočetním prostředí MATLAB 2022 (MathWorks, Boston, MA, USA).



Obr. 4 Princip zhotovení 3D vytištěných zubních modelů s použitím 3D tiskárny získaných 3D skenerem a sádrové modely a jejich porovnání laboratorním skenerem a vhodným softwarem

Tab. 4. Srovnání povrchů sádrových a virtuálních modelů u 22 jedinců

Jedinec	Horní čelist				Dolní čelist			
	Body	Medián	Průměr	SD	Body	Medián	Průměr	SD
05	239,340	0.0060	0.0128	0.1317	222,690	0.0168	0.0163	0.1282
08	181,522	-0.0122	-0.0121	0.2163	187,267	-0.0041	-0.0081	0.1684
09	234,314	-0.0166	-0.0209	0.1212	209,048	0.0443	0.0330	0.1433
12	197,424	-0.0172	-0.0261	0.2311	208,471	0.0114	0.0057	0.1748
15	228,273	-0.0047	-0.0292	0.2155	220,984	-0.0353	-0.0845	0.3617
16	236,978	-0.0424	-0.0317	0.2742	232,064	0.0128	0.0051	0.1504
17	278,309	-0.0316	-0.0470	0.3280	256,598	-0.0213	-0.0315	0.2336
18	206,480	-0.0198	-0.0228	0.1032	195,661	0.0227	0.0345	0.3595
19	275,752	-0.0349	-0.0280	0.2214	245,881	0.0008	-0.0009	0.1412
20	253,589	-0.0162	-0.0189	0.1149	230,604	-0.0220	-0.0092	0.1402
21	254,839	-0.0280	-0.0264	0.1180	209,657	-0.0028	-0.0263	0.1248
22	269,743	-0.0142	-0.0190	0.1340	229,829	-0.0060	-0.0100	0.2710
23	280,864	-0.0404	-0.0174	0.2135	268,421	-0.0018	-0.0070	0.1566
25	227,458	-0.0066	0.0032	0.0969	199,842	-0.0018	-0.0028	0.1550
28	242,926	-0.0180	-0.0248	0.1581	256,832	-0.0018	-0.0097	0.2219
29	235,302	-0.0091	-0.0046	0.2089	207,356	0.0036	0.0014	0.1285
30	198,720	-0.0035	-0.0080	0.1305	172,267	-0.0059	-0.0195	0.1338
32	253,200	-0.0338	-0.0466	0.1790	235,288	-0.0309	-0.0286	0.1612
34	243,778	-0.0129	0.0978	0.5841	230,922	-0.0163	-0.0097	0.1345
36	237,367	-0.0017	-0.0095	0.1283	224,377	-0.0131	-0.0228	0.1982
37	237,520	-0.0295	-0.0268	0.0951	199,934	-0.0031	-0.0121	0.1382
40	268,848	-0.0052	-0.0083	0.1454	245,285	0.0216	0.0247	0.0954
Průměr	240,116	-0.0178	-0.0143	0.1886	222,240	-0.0013	0.0152	0.1695

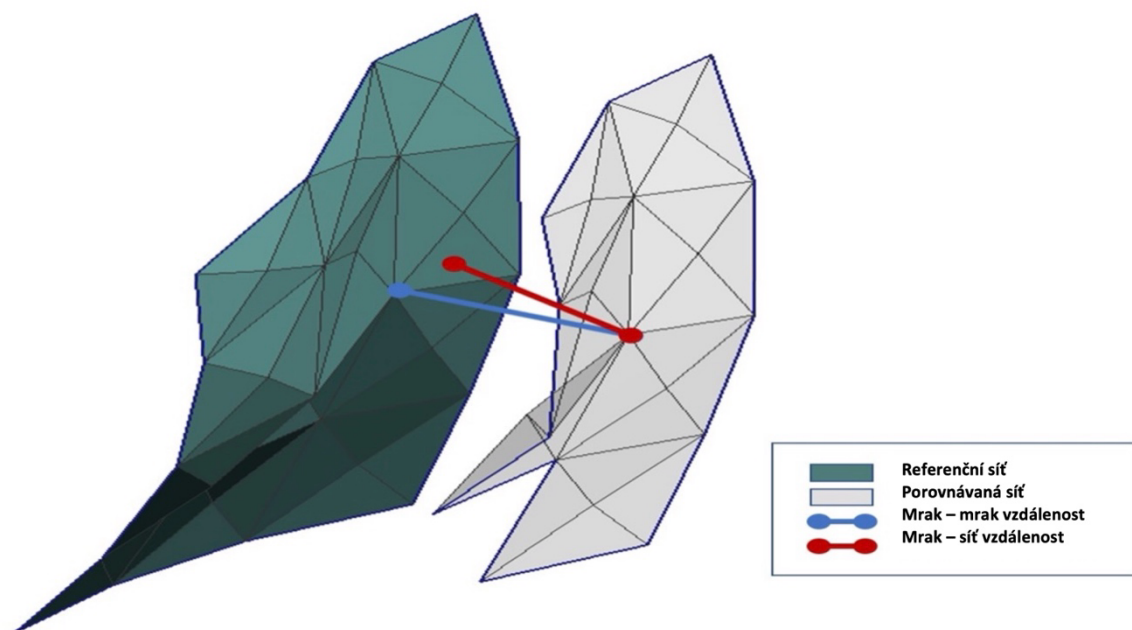
Proces začíná nejprve získáním dat zubního oblouku pacienta pomocí 3D skeneru. Tento skener zachytí přesné detaily zubní anatomie a vytvoří digitální reprezentaci zubů a okolních struktur pacienta. Tato data se poté použijí k vytvoření 3D modelu, který lze vytisknout pomocí 3D tiskárny. Druhou tradiční metodou je vytvoření sádrového modelu zubního oblouku pacienta. To zahrnuje pořízení otisku zubů pacienta pomocí dentálních materiálů, nejčastěji alginátu, a následné zalití otisku sádrov v laboratoři, čímž se vytvoří fyzický model.

Jakmile je k dispozici vytištěný 3D model i sádrový model, naskenují se pomocí laboratorního skeneru. Tento skener zachytí geometrické detaily a vlastnosti každého modelu a převede je do digitální podoby. Nakonec se digitální reprezentace vytištěného 3D modelu a sádrového modelu porovnají pomocí příslušných softwarových nástrojů. Tyto nástroje umožňují vyhodnocení různých aspektů, jako je přesnost, preciznost a anatomické detaily. Srovnání pomáhá posoudit kvalitu a spolehlivost vytištěného 3D modelu ve vztahu k tradičnímu sádrovému modelu.

Pro zarovnání virtuálních odlitků byly provedeny úpravy pomocí algoritmu nejlepší shody v programu Autodesk Meshmixer 3.5 (Autodesk, Inc., San Rafael, Kaliforni, USA). Referenční síť (sádrový model) byla upravena tak, aby byla zřetelně větší než srovnávaná síť. Následně byly modely importovány do programu CloudCompare 2.13, kde byla provedena konečná jemná registrace pomocí algoritmu iterativního nejbližšího bodu (ICP). Nepřesnost virtuálních odlitků byla určena výpočtem vzdáleností mrak-síť pomocí metody střední kvadratické hodnoty:

$$RMS = \frac{1}{\sqrt{N}} \sqrt{\sum_{i=1}^N D_i^2}$$

pro N rozdílů mrak-mrak $\{D_i\}_{i=1}^N$, vyhodnocených pro každý bod porovnávaného mraku, přičemž se hledá nejbližší trojúhelník v referenční síti. Zobrazení vzdáleností mrak-mrak a mrak-síť je na obrázku 5.



Obr. 5 Porovnání mrak – mrak vzdáleností a mrak – síť vzdáleností ke zhodnocení nepřesností virtuálních modelů

Zubní modely byly uloženy pro dlouhodobou kontrolu ortodontické terapie. K posouzení změn mezi zubními modely byl použit laboratorní skener (AG Map 300; Amann Girrbach AG) k získání virtuálního odlitku. Pro tištěné modely byly použity dvě barevné varianty materiálu. Bílá varianta však vykazovala nadměrné odlesky, které bránily přímému zpracování laboratorním skenerem. V důsledku toho byly ze studie vyloučeny všechny poškozené sádrové modely nebo tištěné modely, které vyžadovaly před skenováním zaprášení. Konečný soubor dat pro srovnání se skládal z 22 párů tištěných a sádrových modelů.

Použitím tohoto postupu lze analyzovat a vyhodnotit výhody a omezení tištěného 3D modelu ve srovnání s konvenčním sádrovým modelem, což poskytuje cenné poznatky pro zubní lékaře a výzkumné pracovníky.

3.1.3. Stereolitografická tiskárna

V naší studii jsme použili 3D tiskárnu FormlabsForm 2, která využívá technologii stereolitografie. Tato tiskárna využívá fialový laser (405 nm) s výkonem 250 mW. Tiskárna

pracuje na technologii stereolitografie s nízkou silou, která zahrnuje fokusovaný laserový paprsek, čočky a pohyblivá parabolická zrcadla, která bodově vytvrzují pryskyřici v pružné nádrži. Velikost použitého laserového bodu byla 140 mikronů. Pro naši studii jsme použili pryskyřici Dental SG Resin, biokompatibilní pryskyřici třídy 1. Každá vrstva vytištěného modelu měla výšku 50 μm a byla nepřetržitě vystavena laserovému světlu po dobu 5 s, přičemž datové body byly zaznamenávány každých 0,3 s. Laser byl přesně regulován dvěma galvanometry. Jak laserové světlo procházelo optickou dráhou, bylo vychylováno dvěma rychle oscilujícími, přesně vyladěnými zrcadly, která přesně nastavovala polohu laseru. Tento řídicí hardware umožnil laseru procházet konstrukční plošinou stovky až tisícekrát za sekundu se submilimetrovou přesností. Výška vrstvy se mohla pohybovat mezi 25 a 100 μm .

3.1.4. Analýza profilu a struktury povrchu

Podrobná analýza povrchu sádrových odlitků a modelů byla provedena pomocí skenovacího elektronového mikroskopu JSM 5500 LV (Jeol, Tokio, Japonsko) v režimu sekundárních elektronů po naprašování povrchu zlatem (JFC-1200 Fine Coater, Jeol, Tokio, Japonsko). Rozdíly mezi SLA a sádrovými odlitky byly rovněž hodnoceny pomocí stereomikroskopu NIKON SMZ-2T připojeného k barevné videokameře Mintron (MTV-73X11P-R). Porovnávaný model (vytištěný) horní a dolní čelisti byl oříznut tak, aby obsahoval zuby a asi 5 mm měkkých tkání.

Měření drsnosti probíhalo na profilometru Alpha Step IQ s délkou snímání 5 mm, silou stylusu 14,5 μm a rychlostí snímání 20 $\mu\text{m s}^{-1}$. Diamantový hrot stylusu má poloměr 5 μm a úhel 60°. Průměrné hodnoty drsnosti (R_a) a střední kvadratické hodnoty (R_q) byly vypočteny v souladu s normou ISO 4288 s Gaussovými filtry s různými mezními hodnotami (25/80/250/800 μm). Pro získání reprodukovatelných výsledků bylo skenování provedeno na dvou místech v každém ze dvou na sebe kolmých směrů (ve směru růstu/otisku zubu a kolmo na něj) a každá linie byla měřena třikrát.

3.2. Modrý (0,44 μm) a červený (1,7 μm) diodový laser aktivovaný bělením – stanovení změny odstínu zubů

3.2.1. Mechanismus bělení

Mechanismus bělení zubů má tři fáze – vniknutí bělicí látky do struktury zubu; interakci s molekulami skvrn a poslední je změna odrazu světla na povrchové struktuře zubu (Kwon, Wertz, 2015). Transparentnost, průsvitnost a opalescence jsou zásadní při výběru barvy a tvoří základ jednotlivých barevných odstínů. Také tloušťka skloviny a dentinu hraje významnou roli hlavně ve věku pacienta, kdy starší pacienti mají tmavší barvu zubů. Vnější skvrny na povrchových barevných oblastech jsou ovlivněny špatnou hygienou, stravou, kouřením atd. (Dostálová et al., 2020). Možné nevýhody bělicích prostředků mohou zahrnovat zvýšené demineralizace zubů, zdrsnění nebo změkčení povrchu zubů a také degradace zubních náhrad. Tento proces může vést k nepříjemné citlivosti zubů a podráždění dásní. Je známo, že pacienti dávají přednost rychlejším výsledkům, a proto lze bělicí systém aktivovat pomocí tepelných nebo světelných zdrojů. Světlo může bělicí proces urychlit a vyšší teplota zvyšuje rozklad volných radikálů, který vede k oxidaci složitých organických molekul. Existuje mnoho typů světelných aktivačních zdrojů, například halogenové lampy, světelné diody, plazmové obloukové lampy a lasery. Účinnost každého systému se liší a musí být hodnocena samostatně (Maran et al., 2019). Bylo také potvrzeno, že fotobiomodulace pomocí nízkourovňové laserové terapie může mít pozitivní účinky nejen na proces bělení, ale má také slibný efekt při prevenci citlivosti po bělení (Carneiro et al., 2022; Maran et al., 2019).

3.2.2. Příprava vzorku

Studie zahrnovala dvacet zdravých lidských horních středních řezáků a premolárů extrahovaných účastníkům/pacientům obou pohlaví ve věku minimálně 18 let. Důvodem byly ortodontické nebo poúrazové stavy. Etický souhlas se studií byl získán od univerzitní etické komise. Vylučovací kritéria byla následující: zubní kaz, zlomenina zubu, tetracyklinová skvrna, fluoróza a zuby bez pulpy.

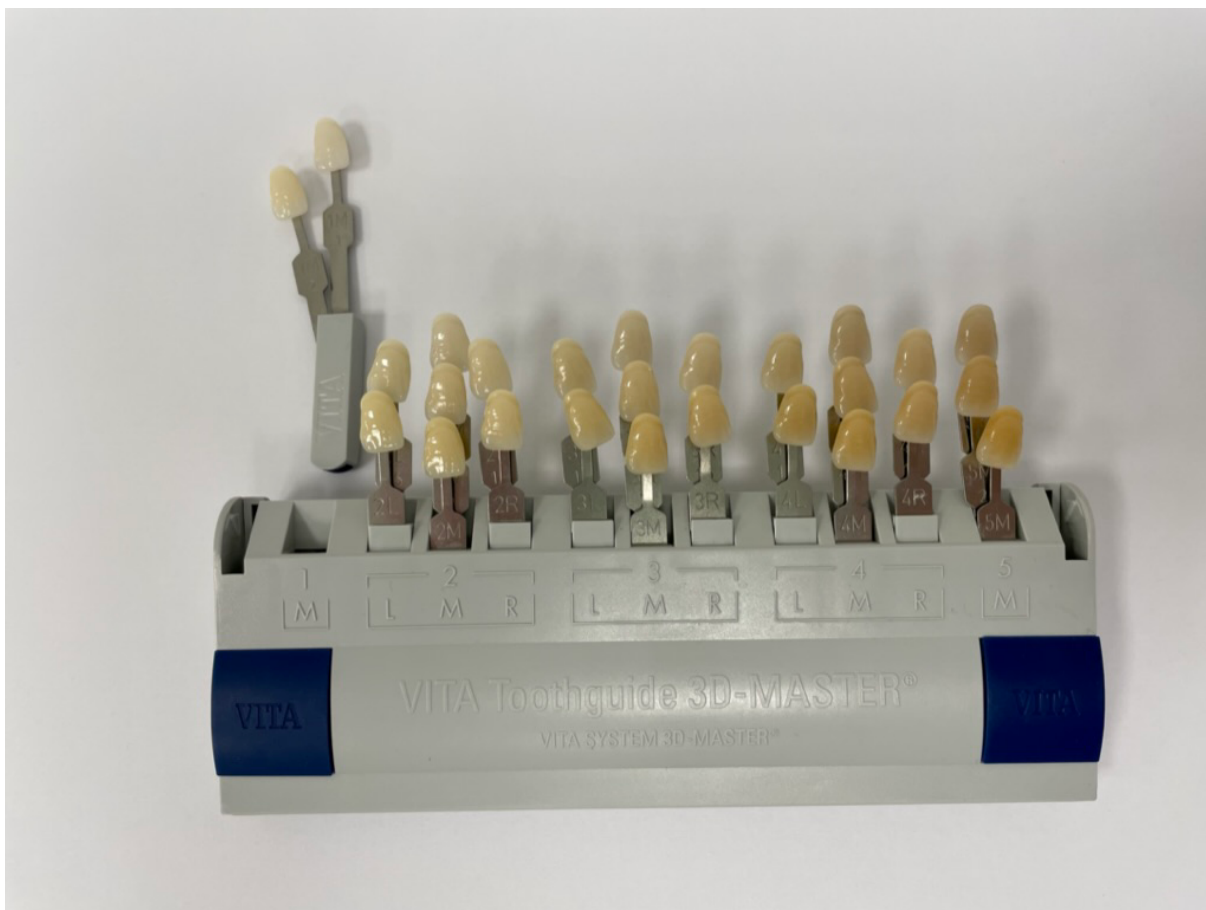
3.2.3. Techniky chemického bělení a měření barvy

V experimentu byl použit 16% karbamid peroxid (Yotuel Biocosmetic laboratories). Přípravek byl ve formě gelu. Postup bělení měl následující kroky: předoperační fotografický záznam;

mechanické odstranění plaku – pemza, očištění alkoholem a vysušení; pokrytí poloviny zubu aplikací gelu ve vrstvě 1–2 mm; bylo kontrolováno měření času bělicího procesu a na konci experimentu byl bělicí gel odstraněn vodou. Poté byla přímo změřena plocha každého zubu pomocí hrotu ruční sondy Easyshade. Proměření odstínu zubů byl použit spektrofotometr Vita Easyshade (VITA Zahnfabrik) (obr. 6). Tento systém měří spektrální křivku odrazivosti nebo propustnosti zubu. Světlo je uvolňováno ze zdroje světla ve spektrofotometru a poté rozptylováno hranolem do spektra různých vlnových délek v rozmezí 380–780 nm. Po kalibraci přístroj měří změnu množství světla odraženého od vzorku pro každou vlnovou délku ve viditelném spektru světla a převádí data na číselné hodnoty. Tyto hodnoty jsou přiřazeny k odstínům zubů definovaným podle systému odstínů VITA 3D-MASTER. Reprezentace tohoto systému je zobrazena v podobě vzorkovnice VITA Toothguide 3D-MASTER na (obr. 7) (Ragain, 2016).



Obr. 6 Spektrofotometr Vita Easyshade (archiv autora)

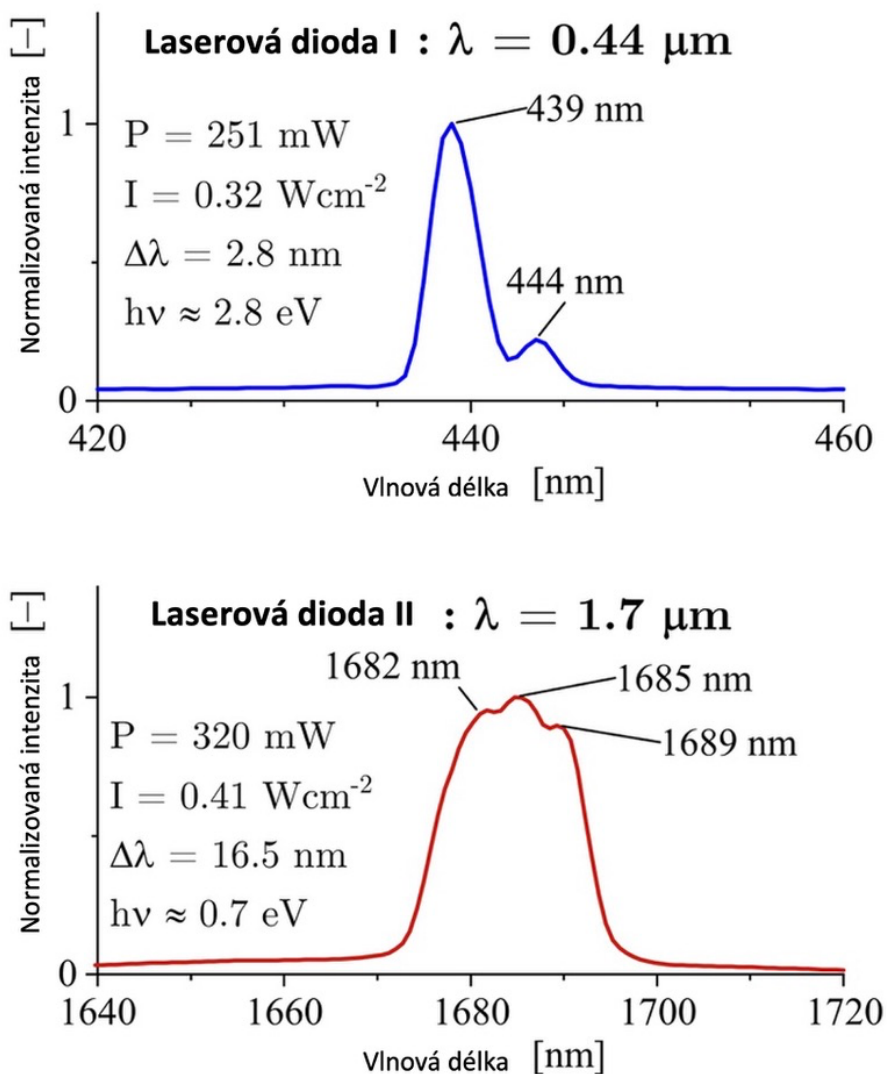


Obr. 7 Vzorník VITA Toothguide 3D-MASTER (archiv autora)

3.2.4. Laserové zdroje

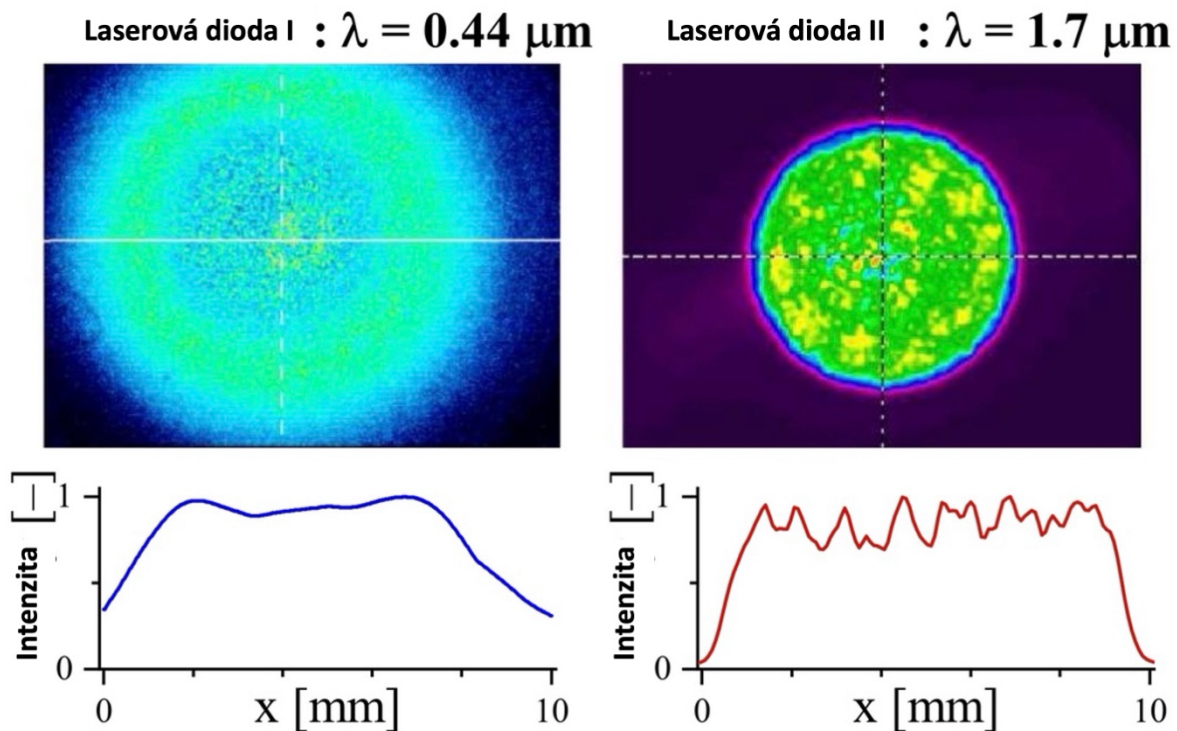
V tomto experimentu byly jako zdroj záření použity dvě laserové diody, z nichž jedna (označená I) generovala záření o vlnové délce přibližně $0,44 \mu\text{m}$ (modrá část viditelného spektra) a druhá (označená II) záření o vlnové délce $1,7 \mu\text{m}$ (blízká infračervená část spektra). Každá dioda byla spojena s vláknem s numerickou aperturou vlákna $NA = 0,44$ a průměrem jádra vlákna $d = 400 \mu\text{m}$. Záření z vlákna bylo sbíráno a kolimováno pomocí jediného objektivu s ohniskovou vzdáleností $f = 40 \text{ mm}$. Kolimované záření pak procházelo hliníkovou clonou o průměru 1 cm , čímž se definovala plocha průřezu svazku $A = 0,79 \text{ cm}^2$, a tedy i energetický tok za jednotku času, zde označovaný jako intenzita záření I (ve wattch na jednotku plochy). Každý zub byl umístěn do kolimovaného svazku ve vzdálenosti 5 cm od apertury. Obě laserové diody pracovaly v režimu kontinuálních vln (CW).

Spektrum laserové diody v pracovním bodě bylo měřeno pomocí mřížkového spektrometru StellarNet BLUE-wave pro diodu o vlnové délce 0,44 μm a mřížkového spektrometru StellarNet Dwarf-star pro diodu o vlnové délce 1,7 μm . Výsledná emisní spektra laserových diod jsou zobrazena na obrázku 8. Vícenásobně špičatý charakter spekter by neměl mít na experiment žádný vliv. Modrá laserová dioda má kratší vlnovou délku, což odpovídá vyšší energii fotonů $h\nu$. Výstupní výkon laseru dopadající na zub (po průchodu kolimující čočkou a aperturou) byl měřen pomocí sondy Molectron PM3 a wattmetru FieldMate firmy Coherent. Podle výsledků z oddílu 4.2. byl výkon laseru CW nastaven na 250 mW pro laserovou diodu I ($\lambda = 0,44 \mu\text{m}$) a 320 mW pro laserovou diodu II ($\lambda = 1,7 \mu\text{m}$).



Obr. 8 Emisní spektra a základní parametry záření laserových diod použitých v experimentu. P je výstupní výkon a I je odpovídající intenzita záření. $\Delta\lambda$ je šířka čáry emisního spektra a $h\nu$ je energie fotonu.

Po průchodu kolimující čočkou a aperturou byl změřen profil paprsku laserové diody pomocí kamery Spiricon IV Pyrocam pro záření 1,7 μm , resp. kamery WinCamD pro záření 0,44 μm . Výsledné profily jsou znázorněny na obrázku 9. Oba laserové paprsky měly vícemódový příčný profil intenzity a, jak naznačují jednorozměrné průřezy, oba paprsky se blížily plochému profilu, tj. nevyskytovaly se v nich žádné výrazné vrcholy intenzity. Provedený ohřev lze tedy považovat za dostatečně prostorově rovnoměrný.



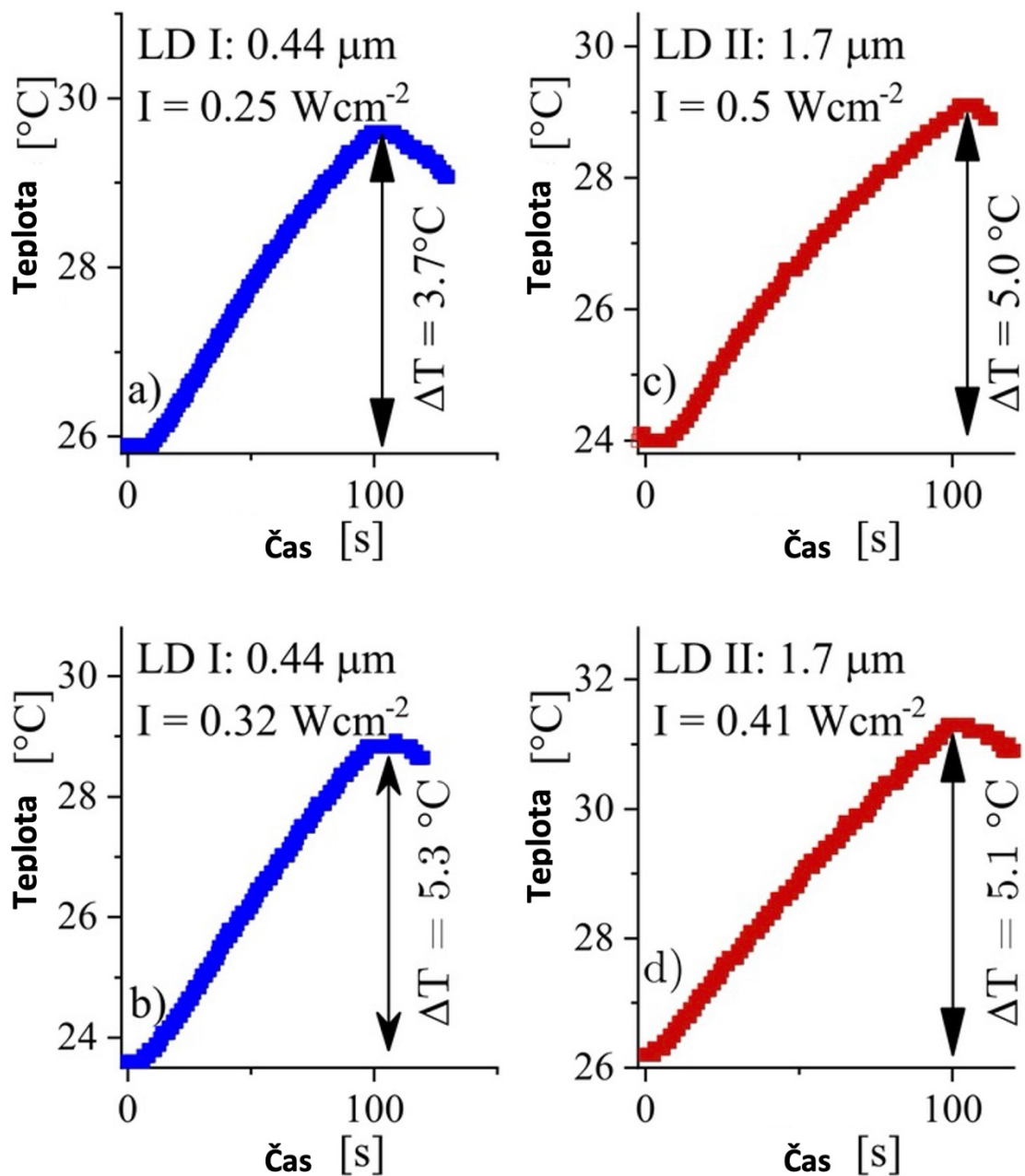
Obr. 9 Profily paprsků příčné intenzity a odpovídající normalizované 1D příčné řezy intenzity laserových diod použitých v experimentu. Plocha průřezu byla omezena otvorem o průměru 1 cm. Levá strana obrázku odpovídá paprsku generovanému diodovým laserem I ($\lambda = 0,44 \mu\text{m}$) a pravá strana odpovídá laserové diodě II ($\lambda = 1,7 \mu\text{m}$).

Pro každý ozařovací experiment byl elektrický proud protékající laserovou diodou nastaven tak, aby generoval výstupní výkon, který vedl k ohřevu vnitřního zubu v rámci bezpečné meze, jak je popsáno v části 3.2.5.

3.2.5. Zkoumání teploty zubů

Před experimenty s bělením zubů byla provedena řada měření za účelem určení výstupního výkonu laseru, kterým by se v zubu vytvořilo bezpečné množství tepla. Cílem bylo zajistit, aby se teplota kořene nezvýšila nad 5,5 °C v průběhu ozařování, které bylo nastaveno na 100 s. Na základě předchozích výzkumů lze hodnotu 5,5 °C považovat za prahovou teplotu, při jejímž překročení by mohlo dojít k trvalému poškození kořene nebo zubní dřeni (Mondelli et al., 2016).

Pro tento účel byla k dispozici pomocná sada zubů, která měla z boku, nebo ze spodní strany vyvrtaný otvor (o průměru 1–2 mm) a která byla vyplněná tepelně kontaktní pastou. Zuby byly následně ozařovány po dobu 100 s a teplota uvnitř zubu byla měřena sondou termočláňkového teploměru GMH 3210 vloženého do otvoru. Intenzita laseru byla upravována mezi každým ozářením, dokud naměřená změna teploty ΔT pro různé testované zuby nebyla konzistentně pod 5,5 °C. Protože zuby byly během experimentu chlazeny pouze vzduchem, zvýšení teploty in vivo by bylo pravděpodobně ještě nižší. Příklady časové závislosti naměřené teploty vnitřního zubu během ozařování jsou uvedeny na obrázku 10. Pro danou experimentální konfiguraci bylo nastavení výkonu laseru, které trvale vedlo k zahřátí pod 5,5 °C (během 100 s ozařování) 250 mW pro laserová dioda I ($\lambda = 0,44 \mu\text{m}$) a 320 mW pro laserovou diodu II ($\lambda = 1,7 \mu\text{m}$).

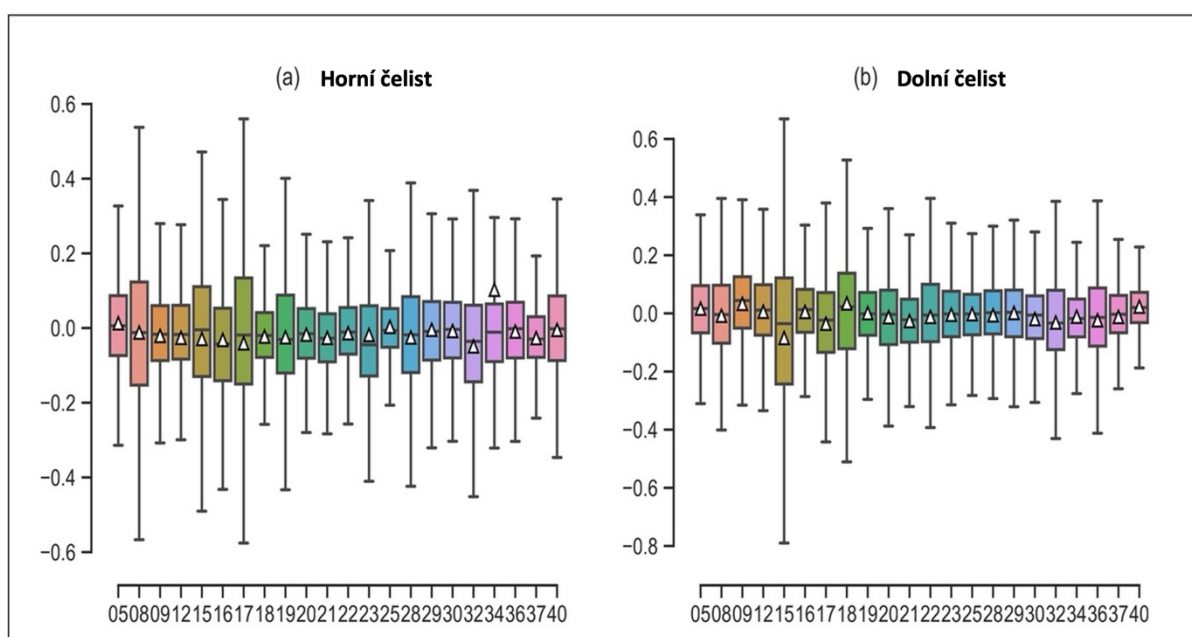


Obr. 10 Příklady naměřené časové závislosti nárůstu vnitřní teploty zubu při ozařování laserovou diodou I ($\lambda = 0,44 \mu\text{m}$) (a) a (b) a laserovou diodou II ($\lambda = 1,7 \mu\text{m}$) (c) a (d). Cílem tohoto experimentu bylo určit intenzitu laserového světla I , která by vedla k ohřevu ΔT pod $5,5^\circ\text{C}$ během 100 s ozařování.

4. VÝSLEDKY

4.1. Třiletá prospektivní studie srovnávající modely vytištěné stereolitografií s klasicky otiskovanými a sádrovými modely v ortodontické terapii: 3D objektivizace

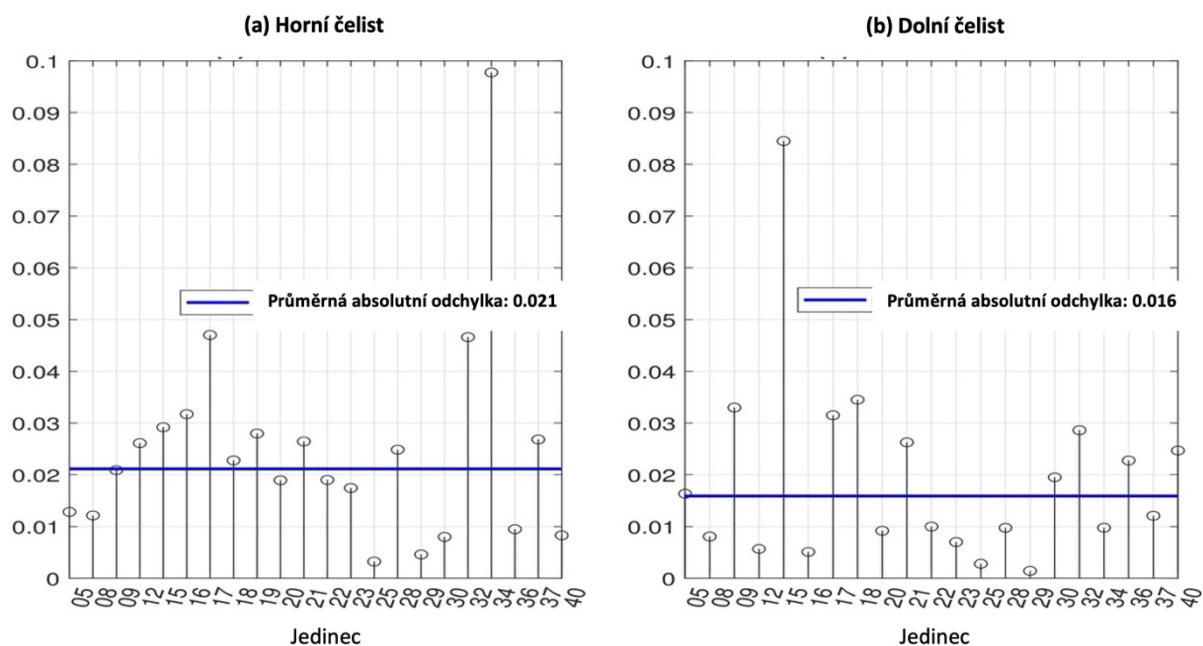
Vyhodnocení srovnání sádrového odlitku a virtuálních povrchů bylo provedeno na základě počtu datových bodů, jak je uvedeno v tabulce 2. Při každém experimentu bylo získáno v průměru 231 178 bodů pro každou dvojici datových sad. Výsledky pro horní a dolní čelist 22 jedinců jsou znázorněny na obrázku 11, kde je uveden medián a 25. a 75. percentil.



Obr. 11 Medián a 25 a 75 percentily (a) horní a (b) dolní čelist 22 zkoumaných jedinců

4.1.1. Hodnocení přesnosti klasického a 3D modelu

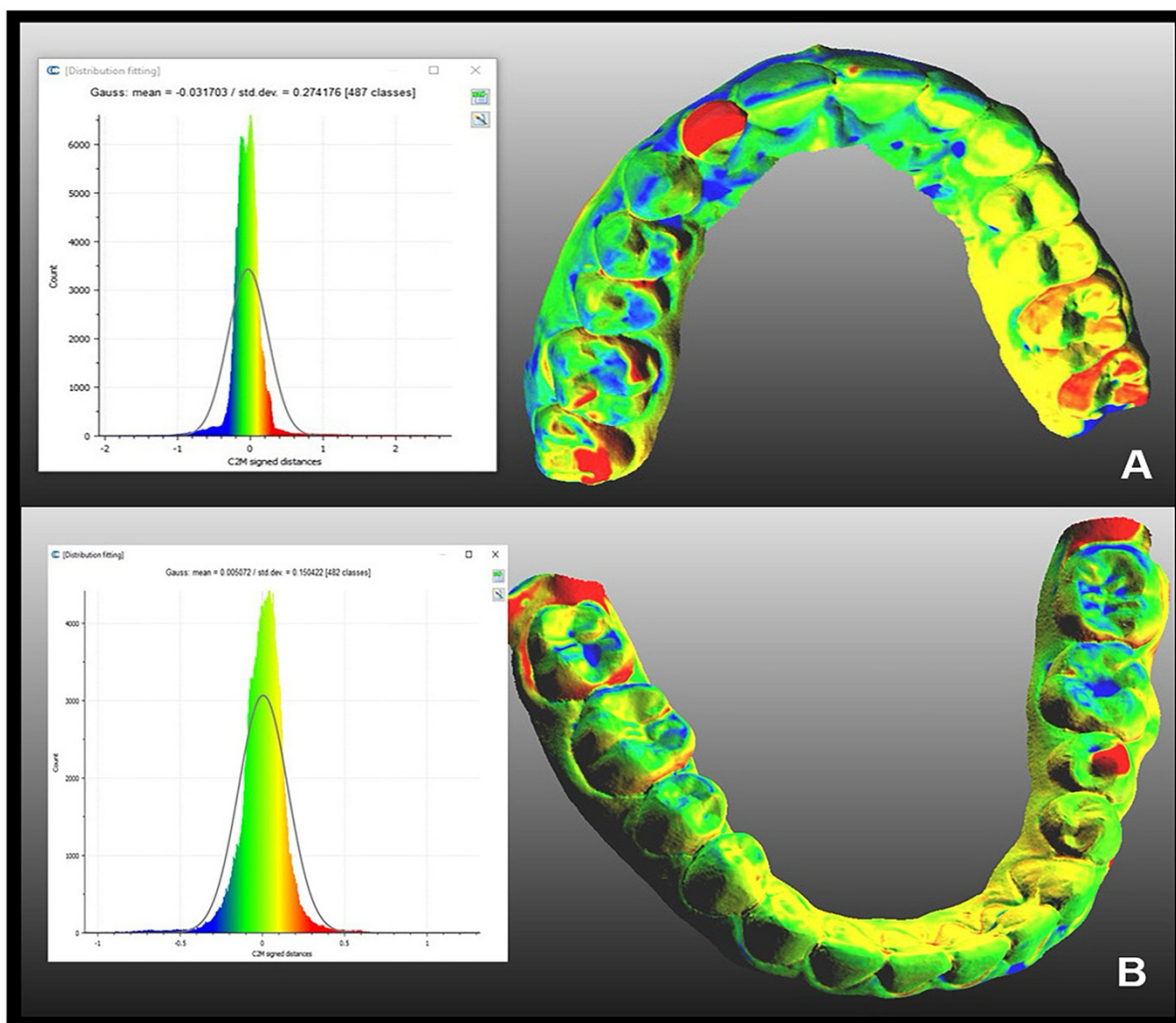
V tabulce 2 je uvedeno podrobné srovnání povrchů sádrového odlitku a virtuálního modelu pro 22 osob. Obsahuje počet datových bodů, absolutní hodnoty průměrných rozdílů a směrodatné odchylky pro horní a dolní čelist. Výsledky tohoto srovnání jsou po odstranění hrubých chyb znázorněny na obrázku 12. Analýza byla provedena na základě průměru 231 178 datových bodů.



Obr. 12 Porovnání absolutní odchylky mezi sádrovými a virtuálními modely (a) horní a (b) dolní čelist 22 jedinců

Zjištění ukazují na vyšší míru shody u dolní čelisti s průměrným rozdílem 0,0152 mm ve srovnání s horní čelistí, kde byl průměrný rozdíl 0,0211 mm. Směrodatné odchylky uvedené v tabulce 1 s průměrnou hodnotou 0,17 mm jsou podobné pro horní i dolní čelist.

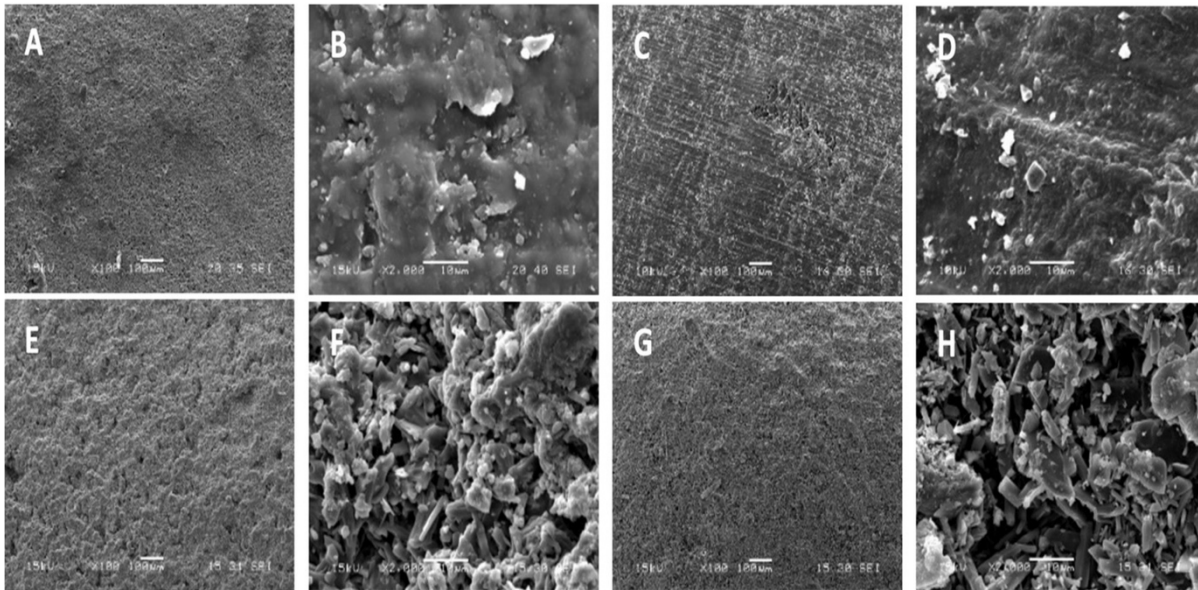
Na obrázku 13 je zobrazena mapa barevných rozdílů pro horní a dolní čelist. Rozsah sytosti skalárního pole je definován jako hodnota bodu reprezentovaného modrou nebo červenou barvou, která spadá do rozmezí $\langle -0,3,0,3 \rangle$. Tento interval je rozdělen na 256 kroků podél osy modrá-zelená-žlutá-červená.



Obr. 13 A (horní) a B (dolní) čelist, rozdílová mapa čelistí se saturací skalárního pole v rozsahu $\langle -0,3,0,3 \rangle$ (zobrazeno modře nebo červeně) a rozdělení tohoto rozsahu po 256 krocích s barevnou mapou pokrývající hodnoty modrá-zelená-žlutá-červená

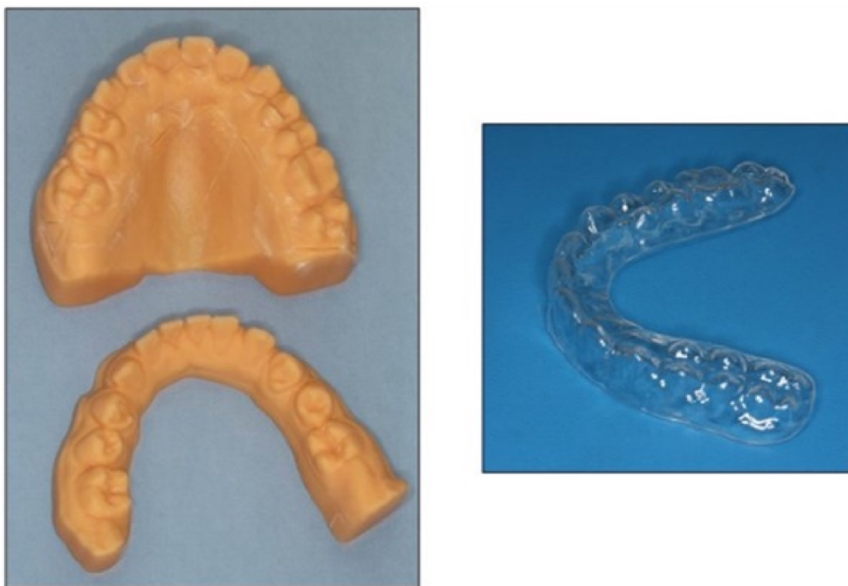
4.1.2 Charakteristika profilu a struktury povrchu: Analýza zubních modelů

Skenovací elektronová mikroskopie odhalila u sádrových modelů zrnitou strukturu povrchu s ostrými hranami ortorulových krystalů (obr. 14). Nedokonalý povrch je jasně patrný, přičemž nejvýraznější změny byly pozorovány při větším zvětšení. Po třech letech skladování sádrové modely vykazovaly částečnou destrukci povrchu, což ztěžovalo jejich opětovné použití pro výrobu nových retenčních dlah. Mezi hlavní nedostatky patří tvorba bublin, povrchová kavitace a průběžná depolymerizace plastového povrchu. Mezi modely horní a dolní čelisti nebyly zjištěny žádné významné rozdíly.



Obr. 14 Degradace povrchu po 3 letech skladování pro dlouhodobou kontrolu ortodontické terapie. A: horní tištěný model (zvětšení 100×); B: horní tištěný model (zvětšení 2000×); C: spodní tištěný model (zvětšení 100×); D: spodní tištěný model (zvětšení 2000×); E: horní sádrový odlitek (zvětšení 100×); F: horní sádrový odlitek (zvětšení 2000×); G: spodní sádrový odlitek (zvětšení 100×); H: spodní sádrový odlitek (zvětšení 2000×)

Na druhou stranu se povrch SLA jevil homogennější a hladší a viditelné byly pouze zbytky vrstveného polymeru. Model jsme mohli opakovaně použít pro výrobu retainerů (obr. 15).



Obr. 15 Příklad vakuově formovaného retaineru (vpravo), vlevo vytištěné pryskyřičné modely (archiv autora)

4.2. Modrý (0,44 μm) a červený (1,7 μm) diodový laser aktivovaný bělením – stanovení změny odstínu zubů

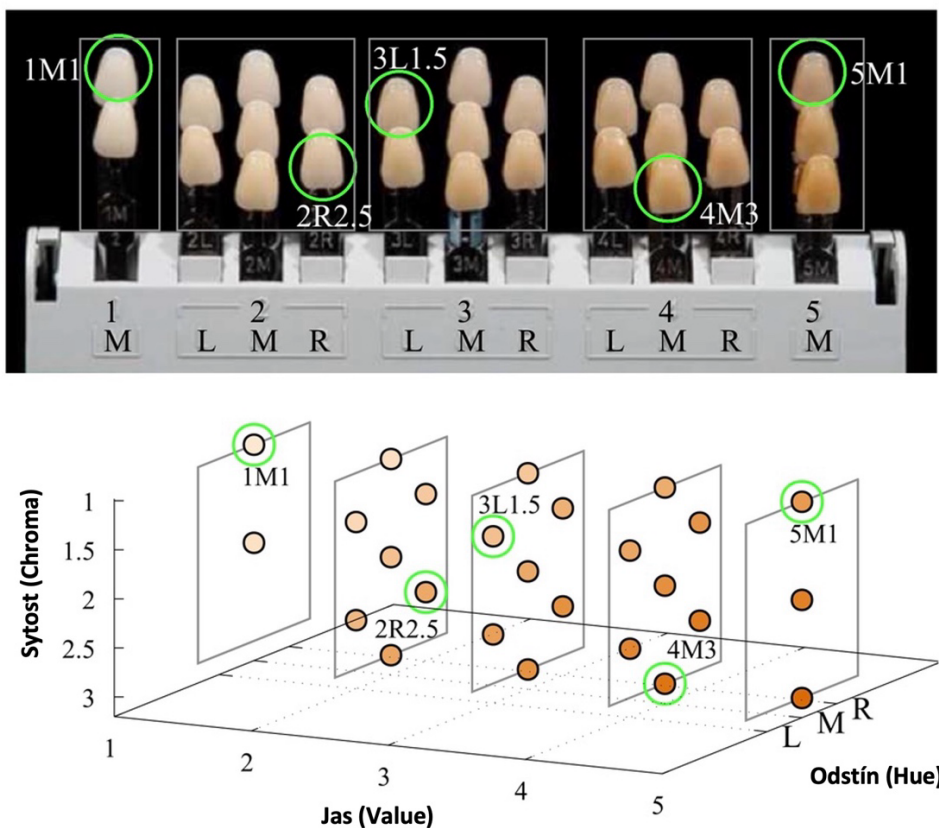
Světlost, barva a odstín jsou charakteristiky, které se používají pro definici barvy v rozsahu přirozených odstínů zubů, které tvoří malou část žlutočervené barevné škály. Bylo prokázáno, že barvy lze jednoznačně kvantitativně popsat určením číselných hodnot pro tři vzájemně nezávislé prvky: jas (Value), sytost (Chroma) a odstín (Hue) (Hampé-Kautz et al., 2020). Tato práce používá systém odstínů VITA 3D-MASTER (Hassel et al., 2013), podle kterého je odstín zubu určen následujícími diskrétními kombinacemi hodnot světlosti, barevnosti a odstínu. Hodnota jasu popisuje, jak intenzivní je světlá nebo tmavá barva. Stupnice jasu dosahuje pěti diskrétních bodů od 1 (světlý) do 5 (tmavý). Tento rozměr barvy může existovat sám o sobě. Odstín popisuje barvu zubu od červené po žlutou, bílou atd. Ve vzorkovnici VITA Toothguide se hodnoty pohybují v rozmezí od L (žlutá) přes M (střední) až po R (načervenalá). Barva zubu může být např. více nažloutlá ve srovnání s jiným vybraným vzorkem odstínu. Chroma (sytost) definuje sílu nebo dominanci odstínu. Ve vzorkovnici VITA Toothguide se chroma se pohybuje od 1 (nízké nasycení) do 3 (vysoké nasycení) na pětistupňové škále (obrázky 7 a 16).

V naší studii byly hodnoceny tři následující skupiny vzorků:

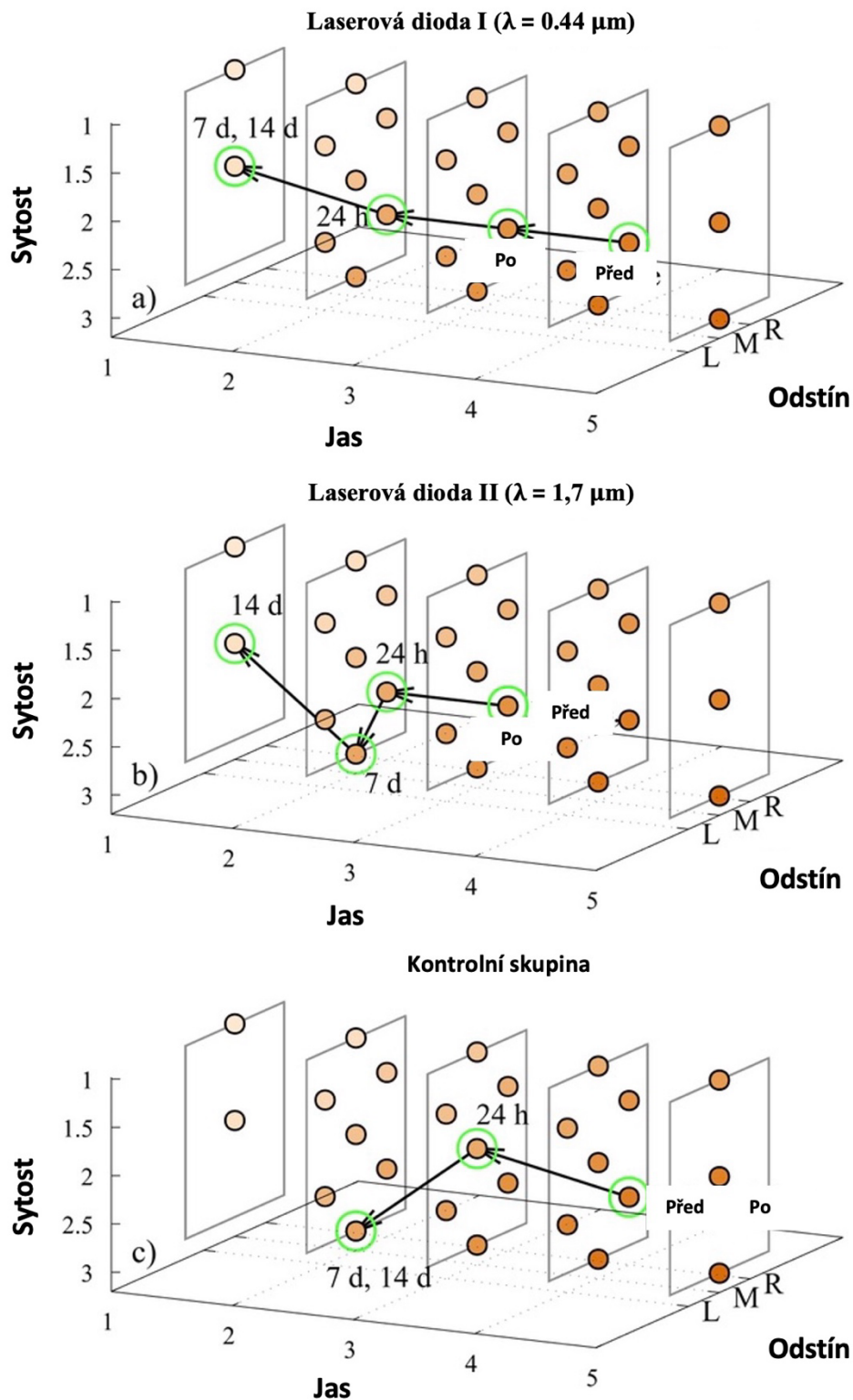
- Gel-16% karbamidperoxid + laserová dioda I generující záření v modré části viditelného spektra - vlnová délka $\lambda = 0,44 \mu\text{m}$;
- Gel-16% karbamidperoxid + laserová dioda II generující záření v blízké infračervené části spektra - vlnová délka $\lambda = 1,7 \mu\text{m}$;
- Kontrolní skupina - pouze gel-16% karbamidperoxid;

Výsledky procesu bělení jsou znázorněny na 3D grafech (obrázky 17 a 18). Možné kombinace sytosti, světlosti a odstínu tvoří diskrétní trojrozměrný prostor, v němž jsou naměřené hodnoty přiřazeny danému zubu v časech před ošetřením a bezprostředně po něm, 24 h, 7 dní a 14 dní po ošetření. Body na barevném prostoru odpovídají odstínům ve vzorkovníku VITA Toothguide 3D-MASTER, jak je znázorněno na obrázku 16. Obrázek 17 (a) ukazuje bezprostřední účinek modré laserové diody I ($\lambda = 0,44 \mu\text{m}$) na proces bělení v průběhu prvních 7 dnů a dokládá, že tento proces je stabilní i po 14 dnech a odstín zubu se dále zesvětluje s celkovou změnou z 4R2,5 na 1M1. Celkově se hodnota světlosti zlepšila ze 4 na 1. Odstín se

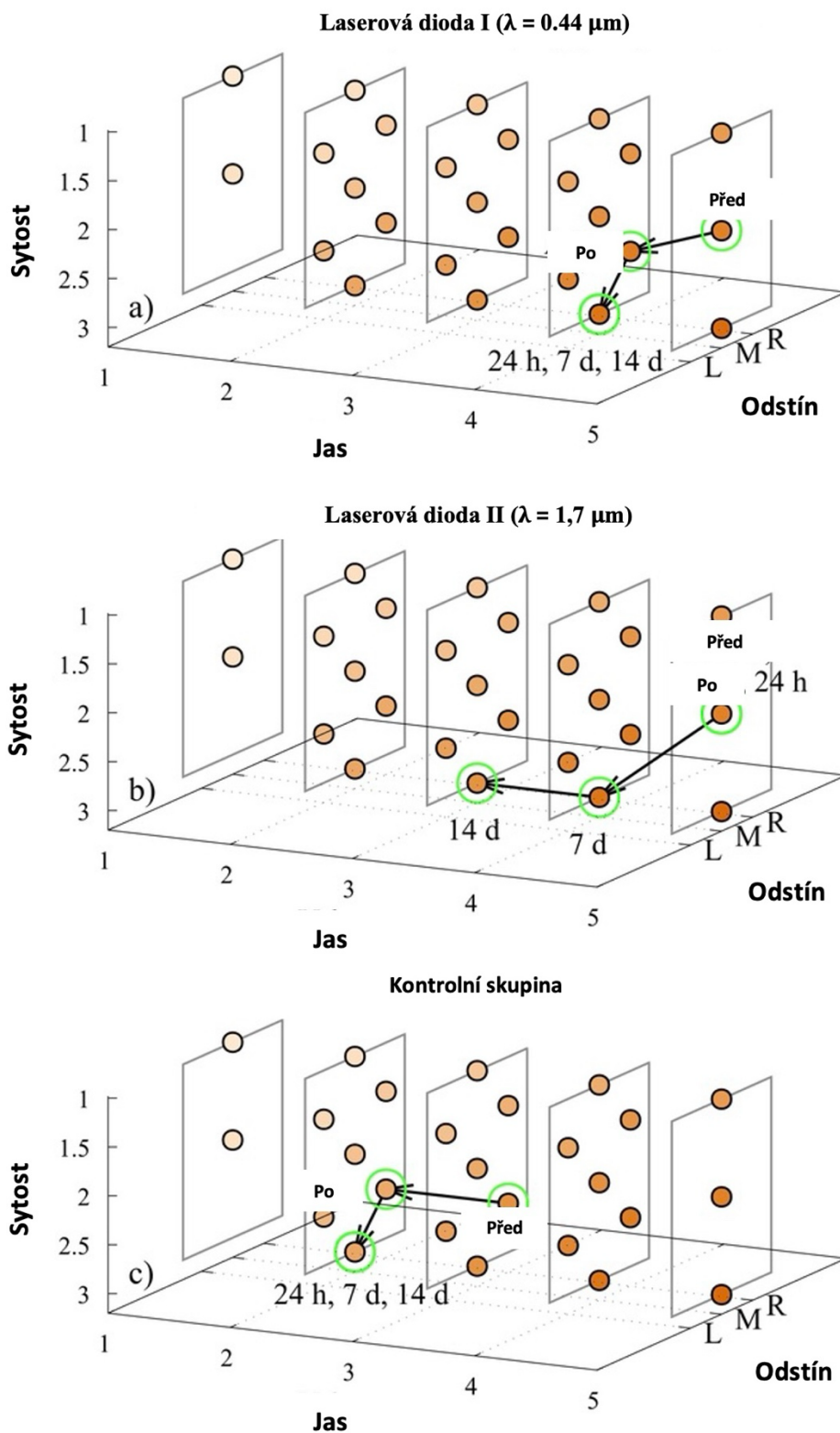
změnil z červené na střední a jeho sytost se snížila z 2,5 na 1,5. Obrázek 17 (b) ukazuje, že záření laserové diody II ($\lambda = 1,7 \mu\text{m}$) mělo nízký bezprostřední vliv na proces bělení (před a po), ale v pozdějším období došlo k významnému bělicímu účinku, a to až do 14 dnů. Byl pozorován pokles hodnoty (zvýšení světlosti) až na 1. Změna odstínu byla podobná jako v případě (a). Obrázek 17 (c) ukazuje výsledky pro vzorek kontrolní skupiny, kde bylo bělení prováděno pouze aplikací gelu na zubní sklovinu. Účinek bělení byl méně výrazný: hodnota byla světlejší (ze 4 na 2), sytost se po 24 hodinách mírně snížila z 2,5 na 2 a odstín se změnil z R na M. Obrázek 18 ukazuje dlouhodobý účinek laserové diody ozařování 14 dní po procesu bělení. Výsledky naznačují, že dochází k dlouhodobému bělicímu účinku (po 7 nebo dokonce 14 dnech), který je možná patrnější v případě blízkého infračerveného záření LD II (obrázek 18 (b), na rozdíl od modrého LD I a případy neaktivovaného bělení (obrázky 18 (a) a (c)). Bylo pozorováno, že použití pouze 16% peroxidu karbamidu bylo účinné hlavně krátkodobě po ošetření a výsledný odstín byl pak stabilní.



Obr. 16 Vysvětlení diskrétního trojrozměrného (Chroma, Value, Hue) grafického znázornění odstínu zubu odvozeného ze vzorníku VITA Toothguide 3D-MASTER



Obr. 17 Grafické znázornění výsledků stanovení barvy zubů. U daného zubu byl odstín měřen pětkrát: před a bezprostředně po ošetření a poté 24 hodin, 7 dní a 14 dní po ošetření. Zobrazeny jsou: (a) vzorek 7 ozářený laserovou diodou I ($\lambda = 0,44 \mu\text{m}$), (b) vzorek 11 ozářený laserovou diodou II ($\lambda = 1,7 \mu\text{m}$) a (c) vzorek 4 z kontrolní skupiny. Graf ukazuje typické úspěšné výsledky bělicí procedury.



Obr. 18 Grafické znázornění výsledků stanovení barvy zubů. Zobrazeny jsou: (a) vzorek 15 ozářený laserovou diodou I ($\lambda = 0,44 \mu\text{m}$), (b) vzorek 3 ozářený laserovou diodou II ($\lambda = 1,7 \mu\text{m}$) a (c) vzorek 6 z kontrolní skupiny. Graf ukazuje typické pozorované dlouhodobé účinky každého léčebného přístupu.

5. DISKUZE

5.1. Třiletá prospektivní studie srovnávající modely vytištěné stereolitografií s klasicky otiskovanými a sádrovými modely v ortodontické terapii: 3D objektivizace

Cílem této studie bylo posoudit účinnost modelů vytištěných stereolitografií ve srovnání s tradičními sádrovými odlitky v zubní praxi. Využití výpočetní inteligence, rozšířené reality a technik 3D tisku si získalo oblibu v ortodoncii, protetice a maxilofaciální chirurgii.

Soubor dat pro tento experiment zahrnoval 22 ortodontických pacientů s modely horní a dolní čelisti vytištěnými pomocí SLA a sádrovými odlitky. 3D tiskárna SLA využívala modrý laserový paprsek o vlnové délce 405 nm k vytvrzení tekutého polymeru a vytvoření modelu horního zubního oblouku, zatímco sádrové odlitky byly připraveny v zubní laboratoři. Tyto modely byly uloženy pro dlouhodobou kontrolu ortodontické terapie.

K vyhodnocení rozdílů mezi zubními modely byl použit laboratorní skener k získání odlitků, které byly následně upraveny a předrovnány pomocí příslušného softwaru. Konečná jemná registrace byla provedena pomocí iterativního algoritmu nejbližšího bodu, který usnadňuje vyhodnocení vzdáleností mezi mrakem a sítí tištěného modelu. Bylo zjištěno, že SLA výtisky vykazují ve srovnání se sádrovými odlitky hladší povrch, ačkoli při vyšším rozlišení se projeví tloušťky vrstev (Dostálová et al., 2018). Tento jev lze přičíst nehomogenní povaze sádrových odlitků, které se vyznačují zrnitou strukturou povrchu s ostrými hranami ortorulových (Dostálová et al., 2022).

Zjištění jsou v souladu s (Tahayeri et al., 2018), která uvádí, že intenzita laserové tiskárny je ovlivněna barvou (šedá a bílá pryskyřice) a tloušťkou vrstvy (optimální je přibližně 100 μm). V naší studii se potvrdilo, že po třech letech se povrch sádrového odlitku stal hladším, s odlomenými krystaly a zjevnými známkami dlouhodobého otěru. Na druhou stranu stereolitografie vytvořila odlišný povrch modelu, který se vyznačoval hladkým depolymerizováním plastického povrchu. Tento model bylo navíc možné použít vícekrát bez ztráty přesnosti. Výsledky 22 experimentálních sad prokázaly těsnou shodu mezi sádrovým odlitkem a virtuálním povrchem s průměrným absolutním rozdílem 0,018 mm a směrodatnou odchylkou 0,17 mm. Tato měření vycházela z průměru 231 178 datových bodů pro každé srovnání.

Model dolní čelisti vykazoval větší přesnost, což bylo způsobeno použitím méně složité skenovací technologie a jednodušší anatomické struktury. Průměrný absolutní rozdíl mezi modely dolní čelisti byl 0,016 mm, zatímco modely horní čelisti vykazovaly mírně vyšší rozdíl 0,021 mm. Tato zjištění zdůrazňují pozoruhodnou účinnost modelů vytištěných stereolitografií ve srovnání s tradičními sádrovými odlitky.

5.2. Modrý (0,44 μm) a červený (1,7 μm) diodový laser aktivovaný bělením – stanovení změny odstínu zubů

Práce zkoumá laserem aktivované bělení zubů. Přestože se jedná o kosmetický zákrok, jeho náročnost roste. Kromě účinnosti při změně odstínu je kladen důraz na rychlost zákroku a jeho bezpečnost a zdraví zubů. Z těchto důvodů může být laserová aktivace standardních bělicích činidel prospěšná pro svůj potenciál urychlit proces, zpracovat a omezit dobu expozice tkáně bělicímu činidlu. Kombinace prostředku pro bělení zubů s ozařováním laserovým světlem zlepšila účinnost léčby. Tato metoda nejen zesiluje bělicí účinek, ale také umožňuje menší ovlivnění struktury skloviny (Son et al., 2012). Tento systém může také snížit vedlejší účinky peroxidu vodíku a karbamidperoxidu, tedy citlivost zubů (Giachetti et al., 2010) v důsledku potenciálního tepelného poškození zubní dřevě (Panhóca et al., 2016). Obě laserové diody, modrá a blízká infračervená, byly prakticky užitečné během procesu bělení. Obecně bylo zjištěno, že laserem aktivované bělení zlepšuje naměřenou hodnotu světla a posouvá měřený odstín z načervenalého na střední. Konečná světlost vzorku dosáhla až hodnoty 1. Modrá laserová dioda se jevila pro proces bělení efektivněji, pravděpodobně díky vyšší fotonové energii odpovídající kratší vlnové délce laserového světla. Bylo by přínosné porovnat vliv jiných vlnových délek laseru v budoucích experimentech. Přestože laserové ozařování ohřívá zub, bylo zjištěno, že výstupní výkon laseru je nastavitelný, takže se tento postup jeví jako účinný, aniž by byla překročena teplota prahu poškození kořene zubu (viz část 3.2.5.). V tomto experimentu byla tato teplota nastavena na 5,5 °C podle (Mondelli et al., 2016) a tento práh nebyl překročen.

6. ZÁVĚR

Digitální technologie se staly nedílnou součástí stomatologie. Například aditivní výroba zaznamenala od konce 20. století významný pokrok. Trojrozměrný tisk nabízí řadu výhod, pokud jde o zjednodušení výroby, snížení účasti personálu a zvýšení efektivity pracovních postupů. V oblasti medicíny způsobil 3D tisk revoluci ve výrobě lékařských modelů, umístování implantátů, protetice a ortodoncii. Dále laserové bělení zubů je inovativní kosmetický postup v oblasti zubního lékařství. Tato metoda využívá laserového záření k aktivaci bělicích činidel na zubech. Díky přesnému řízení intenzity a směřování laseru může být proces bělení efektivnější a bezpečnější. Laserové bělení také často nabízí rychlejší výsledky a snižuje možnost citlivosti zubů po ošetření.

S využitím výpočetní inteligence a technologií 3D tisku s laserovým tvrzením modelů první práce zkoumala 22 ortodontických pacientů a zjistila, že SLA výtisky nabízejí hladší povrch ve srovnání se sádrovými odlitky. Toto pozorování bylo podpořeno porovnáním povrchů po třech letech, kde se ukázalo, že sádrové odlitky vykazují známky otěru a depolymerizace, zatímco SLA modely si udržují preciznost i po opakovaném použití. Výsledky měření prokázaly těsnou shodu mezi sádrovými odlitky a virtuálním povrchem. Celkově lze konstatovat, že SLA technologie přináší v oblasti ortodoncie, protetiky a maxilofaciální chirurgie pozoruhodnou účinnost a přesnost ve srovnání s tradičními metodami. Integrací výpočetní inteligence, rozšířené reality a technik 3D tisku do stomatologické praxe mohou lékaři dosáhnout vyšší přesnosti, kratších výrobních časů a lepších zkušeností pacientů. Tato zjištění jsou v souladu s rostoucím trendem zavádění pokročilých technologií k optimalizaci plánování léčby a výsledků v ortodoncii, protetice a čelistní chirurgii.

Další práce vyhodnotila, že laserem aktivované bělení zubů představuje pokročilý kosmetický postup s mnoha výhodami. Vedle zdůraznění změny se zaměřuje na klíčové aspekty, jako je rychlost provedení, bezpečnost a zachování zdraví zubů. Laserová aktivace standardních bělicích činidel se ukázala jako prospěšná při zrychlení procesu a minimalizaci expozice tkáně bělicímu činidlu. Precizní nasměrování laserového záření a možnost regulace intenzity přináší další vrstvu kontroly nad postupem. Kombinace bělicích prostředků s laserovým ozařováním nejen zvyšuje účinnost léčby, ale také minimalizuje vedlejší účinky spojené s citlivostí zubů. Výsledky experimentu ukázaly, že modrá laserová dioda může být efektivnější díky vyšší fotonové energii. Celkově lze tuto metodu považovat za účinný a bezpečný způsob bělení zubů s možností další optimalizace pomocí experimentů s jinými vlnovými délkami laseru.

3D analýza dentálních a skeletálních změn ve stomatologické a ortodontické terapii je klíčovým nástrojem pro posouzení efektivity léčby, vyšší přesnosti diagnostiky, lepšího plánování léčby a dosažení optimálních výsledků u pacientů. Závěrem lze konstatovat, že spojením výpočetní inteligence a technologií 3D tisku s laserovým tvrzením modelů a pokročilým laserem aktivovaným bělením zubů je možné dosáhnout revolučních inovací v oblasti stomatologie. Integrace těchto technologií do stomatologické praxe slibuje zvýšení přesnosti, snížení výrobních časů a zlepšení zkušeností pacientů. Budoucí výzkum a implementace těchto metod mají potenciál posunout hranice zubní péče ještě dál, přinášejíc nové možnosti pro lékaře i pacienty.

7. SOUHRN

V současné koncepci zubní a ortodontické péče o pacienty je důležitý komfort a kvalita ošetření. 3D analýza a 3D technologie přináší významný krok ke splnění obou požadavků. Důraz také kladou pacienti na estetický výstup a jeden z nejčastějších požadavků v zubní a ortodontické ordinaci je bílý a zářivý úsměv pomocí dentálního bělení.

První práce předkládá komplexní přehled tříleté prospektivní studie, která používá přístup 3D objektivizace k porovnání modelů vytištěných stereolitografií a vytvrzených laserem a sádrovými modely v ortodontické terapii. Důležitá výhoda těchto nových metod spočívá v možnosti využití pokročilé technologie skenování a matematického modelování také pro plánování léčby, měření v průběhu terapie a její hodnocení. Snižuje se také problém skladování plastového a polymerního odpadu. Tato studie prokazuje výjimečnou přesnost a efektivitu modelů vytištěných technologií SLA ve srovnání s klasickými sádrovými odlitky.

Další část práce zkoumá laserem aktivované bělení zubů, přičemž zdůrazňuje rostoucí náročnost tohoto kosmetického postupu. Vedle efektivity změny odstínu klade důraz na rychlost zákroku, bezpečnost a zachování zdraví zubů. Laserová aktivace bělicích činidel se jeví jako prospěšná možnost díky schopnosti urychlit proces a omezit dobu expozice tkáně bělicímu činidlu. Tuto metodu podporuje možnost přesného řízení laserového záření a regulace intenzity ohřevu zařízením. Kombinace bělicích prostředků s laserovým ozařováním nejen zvyšuje účinnost léčby, ale také minimalizuje ovlivnění struktury skloviny. Použití obou laserových diod, modré a blízké infračervené, během procesu bělení bylo prakticky úspěšné, což vedlo ke zlepšení naměřených hodnot světla a posunu odstínu od načernalého k střednímu. Tato inovativní metoda navíc snižuje vedlejší účinky peroxidu vodíku a karbamidperoxidu, včetně citlivosti zubů, díky minimalizaci potenciálního tepelného poškození zubní dřevě.

8. SUMMARY

In the current concept of dental and orthodontic patient care, comfort and quality of treatment are important. 3D analysis and 3D technology brings a significant step towards meeting both requirements. Patients also place emphasis on the aesthetic outcome, and one of the most common requests in dental and orthodontic offices is a white and bright smile through dental whitening.

The first paper presents a comprehensive review of a three-year prospective study that uses a 3D objectification approach to compare stereolithography-printed models hardened by laser with plaster models in orthodontic therapy. An important advantage of these new methods is the ability to use advanced scanning technology and mathematical modelling for treatment planning, measurement during therapy and evaluation. The problem of storage of plastic and polymer waste is also reduced. This study demonstrates the exceptional accuracy and efficiency of SLA-printed models compared to conventional plaster casts.

The next part of the thesis examines laser-activated teeth whitening, highlighting the increasing complexity of this cosmetic procedure. In addition to the effectiveness of shade change, it emphasizes the speed of the procedure, safety and preservation of dental health. Laser activation of bleaching agents appears to be a beneficial option due to its ability to speed up the process and limit the time of tissue exposure to the bleaching agent. This method is supported by the ability to precisely control the laser radiation and regulate the heating intensity of the device. The combination of bleaching agents with laser irradiation not only increases the effectiveness of the treatment, but also minimizes the impact on the enamel structure. The use of both laser diodes, blue and near-infrared, during the bleaching process was virtually successful, resulting in an improvement in the measured light values and a shift in shade from reddish to medium. In addition, this innovative method reduces the side effects of hydrogen peroxide and carbamide peroxide, including tooth sensitivity, by minimizing potential thermal damage to the dental pulp.

9. LITERATURA

1. *3D Anatomic Modeling Laboratories - Overview - Mayo Clinic*. Získáno 16. prosinec 2023, z <https://www.mayoclinic.org/departments-centers/anatomic-modeling-laboratories/overview/ovc-20473121>
2. Abad-Coronel, C., Valdiviezo, P., & Naranjo, O. B. (2019). Intraoral Scanning Devices Applied in Fixed Prosthodontics. *ACTA SCIENTIFIC DENTAL SCIENCES*, 3, 2581–4893. <https://doi.org/10.31080/ASDS.2019.03.0568>
3. Ahlholm, P., Sipilä, K., Vallittu, P., Jakonen, M., & Kotiranta, U. (2018). Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 27(1), 35–41. <https://doi.org/10.1111/JOPR.12527>
4. Ahmad, I., & Al-Harbi, F. (2019). Intra-oral Digital Acquisition. *3D Printing in Dentistry 2019/2020*, 21–46.
5. Al-Jubouri, O. M., & Azari, A. (2015). *An introduction to dental digitizers in dentistry ; systematic review*.
6. Al-Nadawi, M., Kravitz, N. D., Hansa, I., Makki, L., Ferguson, D. J., & Vaid, N. R. (2021). Effect of clear aligner wear protocol on the efficacy of tooth movement:: A randomized clinical trial. *The Angle Orthodontist*, 91(2), 157. <https://doi.org/10.2319/071520-630.1>
7. Amornvit, P., Rokaya, D., & Sanohkan, S. (2021). Comparison of Accuracy of Current Ten Intraoral Scanners. *BioMed research international*, 2021. <https://doi.org/10.1155/2021/2673040>
8. Arjmand, B., Khodadost, M., Sherafat, S. J., Tavirani, M. R., Ahmadi, N., Moghadam, M. H., Okhovatian, F., Tavirani, S. R., & Rostami-Nejad, M. (2021). Low-Level Laser Therapy: Potential and Complications. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 12, 1–4. <https://doi.org/10.34172/JLMS.2021.42>
9. Aswani, K., Wankhade, S., Khalikar, A., & Deogade, S. (2020). Accuracy of an intraoral digital impression: A review. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 20(1), 27–37. https://doi.org/10.4103/JIPS.JIPS_327_19
10. Baldassarre, F., & Ricciardi, F. (2017). The Additive Manufacturing in the Industry 4.0 Era: The Case of an Italian FabLab. *Journal of Emerging Trends in Marketing and Management*, 1(1), 105–115. www.etimm.ase.ro
11. Beaman, J. J., Barlow, J. W., Bourell, D. L., Crawford, R. H., Marcus, H. L., & McAlea, K. P. (1997). Solid Freeform Fabrication: A New Direction in

- Manufacturing. *Solid Freeform Fabrication: A New Direction in Manufacturing*.
<https://doi.org/10.1007/978-1-4615-6327-3>
12. Beckman, A. O., Gallaway, W. S., Kaye, W., & Ulrich, W. F. (1977). History of Spectrophotometry at Beckman Instruments, Inc. *Analytical Chemistry*, 49(3).
https://doi.org/10.1021/AC50011A001/ASSET/AC50011A001.FP.PNG_V03
 13. Bentley, C., Leonard, R. H., Nelson, C. F., & Bentley, S. A. (1999). Quantitation of vital bleaching by computer analysis of photographic images. *Journal of the American Dental Association* (1939), 130(6), 809–816.
<https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.1999.0304>
 14. Caminero, M. A., Chacón, J. M., García-Moreno, I., & Rodríguez, G. P. (2018). Impact damage resistance of 3D printed continuous fibre reinforced thermoplastic composites using fused deposition modelling. *Composites Part B: Engineering*, 148, 93–103. <https://doi.org/10.1016/J.COMPOSITESB.2018.04.054>
 15. Campos, S. F. F., César, I. C. R., Munin, E., Liporoni, P. C. S., & Do Rego, M. A. (2007). Analysis of photoreflectance and microhardness of the enamel in primary teeth submitted to different bleaching agents. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 32(1), 9–12. <https://doi.org/10.17796/JCPD.32.1.N427315267X36261>
 16. *Carl Deckard Selected for AMUG Innovators Award - Additive Manufacturing (AM)*. Ziskáno 20. září 2023, z <https://additivemanufacturing.com/2016/11/03/carl-deckard-selected-for-amug-innovators-award/>
 17. Carneiro, A. M. P., Barros, A. P. O., de Oliveira, R. P., de Paula, B. L. F., Silva, A. M., de Melo Alencar, C., & Silva, C. M. (2022). The effect of photobiomodulation using low-level laser therapy on tooth sensitivity after dental bleaching: a systematic review. *Lasers in Medical Science*, 37(7), 2791–2804.
<https://doi.org/10.1007/S10103-022-03578-0/METRICS>
 18. Cartagena, A. F., Parreiras, S. O., Loguercio, A. D., Reis, A., & Campanha, N. H. (2015). In-office bleaching effects on the pulp flow and tooth sensitivity - case series. *Brazilian oral research*, 29(1), 1–6. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2015.VOL29.0026>
 19. Cassetta, M., Altieri, F., Di Giorgio, R., & Barbato, E. (2018). Palatal orthodontic miniscrew insertion using a CAD-CAM surgical guide: description of a technique. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 47(9), 1195–1198.
<https://doi.org/10.1016/J.IJOM.2018.03.018>

20. Cesar, I. C. R., Soares, L. E. S., Alves, L. P., Martin, A. A., Munin, E., & Liporoni, P. C. S. (2009). Fourier transform-Raman and reflectance studies on dental enamel bleached with hydrogen peroxide activated using a light-emitting diode-laser system. *Photomedicine and laser surgery*, 27(6), 913–919. <https://doi.org/10.1089/PHO.2008.2409>
21. Convissar, R. A. (2022). *Principles and practice of laser dentistry*. Elsevier, 2022. ISBN: 9780323812832.
22. Czajkowska, M., Walejewska, E., Zadrozny, Ł., Wieczorek, M., Świeszkowski, W., Wagner, L., Mijiritsky, E., & Markowski, J. (2020). Comparison of dental stone models and their 3D printed acrylic replicas for the accuracy and mechanical properties. *Materials*, 13(18). <https://doi.org/10.3390/MA13184066>
23. Dahl, J. E., & Pallesen, U. (2003). Tooth bleaching--a critical review of the biological aspects. *Critical reviews in oral biology and medicine: an official publication of the American Association of Oral Biologists*, 14(4), 292–304. <https://doi.org/10.1177/154411130301400406>
24. D'arienzo, L. F., D'arienzo, A., & Borracchini, A. (2018). *Comparison of the suitability of intra-oral scanning with conventional impression of edentulous maxilla in vivo. A preliminary study*. 10(4). <https://doi.org/10.23805/JO.2018.10.04.02>
25. Dawood, A., Marti, B. M., Sauret-Jackson, V., & Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. *British dental journal*, 219(11), 521–529. <https://doi.org/10.1038/SJ.BDJ.2015.914>
26. De Moor, R. J. G., Verheyen, J., Verheyen, P., Diachuk, A., Meire, M. A., De Coster, P. J., De Bruyne, M., & Keulemans, F. (2015). Laser Teeth Bleaching: Evaluation of Eventual Side Effects on Enamel and the Pulp and the Efficiency In Vitro and In Vivo. *The Scientific World Journal*, 2015. <https://doi.org/10.1155/2015/835405>
27. DebRoy, T., Wei, H. L., Zuback, J. S., Mukherjee, T., Elmer, J. W., Milewski, J. O., Beese, A. M., Wilson-Heid, A., De, A., & Zhang, W. (2018). Additive manufacturing of metallic components – Process, structure and properties. *Progress in Materials Science*, 92, 112–224. <https://doi.org/10.1016/J.PMATSCI.2017.10.001>
28. Denbesten, P., & Li, W. (2011). Chronic Fluoride Toxicity: Dental Fluorosis. *Monographs in oral science*, 22, 81. <https://doi.org/10.1159/000327028>

29. Dimopoulou, M., Antoniadou, M., Amargianitakis, M., Gortzi, O., Androustos, O., & Varzakas, T. (2023). Nutritional Factors Associated with Dental Caries across the Lifespan: A Review. *Applied Sciences* 2023, Vol. 13, Page 13254, 13(24), 13254. <https://doi.org/10.3390/APP132413254>
30. Dizon, J. R. C., Espera, A. H., Chen, Q., & Advincula, R. C. (2018). Mechanical characterization of 3D-printed polymers. *Additive Manufacturing*, 20, 44–67. <https://doi.org/10.1016/J.ADDMA.2017.12.002>
31. Domínguez, A., García, J. A., Costela, Á., & Gómez, C. (2011). Influence of the light source and bleaching gel on the efficacy of the tooth whitening process. *Photomedicine and laser surgery*, 29(1), 53–59. <https://doi.org/10.1089/PHO.2009.2751>
32. Dostálová, T., Jelínková, H., Kratochvíl, J., Říha, A., Šulc, J., Němec, M., Nocar, A., Bradna, P., & Pečenka, J. (2020). Diode activated home bleaching techniques with stereolithographic models and trays. *11217*, 8–15. <https://doi.org/10.1117/12.2543704>
33. Dostálová, T., Kašparová, M., Chleborád, K., Jelínek, M., Bradna, P., & Mendrický, R. (2019). Intraoral scanner and stereographic 3D print in orthodontics. *10857*, 14–21. <https://doi.org/10.1117/12.2507233>
34. Dostálová, T., Kašparová, M., Kříž, P., Halamová, S., Jelínek, M., Bradna, P., & Mendrický, J. (2018). Intraoral scanner and stereographic 3D print in dentistry—quality and accuracy of model—new laser application in clinical practice. *Laser Physics*, 28(12), 125602. <https://doi.org/10.1088/1555-6611/AAE067>
35. Dostálová, T., Procházka, A., Urbanová, P., & Eliášová, H. (2022). 3D stereolithography print (SLA) in clinical orthodontic and dental applications. <https://doi.org/10.1117/12.2608661>, 11942, 34–40.
36. Eliášová, H., Dostálová, T., Jelínek, M., Remsa, J., Bradna, P., Procházka, A., & Kloubcová, M. (2020). Surface Morphology of Three-Dimensionally Printed Replicas of Upper Dental Arches. *Applied Sciences* 2020, Vol. 10, Page 5708, 10(16), 5708. <https://doi.org/10.3390/APP10165708>
37. Eliášová, H., Dostálová, T., Procházka, A., Šedivá, E., Horáček, M., Urbanová, P., & Hliňáková, P. (2021). Comparison of 2D OPG image versus orthopantomogram from 3D CBCT from the forensic point of view. *Legal Medicine*, 48. <https://doi.org/10.1016/J.LEGALMED.2020.101802>

38. Enax, J., Ganss, B., Amaechi, B. T., Schulze zur Wiesche, E., & Meyer, F. (2023). The composition of the dental pellicle: an updated literature review. *Frontiers in Oral Health*, 4. <https://doi.org/10.3389/FROH.2023.1260442>
39. Ender, A., Attin, T., & Mehl, A. (2016). In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(3), 313–320. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2015.09.011>
40. Eul, W., Moeller, A., & Steiner, N. (2001). Hydrogen Peroxide. *Kirk-Othmer Encyclopedia of Chemical Technology*. <https://doi.org/10.1002/0471238961.0825041808051919.A01.PUB2>
41. Fachhochschule, B. L., Wien, T., Detsch, R., Boccaccini, A. R., Stampfl, J., Gmeiner, R., Deisinger, U., Schönherr, J., Lechner, B., Detsch, R., Boccaccini, A. R., & Stampfl, J. (2015). Additive Manufacturing of Bioactive Glasses and Silicate Bioceramics. *Article in Journal of Ceramic Science and Technology*, 6–8. <https://doi.org/10.4416/JCST2015-00001>
42. Farooq, I., & Bugshan, A. (2020). The role of salivary contents and modern technologies in the remineralization of dental enamel: a narrative review. *F1000Research*, 9, 1–14. <https://doi.org/10.12688/F1000RESEARCH.22499.3>
43. Galeotti, A., D'Antò, V., Gentile, T., Galanakis, A., Giancristoforo, S., Uomo, R., & Romeo, U. (2014). Er:YAG Laser Dental Treatment of Patients Affected by Epidermolysis Bullosa. *Case Reports in Dentistry*, 2014, 1–6. <https://doi.org/10.1155/2014/421783>
44. Garwin, Laura., & Lincoln, Tim. (2003). *A century of nature : twenty-one discoveries that changed science and the world*. 360.
45. Giachetti, L., Bertini, F., Bambi, C., Nieri, M., & Russo, D. S. (2010). A Randomized Clinical Trial Comparing At-Home and In-Office Tooth Whitening Techniques: A nine-month follow-up. *The Journal of the American Dental Association*, 141(11), 1357–1364. <https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.2010.0081>
46. Gökyay, O., Müjdeci, A., & Algin, E. (2005). In vitro peroxide penetration into the pulp chamber from newer bleaching products. *International endodontic journal*, 38(8), 516–520. <https://doi.org/10.1111/J.1365-2591.2005.00979.X>
47. Goldman, L., Goldman, B., & Lieu, N. Van. (1987). Current laser dentistry. *Lasers in surgery and medicine*, 6(6), 559–562. <https://doi.org/10.1002/LSM.1900060616>

48. Goracci, C., Franchi, L., Vichi, A., & Ferrari, M. (2016). Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: A systematic review of the clinical evidence. *European Journal of Orthodontics*, 38(4), 422–428. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjv077>
49. Gráfová, L., Kašparová, M., Kakawand, S., Procházka, A., & Dostálová, T. (2013). Study of edge detection task in dental panoramic radiographs. *Dentomaxillofacial Radiology*, 42(7). <https://doi.org/10.1259/DMFR.20120391>
50. Grøn, P., van Campen, G. J., & Lindstrom, I. (1967). Human dental calculus. Inorganic chemical and crystallographic composition. *Archives of oral biology*, 12(7), 829–837. [https://doi.org/10.1016/0003-9969\(67\)90105-7](https://doi.org/10.1016/0003-9969(67)90105-7)
51. Habibah, T. U., Amlani, D. V., & Brizuela, M. (2022). Hydroxyapatite Dental Material. *StatPearls*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK513314/>
52. Hampé-Kautz, V., Salehi, A., Senger, B., & Etienne, O. (2020). A comparative in vivo study of new shade matching procedures. *International Journal of Computerized Dentistry*, 23(4), 317–323.
53. Hao, W., Liu, Y., Zhou, H., Chen, H., & Fang, D. (2018). Preparation and characterization of 3D printed continuous carbon fiber reinforced thermosetting composites. *Polymer Testing*, 65, 29–34. <https://doi.org/10.1016/J.POLYMERTESTING.2017.11.004>
54. Hassel, A. J., Zenthöfer, A., Corcodel, N., Hildenbrandt, A., Reinelt, G., & Wiesberg, S. (2013). Determination of VITA Classical shades with the 3D-Master shade guide. *Acta odontologica Scandinavica*, 71(3–4), 721–726. <https://doi.org/10.3109/00016357.2012.715197>
55. HEWLETT PACKARD. (2012). *Analytical Chemistry*, 51(12), 1188A-1189A. <https://doi.org/10.1021/AC50048A728>
56. Hitzler, L., Alifui-Segbaya, F., Williams, P., Heine, B., Heitzmann, M., Hall, W., Merkel, M., & Öchsner, A. (2018). Additive manufacturing of cobalt-based dental alloys: Analysis of microstructure and physicomechanical properties. *Advances in Materials Science and Engineering*, 2018. <https://doi.org/10.1155/2018/8213023>
57. Horst, D. J., Duvoisin, C. A., & Vieira, R. D. A. (2018). Additive Manufacturing at Industry 4.0: a Review. *International Journal of Engineering*.
58. *How to calculate 3D printing costs? - Original Prusa 3D Printers*. Ziskáno 16. prosince 2023, z https://blog.prusa3d.com/how-to-calculate-printing-costs_38650/

59. Hull, C. W., & Arcadia, C. (1984). *Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography.*
60. Chalmers, E. V., McIntyre, G. T., Wang, W., Gillgrass, T., Martin, C. B., & Mossey, P. A. (2016). Intraoral 3D Scanning or Dental Impressions for the Assessment of Dental Arch Relationships in Cleft Care: Which is Superior? *The Cleft palate-craniofacial journal: official publication of the American Cleft Palate-Craniofacial Association*, 53(5), 568–577. <https://doi.org/10.1597/15-036>
61. Chiu, A., Chen, Y. W., Hayashi, J., & Sadr, A. (2020). Accuracy of CAD/CAM Digital Impressions with Different Intraoral Scanner Parameters. *Sensors 2020, Vol. 20, Page 1157, 20(4)*, 1157. <https://doi.org/10.3390/S20041157>
62. Ianko, T., Panov, S., Sushchyns, O., Pylypenko, M., & Dmytrenko, O. *ZIRCONIUM ALLOY POWDERS FOR MANUFACTURE OF 3D PRINTED ARTICLES USED IN NUCLEAR POWER INDUSTRY. 113*, 148–153.
63. Irusa, K., Alrahaem, I. A., Ngoc, C. N., & Donovan, T. (2022). Tooth whitening procedures: A narrative review. *Dentistry Review*, 2(3), 100055. <https://doi.org/10.1016/J.DENTRE.2022.100055>
64. Joda, T., Matthisson, L., & Zitzmann, N. U. (2020). Impact of aging on the accuracy of 3d-printed dental models: An in vitro investigation. *Journal of Clinical Medicine*, 9(5). <https://doi.org/10.3390/JCM9051436>
65. Joiner, A. (2006). The bleaching of teeth: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 34(7), 412–419. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2006.02.002>
66. Jones, R., Haufe, P., Sells, E., Iravani, P., Olliver, V., Palmer, C., & Bowyer, A. (2011). RepRap – the replicating rapid prototyper. *Robotica*, 29(1), 177–191. <https://doi.org/10.1017/S026357471000069X>
67. Kalman, L. (2020). Development of a novel dental shade determination application. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 14(1), 73. <https://doi.org/10.34172/JODDD.2020.011>
68. Karanjkar, R. R., Preshaw, P. M., Ellis, J. S., & Holliday, R. (2023). Effect of tobacco and nicotine in causing staining of dental hard tissues and dental materials: A systematic review and meta-analysis. *Clinical and Experimental Dental Research*, 9(1), 150. <https://doi.org/10.1002/CRE2.683>
69. Kašparová, M., Gráfová, L., Dvořák, P., Dostálová, T., Procházka, A., Eliášová, H., Průša, J., & Kakawand, S. (2013). Possibility of reconstruction of dental plaster

- cast from 3D digital study models. *Biomedical engineering online*, 12(1). <https://doi.org/10.1186/1475-925X-12-49>
70. Kašparová, M., Halamová, S., Dostálová, T., & Procházka, A. (2018). Intra-oral 3D scanning for the digital evaluation of dental arch parameters. *Applied Sciences (Switzerland)*, 8(10). <https://doi.org/10.3390/APP8101838>
71. Kašparová, M., Procházka, A., Grajciarová, L., Yadollahi, M., Vyšata, O., & Dostálová, T. (2014). Evaluation of dental morphometrics during the orthodontic treatment. *BioMedical Engineering Online*, 13(1). <https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-68>
72. Khorsandi, D., Fahimipour, A., Abasian, P., Saber, S. S., Seyedi, M., Ghanavati, S., Ahmad, A., De Stephanis, A. A., Taghavinezhaddilami, F., Leonova, A., Mohammadinejad, R., Shabani, M., Mazzolai, B., Mattoli, V., Tay, F. R., & Makvandi, P. (2021). 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta biomaterialia*, 122, 26–49. <https://doi.org/10.1016/J.ACTBIO.2020.12.044>
73. Kim, D., Lim, J. Y., Shim, K. W., Han, J. W., Yi, S., Yoon, D. H., Kim, K. N., Ha, Y., Ji, G. Y., & Shin, D. A. (2017). Sacral Reconstruction with a 3D-Printed Implant after Hemisacrectomy in a Patient with Sacral Osteosarcoma: 1-Year Follow-Up Result. *Yonsei medical journal*, 58(2), 453–457. <https://doi.org/10.3349/YMJ.2017.58.2.453>
74. Kodama, H., Kodama, & Hideo. (1981). Automatic method for fabricating a three-dimensional plastic model with photo-hardening polymer. *RScI*, 52(11), 1770–1773. <https://doi.org/10.1063/1.1136492>
75. Kwon, S. R., & Wertz, P. W. (2015). Review of the Mechanism of Tooth Whitening. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 27(5), 240–257. <https://doi.org/10.1111/JERD.12152>
76. Leukers, B., Gülkan, H., Irsen, S. H., Milz, S., Tille, C., Schieker, M., & Seitz, H. (2005). Hydroxyapatite scaffolds for bone tissue engineering made by 3D printing. *Journal of materials science. Materials in medicine*, 16(12), 1121–1124. <https://doi.org/10.1007/S10856-005-4716-5>
77. Lima, D. A. N. L., Aguiar, F. H. B., Liporoni, P. C. S., Munin, E., Ambrosano, G. M. B., & Lovadino, J. R. (2009). In vitro evaluation of the effectiveness of bleaching agents activated by different light sources. *Journal of prosthodontics :*

- official journal of the American College of Prosthodontists*, 18(3), 249–254.
<https://doi.org/10.1111/J.1532-849X.2008.00420.X>
78. Liu, Z., Zhang, L., Yu, E., Ying, Z., Zhang, Y., Liu, X., & Eli, W. *Modification of Glass Fiber Surface and Glass Fiber Reinforced Polymer Composites Challenges and Opportunities: From Organic Chemistry Perspective*.
79. Luk, K., Zhao, I. S., Gutknecht, N., & Chu, C. H. (2019). Use of carbon dioxide lasers in dentistry. *Lasers in Dental Science*, 3(1). <https://doi.org/10.1007/S41547-018-0047-Y>
80. Luke, A. M., Mathew, S., Altawash, M. M., & Madan, B. M. (2019). Lasers: A Review With Their Applications in Oral Medicine. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 10(4), 324. <https://doi.org/10.15171/JLMS.2019.52>
81. Maran, B. M., Ziegelmann, P. K., Burey, A., de Paris Matos, T., Loguercio, A. D., & Reis, A. (2019). Different light-activation systems associated with dental bleaching: a systematic review and a network meta-analysis. *Clinical Oral Investigations* 23:4, 23(4), 1499–1512. <https://doi.org/10.1007/S00784-019-02835-X>
82. Marcondes, M., Paranhos, M. P. G., Spohr, A. M., Mota, E. G., Da Silva, I. N. L., Souto, A. A., & Burnett, L. H. (2009). The influence of the Nd:YAG laser bleaching on physical and mechanical properties of the dental enamel. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 90(1), 388–395. <https://doi.org/10.1002/JBM.B.31297>
83. Martin, J. H., Yahata, B. D., Hundley, J. M., Mayer, J. A., Schaedler, T. A., & Pollock, T. M. (2017). 3D printing of high-strength aluminium alloys. *Nature* 2017 549:7672, 549(7672), 365–369. <https://doi.org/10.1038/nature23894>
84. *Mastering 3D Printing (Technology in Action): Horvath, Joan: 9781484200261: Amazon.com: Books.* Získáno 20. září 2023, z <https://www.amazon.com/Mastering-3D-Printing-Technology-Action/dp/1484200268>
85. Mazzoli, A. (2013). Selective laser sintering in biomedical engineering. *Medical & biological engineering & computing*, 51(3), 245–256. <https://doi.org/10.1007/S11517-012-1001-X>
86. McDaniel, D. H., Ash, K., Lord, J., Newman, J., & Zukowski, M. (1997). The erbium: YAG laser: A review and preliminary report on resurfacing of the face,

- neck, and hands. *Aesthetic Surgery Journal*, 17(3), 157–164. [https://doi.org/10.1016/S1090-820X\(97\)80036-2](https://doi.org/10.1016/S1090-820X(97)80036-2)
87. Micallef, J. (2015). Timeline of 3D Printing Design Milestones. *Beginning Design for 3D Printing*, 397–401. https://doi.org/10.1007/978-1-4842-0946-2_14
88. Moncada, G., Sepúlveda, D., Elphick, K., Contente, M., Estay, J., Bahamondes, V., Fernandez, E., Oliveira, O. B., & Martin, J. (2013). Effects of Light Activation, Agent Concentration, and Tooth Thickness on Dental Sensitivity After Bleaching. *Operative Dentistry*, 38(5), 467–476. <https://doi.org/10.2341/12-335-C>
89. Mondelli, R. F. L., Soares, A. F., Pangrazio, E. G. K., Wang, L., Ishikiriyama, S. K., & Bombonatti, J. F. S. (2016). Evaluation of temperature increase during in-office bleaching. *Journal of Applied Oral Science*, 24(2), 136–141. <https://doi.org/10.1590/1678-775720150154>
90. Mörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association*, 137(9 SUPPL.). <https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.2006.0398>
91. Murr, L. E. (2016). Frontiers of 3D Printing/Additive Manufacturing: from Human Organs to Aircraft Fabrication. *Journal of Materials Science & Technology*, 32(10), 987–995. <https://doi.org/10.1016/J.JMST.2016.08.011>
92. Nam, S. H., Choi, B. B. R., & Kim, G. C. (2021). The Whitening Effect and Histological Safety of Nonthermal Atmospheric Plasma Inducing Tooth Bleaching. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(9), 4714. <https://doi.org/10.3390/IJERPH18094714>
93. Nathoo, S. A. (1997). THE CHEMISTRY AND MECHANISMS OF EXTRINSIC AND INTRINSIC DISCOLORATION. *The Journal of the American Dental Association*, 128(4 SUPPL.), 6S-10S. <https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.1997.0428>
94. Neel, E. A. A., Aljabo, A., Strange, A., Ibrahim, S., Coathup, M., Young, A. M., Bozec, L., & Mudera, V. (2016). Demineralization–remineralization dynamics in teeth and bone. *International Journal of Nanomedicine*, 11, 4743. <https://doi.org/10.2147/IJN.S107624>
95. Nematianaraki, S., Fekrazad, R., Naghibi, N., Kalhori, K. A. M., & Brugnera Junior, A. (2015). Effects of the bleaching procedures on enamel micro-hardness: Plasma Arc and diode laser comparison. *Laser Therapy*, 24(3), 173. <https://doi.org/10.5978/ISLSM.15-OR-10>

96. Nesic, D., Schaefer, B. M., Sun, Y., Saulacic, N., & Sailer, I. (2020). 3D Printing Approach in Dentistry: The Future for Personalized Oral Soft Tissue Regeneration. *Journal of Clinical Medicine*, 9(7), 1–21. <https://doi.org/10.3390/JCM9072238>
97. Nocar, A., Horáček, M., Dostálová, T., & Trojanová, J. (2022). DENTAL AND SKELETAL CHANGES OF THE MAXILLA AFTER RAPID MAXILLARY EXPANSION. *Česká stomatologie/Praktické zubní lékařství*, 122(3), 79–86. <https://doi.org/10.51479/CSPZL.2022.006>
98. Nogueira, M. S., Brugnera Junior, A., Bagnato, V. S., & Panhóca, V. H. (2021). Evaluation of the Whitening Effectiveness of Violet Illumination Alone or Combined with Hydrogen Peroxide Gel. *Photobiomodulation, photomedicine, and laser surgery*, 39(6), 395–402. <https://doi.org/10.1089/PHOTOB.2020.4846>
99. Nulty, A. B. (2021). A comparison of full arch trueness and precision of nine intra-oral digital scanners and four lab digital scanners. *Dentistry Journal*, 9(7). <https://doi.org/10.3390/DJ9070075>
100. *Our Story | Original Prusa 3D printers directly from Josef Prusa*. Získáno 21. února 2024, z https://www.prusa3d.com/en/page/our-story_875/
101. Owen, D., Hickey, J., Cusson, A., Ayeni, O. I., Rhoades, J., Deng, Y., Zhang, Y., Wu, L., Park, H. Y., Hawaldar, N., Raikar, P. P., Jung, Y. G., & Zhang, J. (2018). 3D printing of ceramic components using a customized 3D ceramic printer. *Progress in Additive Manufacturing*, 3(1–2), 3–9. <https://doi.org/10.1007/S40964-018-0037-3/METRICS>
102. Panhóca, V. H., Rastelli, A. N. de S., Zanin, F. A. A., Brugnera Junior, A., & Bagnato, V. S. (2016). A comparative in vitro study of heating intrapulpal applying blue and violet light in tooth whitening. *Journal of Japanese Society for Laser Dentistry*, 27, 106. <https://repositorio.usp.br/item/002837704>
103. Park, H. S., & Shah, C. (2015). Development of high speed and high accuracy 3D dental intra oral scanner. *Procedia Engineering*, 100(January), 1174–1181. <https://doi.org/10.1016/J.PROENG.2015.01.481>
104. Park, M. E., & Shin, S. Y. (2018). Three-dimensional comparative study on the accuracy and reproducibility of dental casts fabricated by 3D printers. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(5), 861.e1-861.e7. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2017.08.020>

105. Patil, U., & Dhami, L. (2008). Overview of lasers. *Indian Journal of Plastic Surgery: Official Publication of the Association of Plastic Surgeons of India*, 41(Suppl), S101. <https://doi.org/10.1055/s-0039-1700481>
106. Persson, A. S. K., Odén, A., Andersson, M., & Sandborgh-Englund, G. (2009). Digitization of simulated clinical dental impressions: Virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dental Materials*, 25(7), 929–936. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.01.100>
107. Piedra-Cascón, W., Methani, M. M., Quesada-Olmo, N., Jiménez-Martínez, M. J., & Revilla-León, M. (2021). Scanning accuracy of nondental structured light extraoral scanners compared with that of a dental-specific scanner. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(1), 110–114. <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2020.04.009>
108. Procházka, A., Dostálová, T., Kašparová, M., Vyšata, O., Charvátová, H., Sanei, S., & Mařík, V. (2019). Augmented reality implementations in stomatology. *Applied Sciences (Switzerland)*, 9(14). <https://doi.org/10.3390/APP9142929>
109. Procházka, A., Kašparová, M., Yadollahi, M., Vyšata, O., & Grajciarová, L. (2015). Multi-camera systems use for dental arch shape measurement. *Visual Computer*, 31(11), 1501–1509. <https://doi.org/10.1007/S00371-014-1029-Z>
110. Procházka, A., Vyšata, O., & Mařík, V. (2021). Integrating the Role of Computational Intelligence and Digital Signal Processing in Education: Emerging Technologies and Mathematical Tools. *IEEE Signal Processing Magazine*, 38(3), 154–162. <https://doi.org/10.1109/MSP.2021.3058634>
111. Ragain, J. C. (2016). A Review of Color Science in Dentistry: Shade Matching in the Contemporary Dental Practice. *Journal of Dentistry, Oral Disorders & Therapy*, 4(2), 01–05. <https://doi.org/10.15226/JDODT.2016.00156>
112. Reddy, M. S., Shetty, S. R., Shetty, R. M., Vannala, V., Shakeel, S. K., & Rajasekar, S. (2020). Focus on periodontal engineering by 3D printing technology a systematic review. *J. oral res. (Impresa)*, 9(6), 522–531. <https://doi.org/10.17126/JORALRES.2020.093>
113. Richert, R., Goujat, A., Venet, L., Viguie, G., Viennot, S., Robinson, P., Farges, J. C., Fages, M., & Ducret, M. (2017). Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *Journal of healthcare engineering*, 2017. <https://doi.org/10.1155/2017/8427595>

114. Sabbah, A., Romanos, G., & Delgado-Ruiz, R. (2021). Impact of layer thickness and storage time on the properties of 3D-printed dental dies. *Materials*, *14*(3), 1–10. <https://doi.org/10.3390/MA14030509>
115. Sanda, M., Miyoshi, K., & Baba, K. (2021). Trueness and precision of digital implant impressions by intraoral scanners: a literature review. *International Journal of Implant Dentistry*, *7*(1). <https://doi.org/10.1186/S40729-021-00352-9>
116. Sathishkumar, T. P., Satheeshkumar, S., & Naveen, J. (2014). Glass fiber-reinforced polymer composites – a review. <http://dx.doi.org/10.1177/0731684414530790>, *33*(13), 1258–1275.
117. Savková, N., Harvan, E., Jusku, A., Saygili, S., Jezdinská, K., & Hulvert, J. (2021). SUMMARY OF KNOWLEDGE ABOUT 3D PRINTING AND ITS USE IN DENTISTRY. *Česká stomatologie/Praktické zubní lékařství*, *121*(2), 55–64. <https://doi.org/10.51479/CSPZL.2021.008>
118. Seelbach, P., Brueckel, C., & Wöstmann, B. (2013). Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clinical Oral Investigations*, *17*(7), 1759–1764. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0864-4>
119. Son, J. H., An, J. H., Kim, B. K., Hwang, I. N., Park, Y. J., & Song, H. J. (2012). Effect of laser irradiation on crystalline structure of enamel surface during whitening treatment with hydrogen peroxide. *Journal of Dentistry*, *40*(11), 941–948. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2012.07.015>
120. Son, K., Lee, W. S., & Lee, K. B. (2021). Effect of different software programs on the accuracy of dental scanner using three-dimensional analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *18*(16). <https://doi.org/10.3390/IJERPH18168449>
121. Sri, I., Meghana, S., Bhat, A. R., Bhandary, R., & Thomas, B. (2023). Potential of Lasers in the Realm of Aesthetic Dentistry: A Narrative Review. *J Health Allied Sci NU*, *13*, 313–322. <https://doi.org/10.1055/s-0042-1758031>
122. Stamm, J. W. (2007). Multi-function toothpastes for better oral health: a behavioural perspective. *International Dental Journal*, *57*, 351–363.
123. Stamp, J. (1989). Medical lasers. *NATNews*, *26*(12), 14–15. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-092397-0.50008-X>
124. Stevens, D. R., Flores-Mir, C., Nebbe, B., Raboud, D. W., Heo, G., & Major, P. W. (2006). Validity, reliability, and reproducibility of plaster vs digital study models: comparison of peer assessment rating and Bolton analysis and their

- constituent measurements. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 129(6), 794–803. <https://doi.org/10.1016/J.AJODO.2004.08.023>
125. Sulieman, M. (2005). An overview of tooth discoloration: extrinsic, intrinsic and internalized stains. *Dental update*, 32(8). <https://doi.org/10.12968/DENU.2005.32.8.463>
126. Sun, G., & Tunér, J. (2004). Low-level laser therapy in dentistry. *Dental clinics of North America*, 48(4), 1061–1076. <https://doi.org/10.1016/J.CDEN.2004.05.004>
127. Sundfeld, R. H., Sundfeld-Neto, D., Machado, L. S., Franco, L. M., Fagundes, T. C., & Briso, A. L. F. (2014). Microabrasion in tooth enamel discoloration defects: three cases with long-term follow-ups. *Journal of Applied Oral Science*, 22(4), 347. <https://doi.org/10.1590/1678-775720130672>
128. Susic, I., Travar, M., & Susic, M. (2017). The application of CAD / CAM technology in Dentistry. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 200(1), 012020. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/200/1/012020>
129. Šulc, J., & Jelínková, H. (2013). Solid-state lasers for medical applications. *Lasers for Medical Applications: Diagnostics, Therapy and Surgery*, 127–176. <https://doi.org/10.1533/9780857097545.2.127>
130. Tahayeri, A., Morgan, M. C., Fugolin, A. P., Bompolaki, D., Athirasala, A., Pfeifer, C. S., Ferracane, J. L., & Bertassoni, L. E. (2018). 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental Materials*, 34(2), 192–200. <https://doi.org/10.1016/J.DENTAL.2017.10.003>
131. Tang, X., & Yu, Y. (2015). Electrospinning preparation and characterization of alumina nanofibers with high aspect ratio. *Ceramics International*, 41(8), 9232–9238. <https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2015.04.157>
132. Tofail, S. A. M., Koumoulos, E. P., Bandyopadhyay, A., Bose, S., O'Donoghue, L., & Charitidis, C. (2018). Additive manufacturing: scientific and technological challenges, market uptake and opportunities. *Materials Today*, 21(1), 22–37. <https://doi.org/10.1016/J.MATTOD.2017.07.001>
133. Trevisan, F., Calignano, F., Aversa, A., Marchese, G., Lombardi, M., Biamino, S., Ugues, D., & Manfredi, D. (2018). Additive manufacturing of titanium alloys in the biomedical field: processes, properties and applications. *Journal of Applied*

- Biomaterials and Functional Materials*, 16(2), 57–67.
https://doi.org/10.5301/JABFM.5000371/ASSET/IMAGES/LARGE/10.5301_JABFM.5000371-FIG3.JPEG
134. Turkyilmaz, I., & Wilkins, G. N. (2021). 3D printing in dentistry – Exploring the new horizons. *Journal of Dental Sciences*, 16(3), 1037–1038.
<https://doi.org/10.1016/J.JDS.2021.04.004>
135. Uhlmann, E., Kersting, R., Klein, T. B., Cruz, M. F., & Borille, A. V. (2015). Additive Manufacturing of Titanium Alloy for Aircraft Components. *Procedia CIRP*, 35, 55–60. <https://doi.org/10.1016/J.PROCIR.2015.08.061>
136. US20040237822A1 - Ink-jet printing of viable cells - Google Patents. Získáno 20. září 2023, z <https://patents.google.com/patent/US20040237822?q=ininventor:%22Thomas+Boland%22+bioprinting%26hl%3den%26sa%3dX%26ved%3d0ahUKEwj7oW0s67UAhXKbz4KHUBZC1cQ6AEIMDAC>
137. Úspěšné řešení IP projektu – Tisk anatomických modelů pomocí 3D tisku | 2. lékařská fakulta Univerzity Karlovy. Získáno 16. prosince 2023, z <https://www.lf2.cuni.cz/node/370183>
138. UV-Vis spectrophotometer product guide Powerful spectroscopy for accurate analysis. Získáno 16. prosince 2023, z <https://assets.thermofisher.com>
139. Van der Meer, W. J., Andriessen, F. S., Wismeijer, D., & Ren, Y. (2012). Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PloS one*, 7(8). <https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0043312>
140. Vats, S., Sinha, D. J., Singh, S., Rathi, R., Jha, S., & Singh, I. (2023). Effect of remineralizing agent on laser and nonlaser bleached enamel surfaces subjected to erosion: An in vitro study. *Journal of conservative dentistry : JCD*, 26(4), 388. https://doi.org/10.4103/JCD.JCD_139_23
141. Verma, S. K., Maheshwari, S., Singh, R. K., & Chaudhari, P. K. (2012). Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice. *National Journal of Maxillofacial Surgery*, 3(2), 124. <https://doi.org/10.4103/0975-5950.111342>
142. Walsh, L. J. (2000). Safety issues relating to the use of hydrogen peroxide in dentistry. *Australian dental journal*, 45(4), 257–269. <https://doi.org/10.1111/J.1834-7819.2000.TB00261.X>

143. Wang, X., Jiang, M., Zhou, Z., Gou, J., & Hui, D. (2017). 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective. *Composites Part B: Engineering*, *110*, 442–458. <https://doi.org/10.1016/J.COMPOSITESB.2016.11.034>
144. Wohlers, T., & Gornet, T. (2015). *History of Additive Manufacturing*. Získáno 10. září 2023, z <https://wohlersassociates.com/wp-content/uploads/2022/08/history2015.pdf>
145. Yadollahi, M., Procházka, A., Kašparová, M., & Vyšata, O. (2015). The use of combined illumination in segmentation of orthodontic bodies. *Signal, Image and Video Processing*, *9*(1), 243–250. <https://doi.org/10.1007/S11760-014-0653-4>
146. Yimenu, D. K., Adelo, E. S., Siraj, E. A., Kassie, T. A., Woldeeslassie Hammeso, W., Demeke, C. A., & Emiru, Y. K. (2020). Health Professionals Oral Health Knowledge and Practice: Unleashing the Hidden Challenges. *Journal of Multidisciplinary Healthcare*, *13*, 459. <https://doi.org/10.2147/JMDH.S254964>
147. Yuzbasioglu, E., Kurt, H., Turunc, R., & Bilir, H. (2014). Comparison of digital and conventional impression techniques: Evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*, *14*(1). <https://doi.org/10.1186/1472-6831-14-10>
148. Zhang, C., Wang, X., Kinoshita, J. I., Zhao, B., Toko, T., Kimura, Y., & Matsumoto, K. (2007). Effects of KTP Laser Irradiation, Diode Laser, and LED on Tooth Bleaching: A Comparative Study. <https://home.liebertpub.com/pho>, *25*(2), 91–95. <https://doi.org/10.1089/PHO.2006.2025>
149. Zocca, A., Günster, J., Zocca, A., Lima, P., & Günster, J. (2017). LSD-based 3D printing of alumina ceramics. *J. Ceram. Sci. Tech*, 8–9. <https://doi.org/10.4416/JCST2016-00103>

10. SEZNAM PUBLIKACÍ

Původní vědecké práce in extenso, které jsou podkladem disertace.

1. **Nocar, A.**, Procházka, A., Kloubcová, M., Hyšpler, P., Schatz, M., & Dostálová, T. (2023). A Three-Year Prospective Study Comparing Stereolithography Printed Models to Classical Impression and Plaster Cast Models in Orthodontic Therapy: A 3D Objectification Approach. *Applied Sciences*, 13(13):7542. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/app13137542>.

IF₂₀₂₂ = 2,7, Kvartil₂₀₂₂ = Q2

2. Dostálová, T., Kratochvíl, J., Jelínková, H., **Nocar, A.**, & Vavříčková, L. (2023). Blue (0.44 μm) and red (1.7 μm) diode laser activated bleaching—dental shade changes determination. *Laser Physics Letters*, 20(3), 035601. Dostupné z: <https://doi.org/10.1088/1612-202X/ACB3C9>.

IF₂₀₂₂ = 1,7, Kvartil₂₀₂₂ = Q3

3. Dostálová, T., Jelínková, H., Kratochvíl, J., Říha, A., Šulc, J., Němec, M., **Nocar, A.**, Bradna, P., & Pečenka, J. (2020). Diode activated home bleaching techniques with stereolithographic models and trays. Proc. SPIE 11217, *Lasers in Dentistry*, XXVI, 1121704. Dostupné z: <https://doi.org/10.1117/12.2543704>.

Původní vědecké práce in extenso bez vztahu k tématu disertace

1. **Nocar, A.**, Horáček, M., Dostálová, T., & Trojanová, J. (2022). Dentální a skeletální změny maxily po rychlé maxilární expanzi. *Česká stomatologie/Praktické zubní lékařství*, 122(3), s. 79–86. Dostupné z: <https://doi.org/10.51479/CSPZL.2022.006>.

2. Macháček, Š., **Nocar, A.**, Dušková, M., & Dostálová, T. Sanace fokusů v dutině ústní před náhradou srdeční chlopně. *Cor et Vasa*. 2020;62(1):56-59. Dostupné z: <https://doi:10.33678/cor.2019.071>.

3. Trojanová, J., Dostálová, T., Horáček, M., & **Nocar, A.** Rychlá maxilární expanze a její působení na skelet maxily. *Ortodoncie*, 2022, vol. 31, s. 207-221. ISSN 1210-4272.

4. Jelínková, S., Dostálová, T., Dušková, M., **Nocar, A.**, & Hrdlička, M. Pacient s poruchou autistického spektra – přehled tří nejčastějších metod ošetření s praktickým návodem. *LKS: Časopis České stomatologické komory*, 2021, vol. 31, s. 104-110. ISSN 1210-3381.

Přednášky, plakátová sdělení na odborných setkáních.

1. XXII. Kongres České ortodontické společnosti 8. 10. 2022 - Ortodontický pacient v křesle dentální hygienistky

2. Vědecká konference 2. LF UK 12. 10. 2022 - 3D CBCT analýza dentálních a skeletálních změn maxily po rychlé maxilární expanzi (RME)

3. VIII. Podzimní konference ADH ČR 13. 11. 2022 - Orto aparát Hyrax a konzervativní léčba onemocnění TMK

4. Mezioborové dny OSPDL ČLA JEP 26. 11. 2022 - Ortodontická terapie a jednotlivé druhy aparátů

5. Vědecká konference 2. LF UK 1. 11. 2023 - Tříletá prospektivní studie srovnávající 3D vytištěné modely s klasicky otisknutými a sádrovými modely v ortodontické terapii

11. PŘÍLOHY