

Miskolc Egyetem,
Anyag- és Vegyészmérnöki Kar,
Anyagmérnök MSc,
Polimermérnöki szakirány



TDK dolgozat

Modern fogpótlások anyagtudományi vonatkozásai

Modern fogprotézisek vizsgálata

Konzulens:

Dr. Szabóné Dr. Kollár Mariann
Egyetemi docens
Kerámia- és Polimermérnöki Intézet

Készítette:

Arany Balázs
NK-N58XH3
Anyagmérnök MSc hallgató

Miskolc

2022.

Tartalomjegyzék

Tartalomjegyzék.....	2
Köszönetnyilvánítás	3
1. Bevezetés.....	4
2. Modern fogprotézis ismertetése	5
2.1. Fogpótlás története [2]	5
2.2. Műfogsor készítése.....	6
2.3. Felmerülő problémák	9
3. Vizsgálati leírás	10
3.1. Vizsgált alapanyagok és mintaelőkészítés	10
3.2. Elvégzett vizsgálatok.....	12
3.2.1. Színmérés	12
3.2.2. Keménységmérés, Shore D [4].....	14
3.2.3. FTIR vizsgálat	14
3.2.4. Röntgen besugárzás [5]	15
4. Eredmények.....	16
4.1. Színmérési eredmények.....	17
4.2. Shore D keménységmérés eredményei.....	20
4.3. FTIR vizsgálat eredményei	21
4.4. Röntgen sugárzás utáni Shore D keménységvizsgálat	24
5. Következtetés	25
Irodalomjegyzék.....	26
Mellékletek.....	27

Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretnék köszönetet mondani témavezetőmnek, Dr. Szabóné Dr. Kollár Mariann tanárnőnek, hogy szaktudásával, tanácsaival és lelkiismeretes kutatómunkájával nyújtott segítséget ezen dolgozat elkészítésében.

Szeretnék köszönetet nyilvánítani Pilz György fogtechnikus mester és szakoktatónak, hogy szakdolgozatom létrejöttéhez elengedhetetlen mintákat és műfogsor készítési jegyzetet biztosított.

Végül pedig szeretnék köszönetet mondani Tasnádi Ildikó műszaki szolgáltatónak és Dr. Szabó Tamás tanár úrnak, hogy segített a mintáim vizsgálatában.

1. Bevezetés

Az életkor előrehaladtával a műfogsor hatalmas segítséget jelent, Magyarországra nézve manapság a fogágybetegségek (és a fogszuvasodás) népbetegségnek számítanak.[1] Ebből adódóan a későbbiek során sok embernek kell szembesülnie, hogy részben hiányos vagy teljesen hiányos fogazatuk lesz idővel a helytelen szájhigiénia vagy más okok, például betegség miatt.

Témaválasztásom indoklása a pusztán kíváncsiságon túl, hogy dolgozatommal felhívjam a figyelmet a korábban említett betegség(ek) miatt a prevencióra, továbbá a széles körben elterjedt műfogsorok milyen hatásoknak vannak kitéve használat a napi rutin során.

Úgy gondolom, hogy a felelőtlen műfogsor helytelen használata és gondozása további károsodáshoz, esetleg élettartam csökkenéshez és a fogtechnikusi ajánlás előtti cseréjéhez vezethet. Ezen lehetőségek feltárása után próbáltam megfogalmazni egyfajta ajánlást, hogy mely folyadékok minimalizálása javasolt. Ugyanis elképzeléseim szerint azok a folyadékok, amelyek a fogzománcre károsan hatnak, azok a protézisre is hatással lehetnek.

Korábban az egyetem Egészségtudományi Karon végzett tanulmányaim során tapasztalt problémát is vizsgáltam, hogyha a fogprotézisre a röntgenvizsgálatok során alkalmazott sugárzás hat, milyen eltéréseket tapasztalhatunk.

2. Modern fogprotézis ismertetése

2.1. Fogpótlás története [2]

Az emberiség története során számos példát találhatunk arra, hogyan próbálták meg pótolni hiányos fogazatukat vagy éppen megtartani rögzítéssel a mozgó fogukat az emberek. Ám kezdetben a műfogsor díszítésre szolgált, mintsem rágásra.

Ahogy kezdett kiszélesedni a fogszuvasodást, később fogágybetegséget okozó termékek palettája, mint például a cukor, úgy vált egyre szükségessé a fogpótlás gondolata. Az első fog transzplantációjára 1564-ben került sor, amit Ambroise Paré végzett el.

A világtörténet első emlékeztető fogpótlására a 18. század végéig kellett várni, George Washingtonéra. Az amerikai dollár bankjegyen látható, hogy az arca valamelyest „szenvet” a rosszul illeszkedő fogsorok miatt. George Washington idejében gyakran elefántcsontból vagy bálnacsontból készítették, de nem volt ritka, hogy exhumált testekből kihúzott fogakat használtak (pl. Waterloo-i csata). Ezeket a fogpótlási módszereket a 19. század elejére kialakult a modern fogorvoslás és felváltotta a fenti fogpótlási módszereket a porcelán. Viszont ezeknél a rögzítés tapasztalatok alapján elviselhetetlen, erős rugalmassággal voltak jellemezhetőek. Egy évszázaddal később pedig megjelentek a rögzített hídszerkezetek és tartólemezek. Például, ha Sir Winston Churchill nem viselt volna egy különleges műfogsort tartó aranylemezt, érthetlenné váltak volna háborús beszédei.

A múlt század közepére a fájdalom csökkentése érdekében feltalálták dinitrogén-oxidos érzéstelenítést és a vulkanizált kaucsukot (ebonit). Ez az innováció lehetővé tette, hogy a műfogak szélesben elterjedhessenek a világban, amiket később az egészségbiztosítási rendszerek rögzítőszert is biztosítottak a műfogakhoz.

Napjainkig elmondható, hogy sokféle műfog(sor) létezik. Manapság nem feltétlenül szükséges komoly beavatkozás az elkészítésükhöz – ergo kevesebb kellemetlen érzéssel jár, fájdalom pedig egyáltalán nem jelentkezik. Ápolásuk, tisztításuk könnyű.

2.2. Műfogsor készítése

Fontos megjegyezni, hogy gondos tervezéssel, a fogorvos és fogtechnikus, valamint a közreműködő páciens segítségével lehet megfelelő teljes fogpótlást készíteni! A műfogsor készítésére vonatkozó szabvány ISO 20795-1-2013 EN (4.melléklet).

A protézis a nyálkahártyával fedett csontos alapzaton fekszik az anatómiai képletek figyelembevételével. Az alsó és teljes fogsornak három része van: alaplemez, műfogak, műíny. Az alaplemeznek az az egyik funkciója is egyben, hogy a rágónyomást átviszi az anatómiai képletekbe.

A fentebb említett három rész feladata rágószerv funkcióképesség- és az arc esztétikájának helyreállítása. Továbbá részt vesz a hangképzésben, fonetika helyreállításában. Egyebekben pszichés zavarok (hiányzó fogazat), szocializációs problémák megszüntetésében.

A műfogsor anyagai többfélék lehetnek, mint például normál „polimerizátum” (por halmazállaptú), ami nedves, hőre keményedő eljárással küvettába préselnek, de lehet „autopolimerizátum” (folyadék) – ami pedig öntési eljárással készül gipsz vagy szilikon blokkban, esetleg dublírmasszában (formázóanyagban). Ezutóbbit gyakran használják fogtechnikusok.

Dolgozatom témájául szolgáló műfogsor egyik alapanyaga a Vertex Rapid Simplified, ez egy hőre keményedő műfogsor alapanyag, amely szilárd alapot képez a teljes és részleges fogpótlásokhoz. A préselési technika a Rapid Simplified feldolgozási módszere. Ennek a kadmiummentes akrilnak gyors, 20 perces polimerizációs ciklusa van (egy éjszakán át történő polimerizáció is lehetséges).

Az alaplemezt megfelelően kell kiterjeszteni elkészítés során: a teljes vagy totális protézisek alaplemez határa mind az alsó mind a felső protézisnél vesztibulárisan a fornix, az elmozduló és az el nem mozduló nyálkahártya határa. Az alsó fogsor linguális határa a sub- és paralinguális szájfenéki terület, míg a felső fogsor esetében dorsalis határa a palatum durum és palatum molle vagyis a kemény és lágy szájpad határán lévő átmenetes területén található. A tervezés során a fogorvos berajzolással vagy befunkcionálással határozza meg ezeket. Ha berajzolja, akkor gravírozni kell, ha befunkcionálta, akkor szükségtelen gravírozni.

A felső protézis tervezésekor a következő anatómiai képleteket ki kell kerülni a szájüregben:

- elülső ajakfék, frenulum labii superioris
- oldalsó ajakfékek, plica buccalis superioris
- hátsó nyálkahártyaredő, plica pterygomandibularis
- valamint crista zygomatico alveolaris, amit általában kis összenyomhatóságú, érzékeny, idegen szóval kis rezilienciájú nyálkahártya borít.

Az alsó fogsor tervezésekor az alábbi anatómiai képleteket kell kikerülni a szájüregben:

- elülső ajakfék: frenulum labii inferior
- oldalsó ajakfékek: plica buccalis inferior
- hátsó nyálkahártyaredő: plica pterygomandibularis
- Lingválisan kikerülendő a nyelvfelek, azaz a frenulum linguae.

Az alaplemez tapadása és a ventillszerű lezárás biztosítja a protézis szívóhatóságát, vagyis a légmentes tapadást, mely kifogástalan funkciós lenyomat és a jó technikai kivitelezés eredménye. Adhézió jön létre a protézis alaplemeze és nyálkahártyacsontos alapzat között létrejövő tapadás a nyál segítségével. Illetve a retenciós területek megfelelő kihasználása, ugyanis minden olyan megkapaszkodásra alkalmas területet fel kell használni a protézis helyben tartásához.

Rendelő	Labor
anamnézis felvétele	-
szájvizsgálat	-
anatómiai lenyomatvétel	-
tanulmányi és tájékoztató lenyomatot készít	-
-	anatómiai mintakészítés
-	harapási sablon készítése
harapási sablonokkal meghatározza a fogorvos a harapási magasságot és az állcsontok egymáshoz viszonyított helyzetét	-
fogszín és fogforma meghatározása	-
antagonista lenyomatot készít	-
-	minták rögzítése artikulátorban a harapási sablon segítségével
-	kapocshajlítás
-	próba fogsor készítése
-	rágófelszínek funkcionális szempontok megfelelő becsiszolása
próba fogsor kontrollja	
-	műfogsor készítés
-	reartikulálás után a rágófelszínek ismételt kontrollja
fogsor szájba helyezése, folyamatos kontroll és korrekció	-

1. táblázat Műfogsor elkészítésének menete¹

A dolgozatom során vizsgált és kezelt műfogsor készítéséhez tartozik egy technikai leírás, mely a mellékletekben megtalálható. Az általam használt minták konstans szobahőmérsékleten (22 °C) egy előre meghatározott keverési arány (1ml : 2,3g) meghatározott idejű összekeverésével készítik. Majd legalább 15 percig nyugalmi állapotban kell hagyni a massa állapotát. Ennek letelte után egy kb. 30 perces kézi megmunkálással artikulátorba helyezik egy lezárt „edénybe”, amelyet majd vízzel teli tartályba raknak. Ezt követően el kell kezdeni a (auto)polimerizációt miközben a víz hőmérsékletét 100 °C-ra emeljük és tartjuk egészen 20 percen keresztül. 20 perc után véget ér a kötési folyamat, majd a levegő szobahőmérsékletűre hűti az anyagot és majd befejeződik a teljes kötési folyamat.

¹ Pilz György fogtechnikai mester és szakoktató jegyzetei alapján, 2022.

2.3. Felmerülő problémák

A műfogsornak a napi rutin során rengeteg tényezőnek kell megfelelnie, különböző hatások érhetik. Ugyanis kapcsolatba kerül élelmiszerekkel és folyadékokkal, amelyek esetleg károsíthatják, elszínezhetik a terméket.

Példa az élelmiszerek hosszútávú hatására: a napi rutin során egy műfogsort használónál tételezzük fel, hogy egy nap háromszor iszik kávé és az, a felragasztott felső műfogsort kb. 2 percig nedvesíti. Ez egy héten 42 percnél felel meg, majd 52 héttel szorozzuk meg, s megkapjuk, hogy egy évben kb. hány percig van a műfogsor kitéve a kávé hatásainak. Ezt osszuk el 60 perccel és megkapjuk, hogy kb. 36,4 órán keresztül nedvesítheti a műfogsort a kávé egy év alatt.

A röntgen sugárzás is károsan hathat a termékre, hogyha pl. arckoponya CT vizsgálat előtt a viselője felragasztja a műfogsort és nem tudja kivenni. Egy arckoponya CT vizsgálat 2 mSv sugárterhelésnek felel meg, ami már egy komolyabb sugárzásnak felel meg, a fogpótlásnak teljesen feleslegesen.

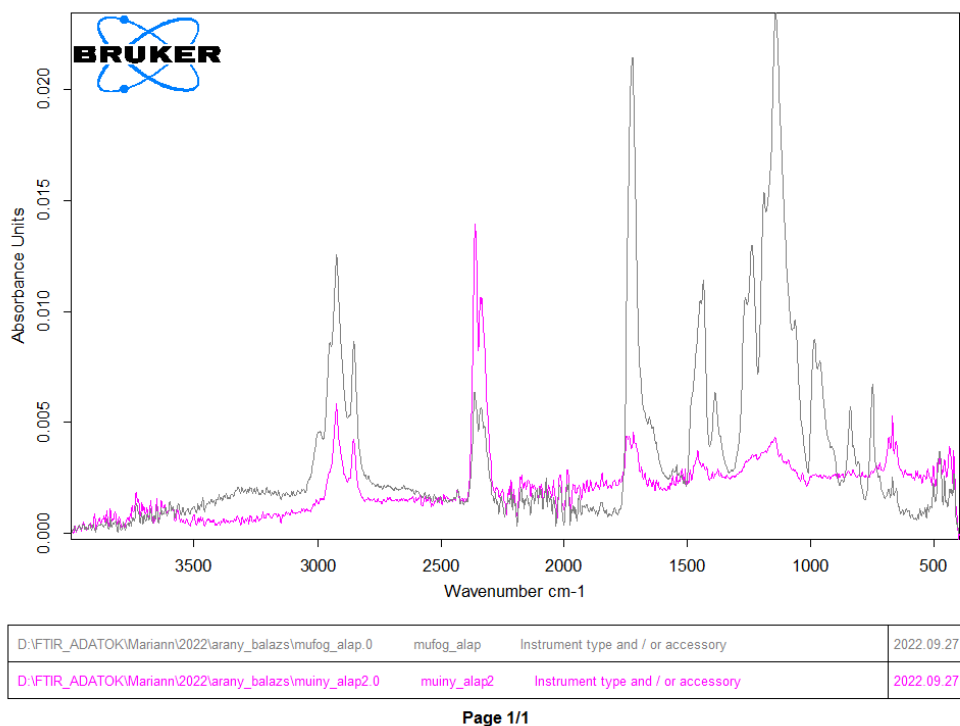
3. Vizsgálati leírás

Vizsgálataim során gyógyászati fogprotézist, és különböző folyékony élelmiszereket használtam fel, melyeket a hétköznapi életben gyakran fogyasztunk. Ezeknek a folyadékoknak elszínező, és roncsoló hatást tulajdonítunk. Ezen felül a műfogsor darabokat besugároztam és a röntgensugárzás hatását is vizsgáltam.

3.1. Vizsgált alapanyagok és mintaelőkészítés

A fogprotézis

A vizsgálataim során olyan fogprotéziseket vizsgáltam, melynek alapanyaga Vertex Monomer és Vertex Rapid típusú fogászati segédanyag. Az alapanyagok biztonsági adatlapjai a mellékletben találhatóak. Mind két termék 90% feletti metil metakrilát monomert tartalmaz.



1. ábra A vizsgált műíny és műfog FTIR (Fourier Transzformációs Infravörös Spektroszkópia) vizsgálata látható.

Az 1. ábrában látható spektrum alapján kijelenthető, hogy a vizsgált anyag valóban poli(metil-metakrilát) (továbbiakban PMMA). 2940, 2910 cm^{-1} Aszimmetrikus CH_3 csoportrezgés, 2927, 2867 CH_2 csoport elnyelése, 1725 CO karboxil csoport elnyelése, 1625, 1357 C-C alkán váz elnyelése, 1449 CH_2 kötés és C- CH_3 csoportrezgés, 1386 CH_2 kaszáló rezgés, 1260–1000 C-O-C rezgés, 1236 C-O-C aszimmetrikus rezgés 1144 C-O-C szimmetrikus rezgés, 1063 Szénváz C-C kötések rezgése, 988 COCH_3 rezgés.

A PMMA átlátszó, hőre lágyuló polimer, amely a metil-metakrilát monomer polimerizációjával nyerhető. Átlátszósága, esztétikuma és karcállósága miatt a PMMA az üveg könnyű alternatívája is lehet. A PMMA polimert először a Röhm und Haas cég állította elő 1933-ban. A fontosabb PMMA márkák az Altuglas, a Plexiglas és a Diakon. A PMMA szívesen használt polimer sok alkalmazásban, mint például az autóiparban, a világítástechnikában, az építőiparban, a kozmetikai iparban és az egészségügy területén is, ugyanis bioinert anyag.

Vizsgálati folyadékok

A vizsgálati folyadékok, mint már fentebb említettem, olyan folyadékok, melyek a valódi fogat is elszínezhetik. Hogy meddig áztattuk, azt egy rövid számítással határoztuk meg, amelynek részlete a 2.3. fejezet második bekezdésében olvasható.

Minta	Kezelő folyadék, 24 óra	Kezelő folyadék, 48 óra	Kezelő folyadék, 72 óra
Fog I.	Kávé		
Fog II.	Coca Cola		
Fog III.	Vörösbor		

2. táblázat Kezelési terv, meghatározott áztatási idővel.

Röntgensugárzás

A besugárzás Rigaku miniflex II. asztali röntgen difraktométerrel történt. A fogmintákat 20 másodpercre besugaraztam, ami legalább 3 arckoponya CT vizsgálatnak felel meg. A cél 6 másodperc volt, ami 1 arckoponya CT vizsgálatnak felel meg, de a program nem tudott a tervezett dózisonál megállni.

3.2. Elvégzett vizsgálatok

A továbbiakban a vizsgált módszerekről szeretnék írni, hogy a kezelésnek alávetett mintákat milyen módon vizsgáltam:

- színmérés (Konika Minolta CM-2600d spektrofotométer),
- FTIR mérés (Brucker Tensor 27 berendezés)
- keménységmérés (Zwick keménységmérő berendezés)
- Röntgen besugárzás, és annak hatásai (Rigaku miniflex II.)

3.2.1. Színmérés

Elsősorban a színrendszerekről szeretnék írni; ugyanis a színrendszerezés újszerű gondolata –a térbeli elrendezés– a 18-19.sz. fordulóján született, és Philip O. Runge német festőművész (1777-1810) nevéhez fűződik.

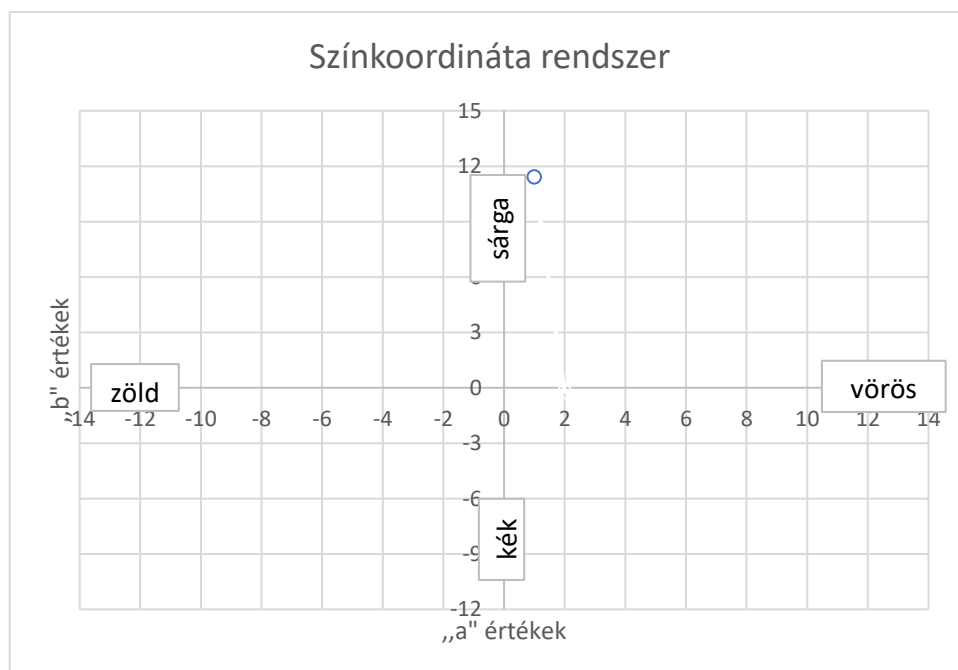
A ma használt nagy színrendszereket (COS, Color-Order System, színrendezési rendszer) a 20.században, tudományos céllal és módszerekkel dolgozták ki. Mindegyik érzet szerint többé-kevésbé egyenlőközű (a Coloroid esztétikailag is egyenlőközű), színméréssel dokumentálták, és különféle segédeszközök (színmintaatlasz, színpontkoordináta-adatok, transzformációs képletek, szoftver stb.) egészítik ki őket. Valamennyi színrendszer hengerkoordináta rendszerben ábrázolja a színeket, de különböznek is egymástól, pl. a terminológiában (a dimenziók elnevezésében); hány főszínre osztják a színt; milyen pontossággal írják le azt a bonyolult teret, amelyben a színek elhelyezkednek; hány lépcsőfokot határoznak meg a fehér és fekete közötti szürkeskálán... stb. [3]

A részletes ismertetésektől itt eltekintünk, csak felsorolom a legelterjedtebb rendszereket:

- Ostwald
- Munsell
- Natural Colour System (NCS)
- Coloroid

Mérni csak a fizikai jellegű színingereket lehet, majd ezeket transzformálni kell, hogy színérzet adatokat kapjunk. E rendszerek nélkülözhetetlenek a tudományban és az iparban, a színes termékek színminőség ellenőrzésében, a különböző színmegjelenítő eszközök kalibrálásában és összehangolásában (colour management).

A dolgozat során egy „a” és „b” tengelyt használok a színváltozás bemutatására. Amelyben négy részre osztom a színeket, ezek a „b” tengelyen a zöld, vörös, az „a” tengelyen kék és sárga színek lennének, CIE Lab színrendszer szerint. A beáztatott mintákon 24, 48 és 72 óra elteltével színmérést és elhelyeztem az adatokat az előbb említett módon.



2. ábra Színkoordináta rendszer

3.2.2. Keménységmérés, Shore D [4]

A fémekhez hasonlóan a műanyagok keménységén is a szilárd anyag alakváltozással szemben kifejtett ellenállást értjük. A vizsgálati technikát tekintve ennél az anyagcsoportnál is jellemző a szúrókeménység vizsgálati eljárások használata. A berendezések felépítése és a vizsgálati módszere azonban eltér a fémeknél használtaktól. A vizsgálatok között a két elterjedtebb a golyónyom vizsgálatok, valamint a Shore típusú keménységmérés csoportja.

A keménységmérés során az alakváltozást a felületbe súly vagy rúgóerő hatására benyomódó behatoló szerszám végzi. Shore vizsgálatnál a terhelést a rugó biztosítja. Minden Shore vizsgálat a benyomódás mélységének mérése elvén működik. Leggyakrabban csak a Shore A és D változatát használjuk. A Shore D esetében a behatoló acéltű nem csonkakúp alakú, hanem olyan ép kúpfelület, amelynek a hegyét 0,1 mm méretű csúcsrádiusszal látták el.

A vizsgálatok összehasonlíthatósága miatt a tű kinyúlási hossza és a tű átmérője szabványban rögzített. A fémekhez képest a műanyagok sokkal kisebb keménysége miatt a behatoló szerszámot szükségtelen gyémánt bevonattal ellátni.

A dolgozat esetében Shore D keménységmérést végeztem áztatás előtt és 48 óra megléte után.

3.2.3. FTIR vizsgálat

A FTIR-elemzés vagy FTIR-spektroszkópia néven ismert analitikai vizsgálati módszer a szerves, polimer és egyes esetekben szervetlen anyagok azonosítására szolgál. A termékösszetétel-elemzési módszer az FTIR alkalmazásával infravörös fényt használ a tesztminták beolvasására és a kémiai tulajdonságok megfigyelésére.

Az elemzés során használt eszköz infravörös sugárzást küld egy mintából, kis sugárzás elnyelésével és némi sugárzás átadásával. Az elnyelt sugárzást a minta molekulái forgási vagy rezgési energiává alakítják. A detektorban létrejövő jel a minta molekuláris ujjlenyomatát reprezentálja, és minden egyes molekula vagy kémiai szerkezet egyedi spektrális ujjlenyomatot generál, így kémiaileg azonosíthatóak az anyagok, vagy detektálhatók a végbemenő összetételbeli és szerkezeti változások.

3.2.4. Röntgen besugárzás [5]

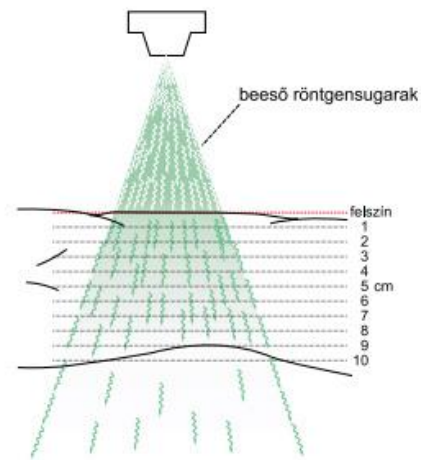
Röntgenfotonok akkor keletkeznek, amikor a katód felől érkező nagysebességű elektronok az anód fókuszterületébe csapódnak. A röntgenfotonok és gammasugarak közötti különbség csupán annyi, hogy az előbbieket mesterségesen állítjuk elő, míg az utóbbiak radioaktív anyagok bomlásából származnak.

A röntgencsőhöz érkező elektronok potenciális energiával rendelkeznek, melyet az anód és a katód közötti feszültség (kV) határoz meg. 1 kV feszültségkülönbség esetén minden egyes elektron 1 keV energiával rendelkezik. A kV, illetve feszültségérték beállítása a röntgenkészüléken tehát az elektronok energiáját szabályozza. Az elektron és az anód atomjainak kölcsönhatása három típusba sorolható:

1. ha a beeső elektron az atomok belső elektronhéjain tartózkodó elektronokkal ütközik, karakterisztikus röntgensugárzás jön létre.
2. az atommaggal, ill. annak erőterével való kölcsönhatás során fékezési röntgensugárzás alakul ki;
3. ha a beeső elektronok külső héj elektronokkal ütköznek, és azokat gerjesztik, hő keletkezik infravörös sugárzás formájában.

Ha a röntgensugár anyagon halad át, intenzitása folyamatosan gyengül, mely folyamatot gyengítésnek, attenuációnak is hívják. A gyengítés során a sugárnyalábban csökken a röntgenfotonok száma, ezáltal a sugárzás intenzitása is folyamatosan csökken (3.ábra). A gyengítés a röntgenfotonok és az anyag

kölcsönhatásából ered. Bizonyos fotonok az anyagon kölcsönhatás nélkül áthaladhatnak, a kölcsönhatásba lépő fotonok ugyanakkor a foton energiájától függően a teljes atommal, héj-elektronnal vagy az atommaggal léphetnek kölcsönhatásba. Az alacsonyabb energiájú fotonok általában a teljes atommal, közepes energiájú fotonok a héj-elektronnal, míg a nagyenergiájú fotonok (amilyeneket a sugárterápiánál is alkalmaznak) az atommaggal léphetnek kölcsönhatásba. A diagnosztikai fotonenergia tartományban a legáltalánosabb a héj-elektronokkal történő interakció.

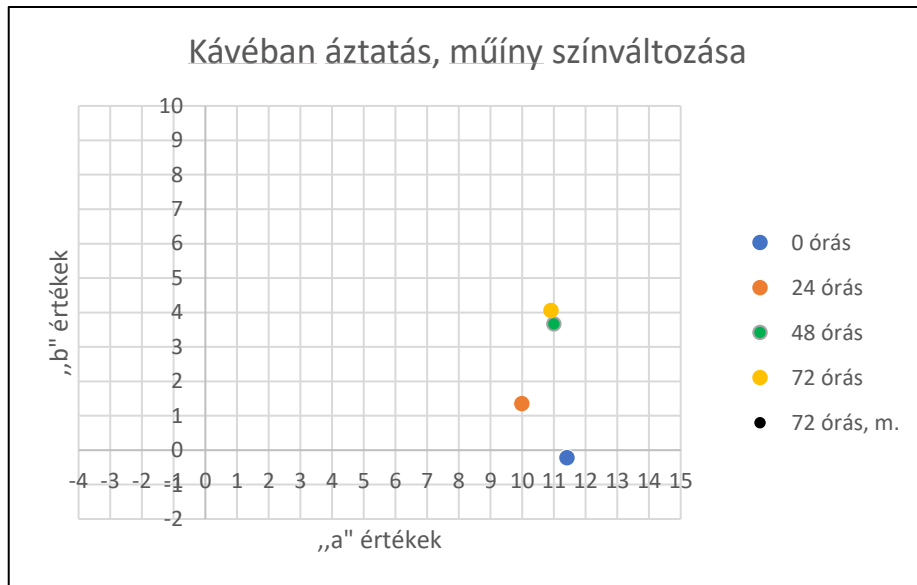


3. ábra A röntgensugárzás attenuációja az emberi testben.

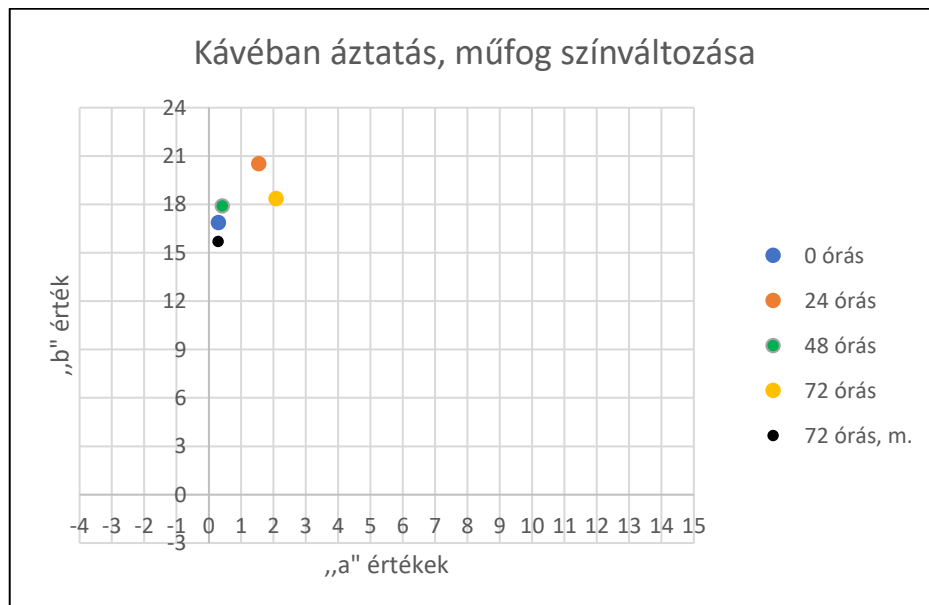
4. Eredmények

Az előző fejezetekben említett feltételezéseim szerint, azt vártam, hogy a műfogak és a műíny színe megváltozik az áztatás során, és keménységük csökken. A röntgensugárzás a fog alapanyagában további kötések kialakulását eredményezi, mely keményedést okoz.

4.1. Színmérési eredmények

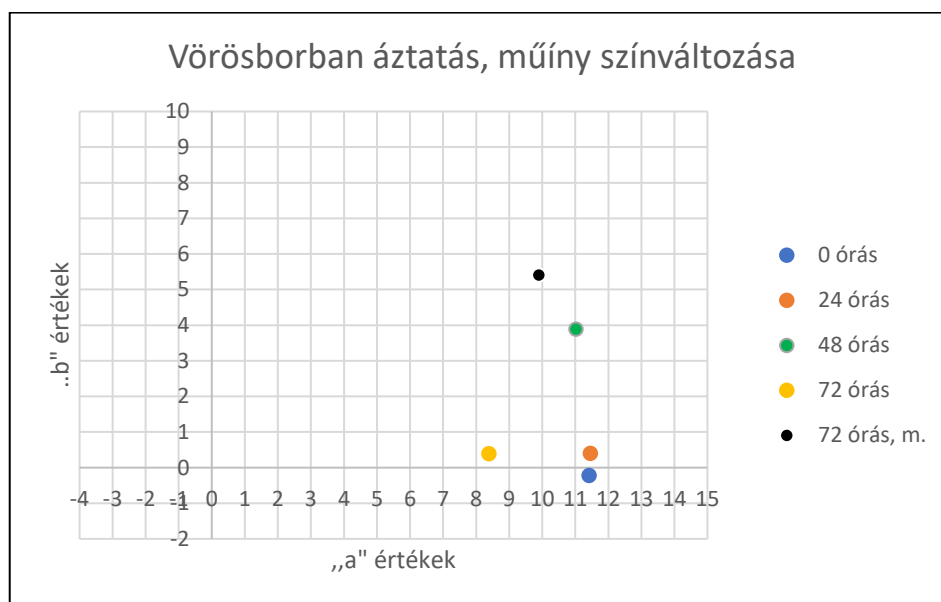


4. ábra Kávében áztatott, műíny színváltozásának mértéke

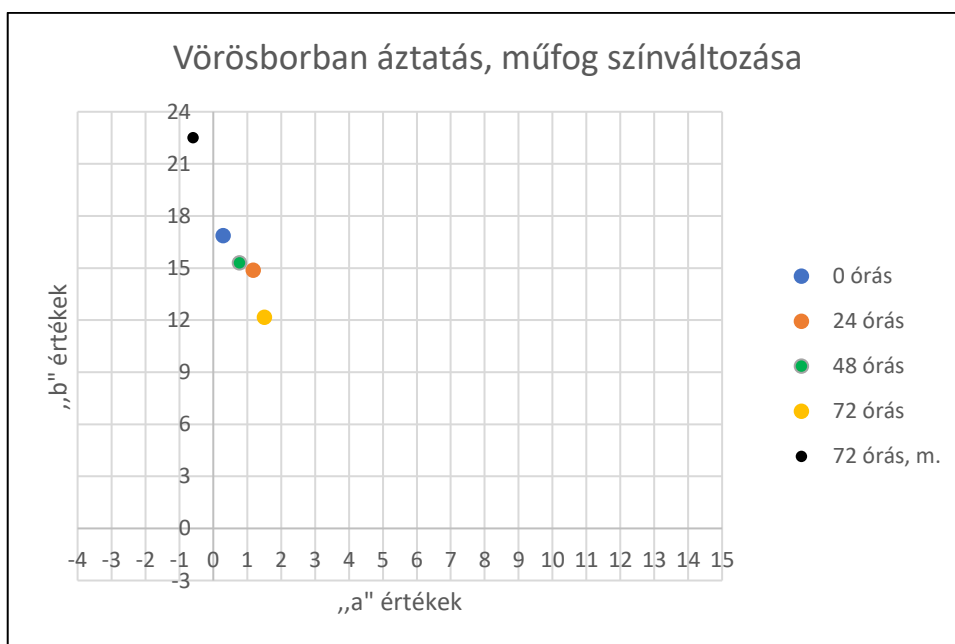


5. ábra Kávében áztatott, műfog színváltozásának mértéke

A 4. ábrán a kezelés előtti (0. óra) és 72 óra utáni megtisztítást (m.) követően rendkívül közel esnek az értékek, miszerint nincs különösebb változás. A 5. ábrát illetően pedig kisebb változás figyelhető meg, ami még elfogadható tűnik (2-3 értékkel).

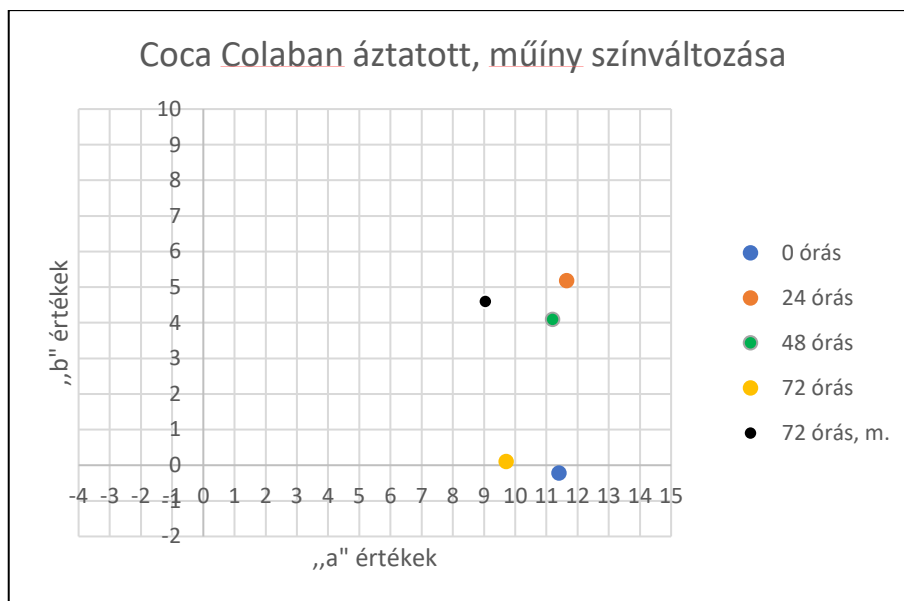


6. ábra Vörösbokban áztatott, műíny színváltozásának mértéke

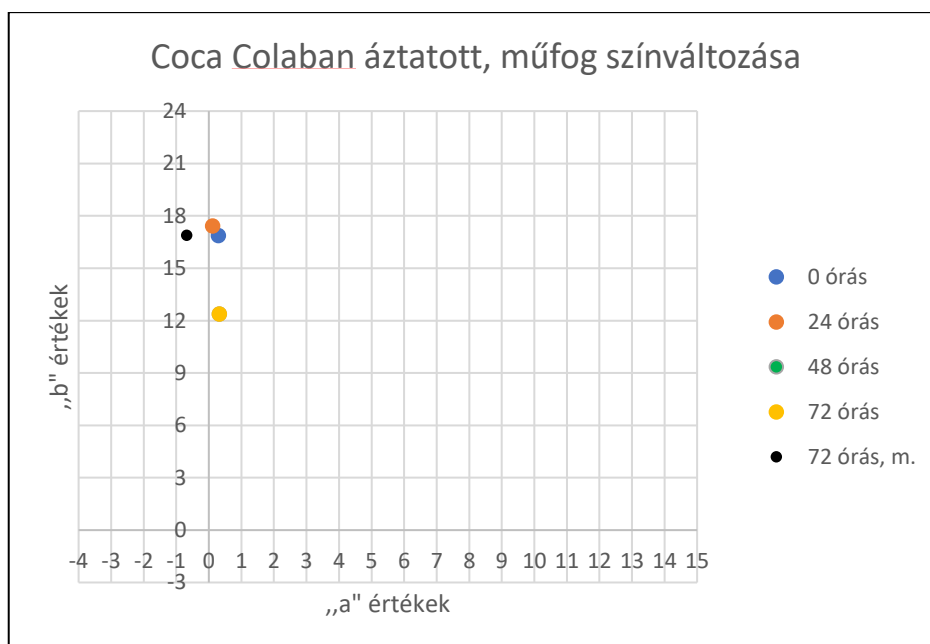


7. ábra Vörösbokban áztatott, műfog színváltozásának mértéke

Az 6. és 7. ábrán számottevően nagy az eltérés, ami már károsodásnak tekinthető mind a műíny, mind a műfog tekintetében.



8. ábra Coca Cola-ban áztatott, műíny színváltozásának mértéke



9. ábra Coca Cola-ban áztatott, műfog színváltozásának mértéke

A 8. ábrán látható a legnagyobb mértékű eltérés a műínyen, amely a legnagyobb károsodásnak is tekinthető színváltozás tekintetében. Míg a 9. ábrán csekély mértékű az elváltozás a műfogot illetően, ami még elfogadható.

4.2. Shore D keménységmérés eredményei

Folyadékokba áztatás előtt elvégeztem Shore D keménységmérést, melyet az alábbi 3. táblázatban foglaltam össze.

	Műíny	Műfog
Minta I.	88,1	89,3
	88,8	89,4
	88,9	92
Minta II.	90,4	90,8
	90,5	90,9
	90,6	89,6
átlag	89,55	90,33
szórás	2,5	2,7

3. táblázat Áztatás előtti Shore D keménységmérés a műínyen és műfogakon.

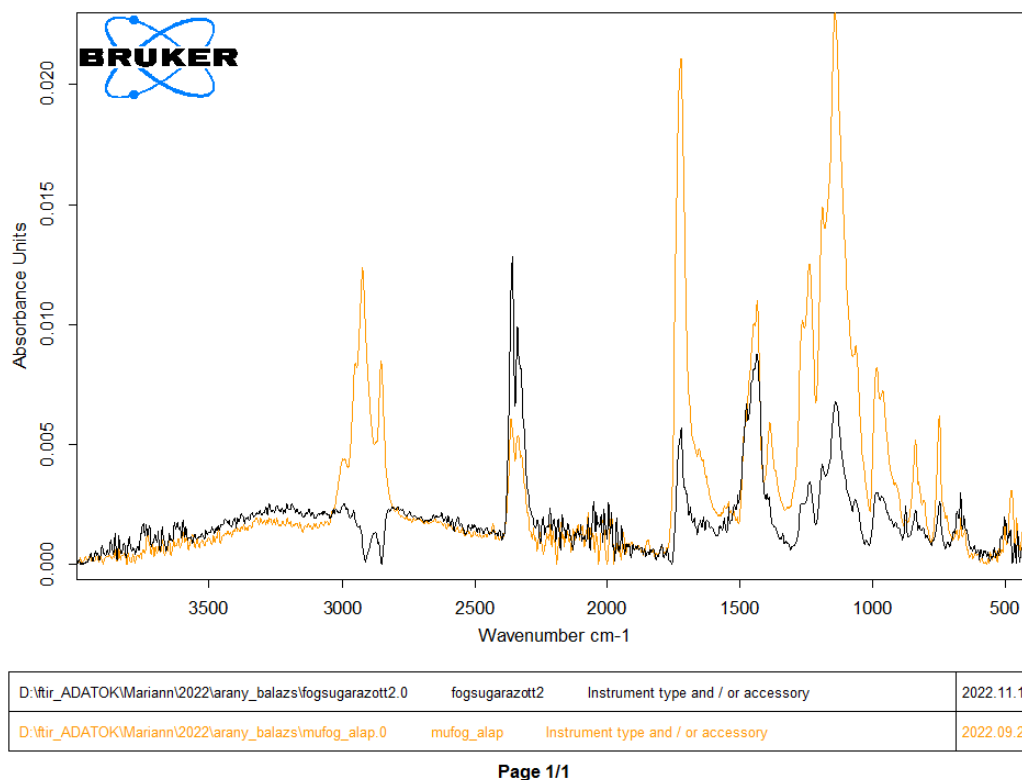
48 óra elteltével ismét a korábban említett keménységmérést elvégeztem, melynek eredményeit a 4. táblázatban foglaltam össze.

	Műíny	Műfog
Kávé	64,7	88,1
	67,7	88,6
	64,1	89,1
Vörösbor	71,1	80,7
	70,3	80
	67,7	81,9
Coca Cola	75,3	82
	71,1	83
	73,1	81,9

4. táblázat 48 óra áztatás utáni Shore D keménységvizsgálat műínyen és műfogakon.

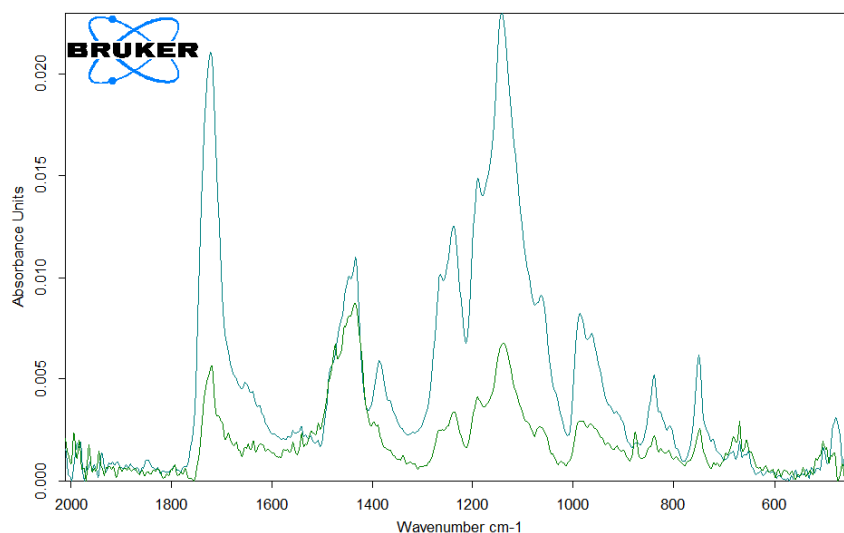
4.3. FTIR vizsgálat eredményei

A sugarazás után a mintákat FTIR vizsgálattal vizsgáltuk meg, hogy milyen szerkezeti eltérést mutat. Továbbá Shore D keménységmérést végeztem a besugarazás után.



10. ábra A műfogak spektruma, sugarazott és sugarazás előtti

Amikor a fogprotézis fog alapanyagát vizsgáltuk, azt figyelhettük meg, hogy az elnyelések között lényeges különbség nem látható, csak 2000cm^{-1} tartomány alatt. Ezt a 11. ábrán mutatom be.

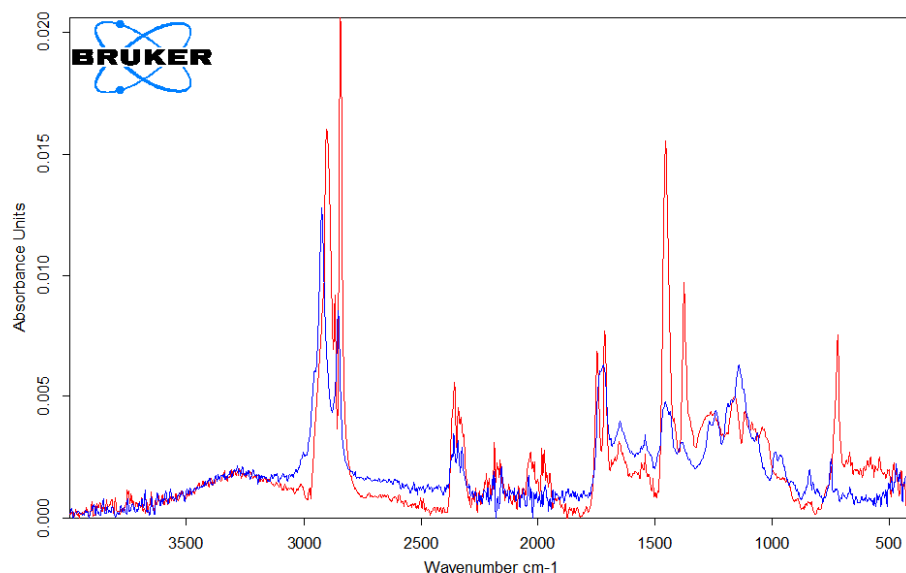


D:\fir_ADATOK\Mariann\2022\arany_balazs\fogszugazott2.0	fogszugazott2	Instrument type and / or accessory	2022.11.10
D:\fir_ADATOK\Mariann\2022\arany_balazs\mufog_alap.0	mufog_alap	Instrument type and / or accessory	2022.09.27

Page 1/1

11. ábra A műfogak spektruma, sugarazott és sugarazás előtti

Ezen a görbepáron már látni, hogy a 1386cm^{-1} -nél található CH_2 kaszáló rezgés mennyisége csökkent, és a C-CH_3 rezgés arányaiban nőtt 1449cm^{-1} -nél, ami arra utalhat, hogy kisebb mértékű degradáció, kötés átrendeződés történt. Erre a keménységmérés eredményiből is lehet következtetni.

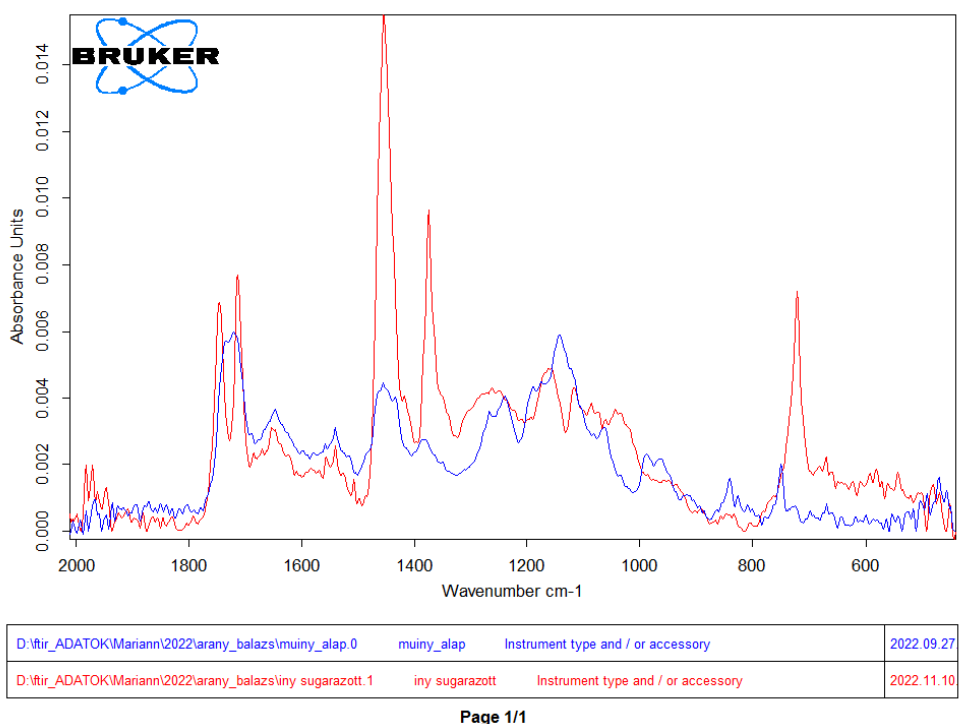


D:\fir_ADATOK\Mariann\2022\arany_balazs\muiny_alap.0	muiny_alap	Instrument type and / or accessory	2022.09.27
D:\fir_ADATOK\Mariann\2022\arany_balazs\iny sugarazott.1	iny sugarazott	Instrument type and / or accessory	2022.11.10

Page 1/1

12. ábra Műíny spektruma, sugarazott, és sugarazás előtt

A sugarazott fogíny és a nem sugarazott fogíny esetében megjelent egy széles –OH csoportra jellemző elnyelés a teljes spektrumom, 3500-3000cm⁻¹ között. A hidroxil csoport megjelenése ilyen mennyiségben váratlan. Lehetséges, hogy a sugárzás oxigéngyököket képez, amelyek reakcióba léphetnek az ionpályán lévő hidrogéngyökökkel vagy a kötött hidrogénnel hidroxil csoportokat képezve. Ez egyfajta degradáció, mely a szilárdság csökkenését okozza.



Page 1/1

13. ábra Múíny spektruma, sugarazott, és sugarazás előtt

A 2000cm⁻¹ tartományban már vannak eltérések a C-O=C elnyelésekben 1200-1000cm⁻¹ között, ami a kötések felbomlását és átrendeződését is jelentheti.

A besugarazás után megjelenő hidroxil csoportot egy másik tanulmány is leírt [6], viszont ott nyitott kérdés maradt, hogy miért jelent meg. Számomra az a lehetséges magyarázat lehet, hogy az alapanyag összetételében van ilyen vegyület és abból szakadhat le, ez a vegyület a peroxid vagy etilénlikol is lehet, mely benne van az alapanyagban.

4.4. Röntgen sugárzás utáni Shore D keménységvizsgálat

Mint ahogy azt a 3.1. fejezetben a röntgen sugárzásnál is említettem, a program nem akart leállni, így a célértéknél több sugarat kapott, mint ahogy azt terveztük. Ezeknek a mintáknak a keménységmérési eredményei az 5. táblázatban figyelhetők meg.

	Műíny	Műfog
Minta I.	63,3	80,9
	65,7	79,4
	68,1	81,5
Minta II.	69	81,1
	68,8	80,9
	68,4	83,2
átlag	67,21	81,16
szóródás	5,7	3,8

5. táblázat A sugárzás után mért Shore D keménységek

A kapott eredmények alapján besugárzás után közel azonosan károsodik a műíny, mint a kávéban ázott műíny 48 óra elteltével. A műfog rész pedig hasonlóan károsodik, mint a vörösborban ázott műfog 48 óra elteltével.

A keménységmérés során azt tapasztaltam, hogy a besugárzás után kapott értékek nagyobb szórási értékeket mutatnak, mint a besugárzás előtt mért értékek, mind a műfagon, mind az műínyen. Ennek oka az inhomogenitás lehet.

5. Következtetés

A kapott eredmények mellett megfogalmazható, hogy azon személy, aki műfogsort visel, az minimalizálja a dolgozat során taglalt folyadékok fogyasztását viselés során, így elősegítve azt, hogy nem kell idő előtt esetleg cserélni a műfogsort.

Azon személy, aki műfogsort visel és arckoponya CT vizsgálatra van előjegyezve, a vizsgálat előtt ne ragassza fel műfogsort, mert ugyanúgy sugárterhelés éri, így károsítva azt csökkenti az élettartalmát.

Sajnos a témában kevés fellelhető forrást találtam kutatásom során. A közeljövőben szeretném többfajta folyadékban áztatni a műfogsort darabjait. Illetve majd további 1 hetes áztatásban szeretném részesíteni a mintákat, egyúttal megvizsgálni, hogy mennyire állandósul a károsodás mértéke.

Irodalomjegyzék

- [1] [A fogágybetegség is népbetegség \(medicalonline.hu\)](http://medicalonline.hu) (utolsó hivatkozás: 2022.09.19.)
- [2] British Medical Journal 1968 Nov 9; 4(5627) 377.
- [3] [Színrendszerek \(szinkommunikacio.hu\)](http://szinkommunikacio.hu) (utolsó hivatkozás: 2022.11.15.)
- [4] Czél György, Kollár Mariann: Anyagvizsgálati praktikum, Sunplant Kft. Miskolc, 2008. 58-63. oldal
- [5] Bogner Péter: Az orvosi képzés fizikája, Medicina könyvkiadó, Budapest, 2014., 52., 60. oldal
- [6] R. Huszank, E. Szilágyi, Z. Szoboszlai, Z. Szikszai: Investigation of chemical changes in PMMA induced by 1.6 MeV He⁺ irradiation by ion beam analytical methods (RBS-ERDA) and infrared spectroscopy (ATR-FTIR), Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, Volume 450, 2019.
- [7] ISO 20795-1-2013 EN Fogászati anyagokra vonatkozó szabvány

Mellékletek

- [1] Vertex-Dental Rapid Simplified biztonsági adatlapja
- [2] Vertex-Dental Monomer biztonsági adatlapja
- [3] Vertex-Dental Rapid Simplified technikai leírás
- [4] ISO 20795-1-2013 EN, fogászati anyagokra vonatkozó szabvány