

Etap II 2021

Modułowy, zintegrowany system do wielowymiarowego i wieloprzestrzennego projektowania wstecznego z hybrydową indywidualnie dopasowaną linią technologiczną do produkcji elementów chirurgicznych w metodach przyrostowych

RAPORT



dr inż. Dariusz Karpisz

dr inż. Marcin Cegielski

dr hab. inż. Jacek Pietraszek, prof.PK

Raport z prac badawczych w ramach 2 etapu projektu obejmuje:

1. Badanie dokładności wykonania elementów wg procedury pomiarowej i gromadzenia danych w zależności od rodzaju zastosowanych technologii, stosowanych materiałów i technologii akwizycji danych wejściowych-skanowania zewnętrznego lub skanowania modeli
2. Badanie przemysłowe dotyczące opracowania metod do projekcji, akwizycji, ekstrakcji, backup'u przesyłania i wstępnej obróbki danych elementów protez stomatologicznych i szablonów chirurgicznych.
3. Opracowanie i budowa dwóch stanowisk do rejestracji danych pomiarowych w zastosowaniu do prac pod kątem uzyskania maksymalnie dokładnych parametrów produkcji. Opracowanie procedury badań jakościowych.
4. Opracowanie metod i algorytmów do produkcji modułowej linii hybrydowej z otwartymi interfacami wejściowymi, wyjściowymi i możliwością integracji z szerokim środowiskiem oprogramowania do modelowania, projektowania cyfrowego i produkcji metodami druki i spiekania laserowego 3D i precyzyjnej obróbki mechanicznej.

Zakres prac etapu II

1. Odbiór elementów i materiałów od dostawców

W przemysłowych procesach technologicznych nowych wyrobów coraz częściej wykorzystywane są metody szybkiego prototypowania (RP), a wśród nich selektywne spiekanie (SLS). Technologia SLS znajduje coraz szersze zastosowanie do produkcji elementów stomatologicznych/protetycznych. Jako materiały do spiekania stosowane są: proszki metali, stopów metali, ceramiki, woski oraz kompozyty termoplastyczne.

W protetyce stomatologicznej wykorzystywane są metale szlachetne (platynowce, złoto i srebro z grupy miedziowców), jak i nieszlachetne (chrom, kobalt, nikiel, żelazo, tytan, niob, molibden, wanad, glin, tantal oraz wolfram). Metale szlachetne są odporne chemicznie, w warunkach otoczenia nie ulegają korozji. Ich dużą zaletą jest biokompatybilność, co jest bardzo ważne w przypadku wykonywania uzupełnień protetycznych. Jednak czystych metali używa się rzadko- wyjątkiem są czyste galwaniczne złoto w technologii galwanoforningu oraz tytan w implantologii.

Metale stosowane w protetyce, są głównie używane w formie stopów, czyli mieszaniny różnych metali, powstających w procesie przetapiania i w wyniku tego procesu uzyskują pożądane właściwości fizykochemiczne tj.: wytrzymałość, twardość czy sprężystość. Dodatkowo, współczesne wymagania stawiane stopom dentystycznym to: biokompatybilność, łatwość topienia, odporność na korozję, duża wytrzymałość, nieskomplikowana obróbka, odpowiednia twardość, sprężystość i ciągliwość.

Istnieje wiele podziałów stopów dentystycznych. Jednym z nich jest podział ze względu na temperaturę topnienia. Wyróżnia się wówczas stopy:

- niskotopliwe,
- średnio topliwe,
- wysokotopliwe.

Inny podział dotyczy mikrostruktury i wyróżnia się stopy:

- wielofazowe,
- jednofazowe.

Jednak najczęściej stosowany jest podział stopów wg klasyfikacji ANSI-ADA, która uwzględnia skład stopu i zawartość w nim metali szlachetnych. Stopy dzieli się na trzy grupy:

- stopy wysokoszlachetne, w przypadku których zawartość metali szlachetnych wynosi co najmniej 60%, w tym 40% złota,
- stopy szlachetne, które zawierają co najmniej 25% metali szlachetnych,
- stopy nieszlachetne – złożone głównie z metali nieszlachetnych, zawierają mniej niż 25% metali szlachetnych¹.

¹Smardz J., Skowron M., Florjański W.: Wykorzystanie metali i ich stopów w protetyce stomatologicznej, PROTET. STOMATOL., 2016, LXVI, 6, 461-467

1.1. Właściwości metali

Niektóre metale są dodawane do składu stopów w dużych ilościach, inne zaś w ilościach nieprzekraczających 1%:

- złoto (Au) – metal szlachetny, miękki i błyszczący, jest metalem ciągliwym i kowalnym; jest odporne na korozję oraz nietoksyczne; czyste złoto jest koloru jasnożółtego, ulega roztworzeniu w wodzie królewskiej, czyste złoto jest zbyt miękkie, by mogło być samodzielnie stosowane jako uzupełnienie protetyczne; złoto również nie wytwarza warstwy tlenków na powierzchni, więc nie może się łączyć chemicznie z ceramiką; w protetyce stosuje się je w formie stopów lub w technologii galwanoforningu;
- miedź (Cu) – stosowana w stopach szlachetnych jako utwardzacz, przeważnie w stężeniu > 10%; powoduje zwiększenie współczynnika rozszerzalności cieplnej, w stopach pallad – miedź – gal może powodować wytwarzanie ciemnej warstwy tlenków na powierzchni stopu;
- pallad (Pd) – wybiela złoto, zwiększa jego twardość i sprężystość oraz podnosi temperaturę topnienia; ma niski współczynnik rozszerzalności cieplnej, więc może być używany do wytwarzania podbudowy pod licowanie ceramiką;
- platyna (Pt) – podnosi temperaturę topnienia stopu, zwiększa jego twardość, wytrzymałość oraz sprężystość, maleje jednak współczynnik rozszerzalności termicznej; może być stosowana jako alternatywa dla palladu, jednak jest mniej efektywna;
- srebro (Ag) – zwiększa plastyczność i ciągliwość stopu, obniża jego temperaturę topnienia;
- cynk (Zn) – zapobiega wytwarzaniu się porowatości w stopie, ponieważ wychwytuje tlen; zwiększa płynność stopu, poprawia właściwości jego odlewania, ponieważ obniża napięcie powierzchniowe, kiedy stop jest w formie płynnej;
- ind (In) – poprawia płynność stopu złoto – srebro – miedź, zwiększa rozszerzalność termiczną stopu oraz zmniejsza jego temperaturę topnienia; przyczynia się do zwiększenia połączenia między ceramiką a stopem przez wytwarzanie warstwy tlenków na powierzchni;
- gal (Ga) – stosowany jest wyłącznie w stopach palladowych, które są przeznaczone do wytwarzania uzupełnień stałych, licowanych ceramiką; wzmacnia stop i obniża jego temperaturę topnienia;
- cyna (Sn) – wzmacnia wytrzymałość stopu, podnosi współczynnik rozszerzalności cieplnej oraz obniża temperaturę topnienia; zwiększa połączenie między stopem a ceramiką przez wytwarzanie tlenków;
- żelazo (Fe) – wzmacnia stopy przeznaczone pod ceramikę, głównie w stopach złoto – platyna; tworzy warstwę tlenków, przez co stop łączy się chemicznie z ceramiką;
- kobalt (Co) – stosowany w stopach nieszlachetnych, chromowo-kobaltowych, używanych do uzupełnień stałych licowanych ceramiką lub do uzupełnień pełnometalowych, a także wkładów koronowo-korzeniowych; większa wytrzymałość i twardość stopu, zwiększa również odporność na wysokie temperatury, przewodnictwo elektryczne i ciepłe;
- chrom (Cr) – zwiększa odporność na korozję oraz wytrzymałość na zmiany kształtu; Stopy chromowo-kobaltowe cechują się dużą twardością, więc uzupełnienia wykonane z tych

stopów mogą być cieńsze i nie ulegną zniekształceniu np. podczas obróbki strumieniowo-ściernej lub w wysokiej temperaturze;

- nikiel (Ni) – obniża wytrzymałość, twardość, a także temperaturę topnienia; zwiększa przewodnictwo cieplne i elektryczne;
- molibden (Mo) i wolfram (W) – wpływają na zwiększenie twardości oraz wytrzymałości, ograniczają żaroodporność stopu;
- beryl (Be) – wpływa na ujednorodnienie stopu^{2,3}.

1.2. Właściwości stopów metali

Stopy srebro-palladowe

Srebro jest pierwiastkiem chemicznym z grupy metali przejściowych. Cechuje je srebrzystobiała barwa oraz największa wśród metali przewodność elektryczna i termiczna. Jest metalem bardzo ciągliwym, kowalnym i nieco twardszym od złota, ma właściwości bakteriobójcze. Pallad natomiast należy do grupy niklowców. Również jest lśniącem, srebrzystobiałym, ciągliwym i kowalnym metalem^{4,5}. Stop srebro-palladowy zawiera 45% srebra, 24% palladu, 15% złota, 15% miedzi, 1% cynku, może również zawierać niewielką ilość indu. Stop ten należy do grupy stopów szlachetnych wykazujących się dużą odpornością na korozję i zmatowienie ze względu na zawartość palladu⁶. Charakteryzuje się bardzo szybkim utwardzeniem podczas obróbki mechanicznej, przez co struktury z niego odlane mogą wykazywać większą łamliwość. Stopów zawierających duże ilości srebra nie należy stosować w przypadku bezpośredniego kontaktu ze środowiskiem jamy ustnej, ponieważ utlenia się pod wpływem działania siarki i chloru^{7,8}. W połączeniu z palladem w 15-30% zachowuje się jak 18-karatowe złoto, lecz nie dorównuje mu właściwościami⁹. Stopy srebro-palladowe są wykorzystywane do wykonywania wkładów koronowo-korzeniowych oraz cwieków do licówek ceramicznych.

Stopy kobaltowo-chromowe

Kobalt jest lśniącem, srebrzystym metalem z grupy przejściowej. Cechują go własności ferromagnetyczne. Chrom metaliczny natomiast jest srebrzystobiałym metalem z grupy

²Borowicz J., Modzelewska A., Sarna-Boś K., Ropa A.: Zastosowanie stopów metali nieszlachetnych w protetyce stomatologicznej, *Nowoczesny Technik dentystyczny*, vol.1, 2019

³Skrzypek S. J., Przybyłowicz K.: *Inżynieria metali i ich stopów*, Wydawnictwo AGH, 2011

⁴Biełański A.: *Ciało stałe*, w: *Podstawy chemii nieorganicznej*. Wyd. V. PWN, Warszawa 2002, 210-254.

⁵Lee JD: *Wiązanie a struktura*, w: *Jurkowska K, Zwięzła chemia nieorganiczna*. Wyd. 1. PWN, Warszawa 1997, 89-101.

⁶Wataha JC, Shor K: *Palladium alloys for biomedical devices*. *Expert Rev Med Devices* 2010; 7, 4: 489-501.

⁷Żelazowska R, Pasternak K: *Metale szlachetne: srebro (Ag), złoto (Au), Płatyna (Pt) w biologii i medycynie*. *Bromat Chem Toksykol* 2007; XL, 2: 205-209

⁸Drążkiewicz K, Łukaszewski M, Czerwiński A: *Właściwości elektrochemiczne i charakterystyka powierzchni stopów palladu ze srebrem i miedzią*. *Przem Chem* 2010; 89, s.1230-1235.

⁹Gołębiowska M: *Materiałoznawstwo protetyczne*. Wyd. MCML, Białystok 2003

przejściowej, który pod wpływem powietrza ulega zjawisku pasywacji, w wyniku którego na jego powierzchni powstaje warstwa tlenku chromu, która zapewnia ochronę przed korozją. Rozpuszcza się w rozcieńczonym kwasie siarkowym i solnym, natomiast w kwasie azotowym niezależnie od jego stężenia ulega pasywacji^{10,11,12}. Stopy kobaltu nazywane są stellitami. Cechuje je srebrzystobiała barwa, mają gęstość ok. dwa razy mniejszą od stopów złota. Temperatura topnienia stellitów jest zróżnicowana i waha się w granicach 1300- 1435 st. C. Konwencjonalne stellity zawierają w swoim składzie ok. 60% kobaltu, 30% chromu, zmienną (4-17%) zawartość wolframu i około 0,1-3,2% węgla. Stopy stosowane w medycynie zawierają w swoim składzie 60% kobaltu, 30% chromu, 6-8% molibdenu, a pozostałe 2% stanowią inne dodatki stopowe. Najbardziej znane stopy Co-Cr to Cobaltium i Vitalium. Stellity mają wielofazową budowę i są najtwardszymi spośród stopów dentystycznych. Są odporne na ścieranie i rozciąganie, a ich stopień wytrzymałości na rozciąganie pod wpływem sił zewnętrznych jest jedynie nieco niższy niż w przypadku utwardzonych stopów złota. Należą do materiałów, w których odporność na ścieranie jest zależna od twardości stopu. Dodatki poszczególnych metali w stellitach mają wpływ na określone cechy stopu. Obróbka stellitów może być trudna i najczęściej prowadzona jest za pomocą narzędzi tnących zawierających w swym składzie węgliki spiekane w połączeniu z polerowaniem elektrolitycznym oraz mechanicznym. Stopy te wykazują doskonałą odporność na utlenianie i korozję, dlatego z dużym powodzeniem mogą być stosowane w środowisku jamy ustnej^{13, 14, 15, 16}. Stopy kobaltowo-chromowe są wykorzystywane do odlewania koron, mostów, protez szkieletowych, wykorzystywane są także w wykonawstwie prac kombinowanych.

Stopy niklowo-chromowe

Nikiel jest pierwiastkiem chemicznym należącym do grupy metali przejściowych. W formie metalicznej jest srebrzystobiałym, lśniąącym trudno korodującym i odpornym na ścieranie metalem. Poniżej temperatury 360 st. C wykazuje właściwości ferromagnetyczne¹⁷. Stopy metali podatne na korozję uwalniają dużą ilość niklu, co może być przyczyną silnej alergii.

¹⁰Lee JD: Wiązanie a struktura, w: Jurkowska K, Związła chemia nieorganiczna. Wyd. 1.PWN, Warszawa 1997, 89-101.

¹¹ Bielański A: Ciało stałe, w: Podstawy chemii nieorganicznej. Wyd. V. PWN, Warszawa 2002, 210-254

¹² Greenwood NN, Earnshaw A: Chemistry of the elements. Oxford; New York: Pergamon Press, 1984.

¹³Hajduga M, Kalukin B, Kalukin A: Biozgodność stopów protetycznych w funkcji czasu, Akt Probl Biomech 2009; 3: 53-58

¹⁴ Craig RG, Powers JM, Wataha JC: Dentystyczne stopy szlachetne i lutowia, Stopy nieszlachetne: odlewnicze oraz poddawane obróbce plastycznej w: Shaw H, Shaw JG, Materiały stomatologiczne, Wyd Med. Urban&Partner, Wrocław 2006, 351-399.

¹⁵ Komorek Z, Józwiak S, Kuchta M: Wpływ warunków wytwarzania na właściwości mechaniczne stopu stomatologicznego Co-CrMo-C. Archiwum odlewnictwa 2006; 6, 18 (2/2): 279-282.

¹⁶ Al Jabbari YS: Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. J Adv Prosthodont 2014; 6, 2: 138-145.

¹⁷ Bielański A: Ciało stałe, w: Podstawy chemii nieorganicznej. Wyd. V. PWN, Warszawa 2002, 210-254.

Jest najbardziej alergizującym z metali¹⁸. W Europie Zachodniej uczulenie na ten pierwiastek dotyczy 10% kobiet i 2% mężczyzn¹⁹. W skład stopu wchodzi nikiel (70-80%), chrom (10-30%), molibden (6-9%) oraz wolfram, magnez, beryl i inne składniki (do 2%). Stopy niklowo-chromowe cechuje dobra odporność na korozję związana ze zjawiskiem pasywacji chromu, duży moduł sprężystości dzięki któremu minimalna grubość metalu w pracy protetycznej może wynosić 0,3mm, oraz duża wytrzymałość plastyczna. Stopy te ze względu na małą gęstość i dużą kurczliwość mogą sprawiać trudności w technologicznym procesie odlewania. Są również twarde, co może sprawiać trudności w trakcie obróbki mechanicznej^{20,21}. Stopy niklowo-chromowe są wykorzystywane w wykonawstwie koron, mostów i protez częściowych.

Stal chromowo-niklowa

Stalą nazywamy wszystkie stopy żelaza, w których zawartość węgla wynosi 0,035-1,7%. Stal chromowo-niklowa jest stalą kwasoodporną, stopową. Składa się z 72-74% żelaza, 18-20% chromu, 8-10% niklu oraz około 0,2% węgla. Jest odporna na korozję dzięki wysokiemu potencjałowi elektrycznemu i charakteryzuje się dużą plastycznością. Obróbka chemiczna, mechaniczna oraz dodatki stopowe mają bezpośredni wpływ na bierność chemiczną stali. Stal chromowo-niklową cechuje większa niż w przypadku stopów złota spoistość, dzięki czemu po wypolerowaniu jej powierzchnia uzyskuje trwałą, lustrzaną połyś. Obecnie znajduje zastosowanie do wyrobu drutu kłamrowego, łuków podjęzykowych i tłoczonych płyt podniebiennych. Łączenie elementów stalowych odbywa się sposobem zgrzewalniczo-spawalniczym oraz przez punktowe zgrzewanie oporowe^{22, 23}.

Stopy tytanu

Tytan jest pierwiastkiem chemicznym z grupy metali przejściowych. Jest lekki i odporny na korozję, charakteryzuje się także dużą odpornością mechaniczną. Cechuje go najwyższy stosunek wytrzymałości mechanicznej do ciężaru²⁴. Tytan jest wykorzystywany w medycynie ze względu na biogodność²⁵. Rzadko zdarzają się reakcje alergiczne na tytan²⁶. Do najlepszych cech tego metalu należą biokompatybilność oraz odporność na korozję. Tytan charakteryzuje się również dużą reaktywnością z tlenem, dzięki czemu następuje jego samorzutne pokrycie szczelną warstwą tlenków,

¹⁸ Wataha JC, Drury JL, Chung WO: Nickel alloys in the oral environment. *Expert Rev Med Devices* 2013; 10, 4: 519-539

¹⁹ Stwora I, Gawlik R: Alergia w stomatologii. *Annales Academiae Medicae Silesiensis* 2013; 67, 1: 74-77

²⁰ Marciniak J: *Biomateriały*. Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.

²¹ Gołębiowska M: *Materiałoznawstwo protetyczne*. Wyd. MCML, Białystok 2003.

²² Marciniak J: *Biomateriały*. Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002

²³ Gołębiowska M: *Materiałoznawstwo protetyczne*. Wyd. MCML, Białystok 2003

²⁴ Greenwood NN, Earnshaw A: *Chemistry of the elements*. Oxford; New York: Pergamon Press, 1984.

²⁵ Hajduga M, Kalukin B, Kalukin A: Biogodność stopów protetycznych w funkcji czasu, *Akt Probl Biomech* 2009; 3: 53-58

²⁶ Fage SW, Muris J, Jakobsen SS, Thyssen JP: Titanium: a review on exposure, release, penetration, allergy, epidemiology, and clinical reactivity. *Contact Dermatitis* 2016; 74, 6: 323-345.

która jest nierozpuszczalna w kontakcie ze środowiskiem jamy ustnej. Mały ciężar właściwy tego metalu sprawia, że uzupełnienia protetyczne wykonane z tytanu są czterokrotnie lżejsze od tych wykonanych ze stopów chromowo-kobaltowych i dwukrotnie lżejsze od uzupełnień ze złota. Uzupełnienia wykonane z tytanu, ze względu na niższy stopień sprężystości, powinny być pogrubione o ok. 30-40% w porównaniu z wykonanymi ze stopów metali nieszlachetnych w celu zachowania odpowiedniej sztywności i odporności na skręcanie²⁷. Stopy tytanu wykazują niskie przewodnictwo cieplne, stanowiące ochronę dla błony śluzowej jamy ustnej. Tytan nie posiada również właściwości magnetycznych. Składnikiem podstawowym stopu jest tytan stanowiący 95% składu, do którego dodaje się złoto, srebro, miedź lub chrom. Ze stopów tytanu można wykonać różne uzupełnienia protetyczne: wkłady, korony, mosty, płyty protez, prace kombinowane oraz wszczepy. W praktyce tytan może sprawiać trudności technologiczne w przetwarzaniu i obróbce²⁸.


1.3. Charakterystyka materiałów użytych do produkcji elementów protetycznych

Tabela 1. Materiały do produkcji elementów protetycznych

Materiały do druku SLS/SLM

Stopy kobaltowo-chromowe

<https://argen.com/store/products/3770#/>



The Argen Corporation
Alloy Specification Sheet

SLM Non-Precious (NP Premier)

Color: WHITE Type: A, PFM ADA Classification: Predominantly Base (PFI) PGM: 0%

Metal Content % (by volume in content of base than end product)

Co	Cr	Mo	W	Si	Fe	Mn
63	23	8	3	<3	<2	<1

Thermal Properties

Melting Range	Casting Temperature	Coefficient of Linear Thermal Expansion	
2462 - 2525 °F	2700 °F	25-500	25-600
1350 - 1385 °C	1485 °C	14.3	14.5

Mechanical Properties (T&T* (2000) for after processing from)

Vickers Hardness	Yield Strength	Modulus of Elasticity	Elongation	Density
(V190)	(0.2% Offset)	(GPa)	%	(g/cm ³)
A.F.	A.F.	A.F.	A.F.	A.F.
365	88,800 psi 475 MPa	223	8	8.8

<https://argen.com/store/products/5370#/>

Stopy tytanu

Selektywny topiony laserowo (SLM) kobaltowo-chromowy drążek nadbudowy jest produkowany z wysokiej jakości stopu CoCr firmy Argen. Może być stosowany z różnymi przypadkami implantów, takimi jak niestandardowe łączniki, łączniki wielopunktowe i łączniki.

- Wyprodukowano z NP Premier
- Wskazany dla prętów do 14 sztuk

²⁷ Koeck B: Korony i mosty – wyniki badań długookresowych i ich następstwa, w: Maślanka T, Korony i mosty. Wyd Med Urban&Prtner, Wrocław 1999; 365-373.

²⁸ Jedynak B, Mierzwińska-Nastalska E: Metody przetwarzania tytanu stosowane w protetyce stomatologicznej. Protet Stomatol 2013; LXIII, 3: 224-233.

Material data - Type 104 (104002)		
Physical Characteristics	Surface size	1500 µm
	Shape	Spherical
	Feasibility	40 µm (up to 1mm)
	Apparent density	2.5 g/cm ³
	Density	3.51 g/cm ³
Chemical Composition	Si	Remanite
	Al	1-4.75 wt %
	V	3.8-4.5 wt %
	Fe	0.25 wt %
	C	0.02 wt %
	V	0.003 wt %
	G	0.14-0.16 wt %
	Ni	0.02 wt %
	Zn	0.1 wt %
	Other	0.4 wt %
Physical properties	Relative density	Approx. 80 %
	Tensile strength	Approx. 1000 MPa
	Yield strength	Approx. 500 MPa
	Elongation after fracture	Approx. 10%
	Elastic modulus	Approx. 110 GPa
	Hardness	Approx. 300 Hv (200 HD)

Materiały do frezowania

Tarcze chromowo-kobaltowe, tytanowe

<https://www.mesaitalia.it/prodotto/magnum-solare-cad-cam/>
<https://www.mesaitalia.it/prodotto/magnum-splendidum-cad-cam/>



Nanokompozyty – materiały do druku SLA

NANOCOMPOSITES FOR TRANSLUCENT PERMANENT RESTORATIONS

Only one visit is needed and the whole workflow remains in-house.



Thanks to **Iris Max**, a new material made with **nanocomposites**, a permanent restorations process and rapid in situ printing finally becomes a reachable goal for all dental clinics, either of small or medium dimensions. Outcome of long researches and tests, the restorations obtained with this **revolutionary material** stand out for their **translucency** and their high flexural strength. They share all the technical and productive advantages granted by the use of DWS innovative 3D printing technologies, like the **Photoblocks** and **Nauta** software packages.

- High translucency
- In-house restorations in all sizes
- Direct print production of crowns, bridges, veneers, onlays and inlays
- High flexural strength values
- Colors available: A1, A2, A3, A3.5, B1, A and with 3D printed technology, even the shading can be exactly reproduced

Nome	ITA	ITA	ITA	ITA	ITA	ITA	ITA	ITA
Iris Max								

The polymer is not considered a drug with medicinal properties in EU. It is not CE marked by the EU. S. Anselmi, Dr. 00142836. Printed in EU countries at the request of the supplier's company.

<https://www.dwssystems.com>

Materiały do druku DLP

Modele

<https://nextdent.com/products/model-2/>

np. NextDent Model 2.0 charakteryzuje się wysokim stopniem dokładności, dzięki czemu materiał ten nadaje się do wykonywania szczegółowych, mistrzowskich modeli protetycznych i ortodontycznych, gdzie wymagana jest wysoka precyzja. Modele pokazują bardzo wizualne szczegóły dzięki kolorom i nieprzezroczystości i mają idealną powierzchnię do wycisków skanów.

Twardość w skali Shore'a- 84.

Maski dziąsła

<https://nextdent.com/products/gingiva-mask/>

Np. NextDentGingivaMask to elastyczny materiał, który można stosować w połączeniu z materiałem modelowym. Umożliwia to drukowanie części modelu, które wymagają pewnej elastyczności, takich jak maski dziąsłowe na modelach implantów. Dostępna w kolorze różowym.

Twardość w skali Shore'a- 68.

Dobierając materiały do produkcji protez należy pamiętać nie tylko o ich właściwościach fizykochemicznych, lecz również biologicznych. Ma to związek z zagadnieniami miejscowej i ogólnej reaktywności żywego organizmu na ciało obce, jakim jest zlokalizowana w jamie ustnej proteza zębowa.

Dlatego, materiał służący jako tworzywo protez zębowych powinien spełniać następujące wymagania:

- nieszkodliwość miejscowa i ogólna dla organizmu,
- odporność na działanie czynników fizykochemicznych środowiska jamy ustnej,
- obojętność biofizyczna, elektrochemiczna, smakowa, zapachowa,
- dokładność w odwzorowaniu kształtów,
- trwałość związana z odpowiednimi parametrami właściwości mechanicznych,
- łatwość obróbki,
- odpowiednie cechy estetyki,
- umiarkowana cena produktu.

2. Budowanie prototypu modułowej linii produkcyjnej z użyciem technologii addytywnych i technologii frezowania

Selektywne spiekanie laserowe (SLS- Selective Laser Sintering) oraz selektywne stapianie laserowe (SLM - Selective Laser Melting): polega na spiekaniu/stapianiu, za pomocą wiązki lasera (np. Nd-YAG lub CO₂ o mocy 50 – 500 W), cienkiej warstwy proszku rozproszanej równomiernie na stoliku roboczym. Jest to proces termiczny, a nie chemiczny i z tego względu laser musi mieć większą moc niż na przykład w metodzie SLA²⁹. Podstawowa różnica między SLS i SLM ogranicza się do odpowiedniego doboru parametrów wpływających na mechanizm łączenia metalicznego proszku, co skutkuje uzyskaniem różnych struktur. W wyniku selektywnego spiekania proszków (SLS) otrzymuje się struktury porowate, o znacznie mniejszej gęstości i wytrzymałości niż w przypadku selektywnego stapiania (SLM), gdzie gęstość może sięgać niemal 100%. Należy pamiętać, że proces spiekania przebiega najczęściej w atmosferze gazów ochronnych. Jako proszki można stosować różne materiały, począwszy od tworzyw termoplastycznych przez niskotopliwe metale i ich stopy, aż po materiały ceramiczne. Proces ten jest już szeroko stosowany w przemyśle i coraz powszechniejszy w medycynie.

SLS i SLM polega na miejscowym spiekaniu lub nadtapianiu sproszkowanego materiału roboczego przy użyciu skupionej i komputerowo sterowanej wiązki laserowej. Używa się do tego celu promieniowania laserowego z zakresu podczerwieni, którego źródłem jest laser CO₂ ($\lambda = 10,6 \mu\text{m}$) lub Nd:YAG ($\lambda = 1,06 \mu\text{m}$). W metodzie tej proces rozpoczyna się rozproszaniem na platformie roboczej cienkiej warstwy (0,02-0,2 mm) proszku w atmosferze gazu obojętnego. Nasypany proszek wyrównuje się za pomocą specjalnego wałka. Następnie po powierzchni proszku prowadzona jest wiązka laserowa zgodnie z zapisanymi wcześniej w pamięci urządzenia sterującego informacjami dotyczącymi kolejnych warstw poprzecznego przekroju przestrzennego obrazu wytwarzanego przedmiotu, przy czym natężenie wiązki lasera jest tak dobierane, aby spiekanie proszku następowało tylko w wybranym obszarze. Proszek otaczający model przejmuje zadanie podpierania wykonywanego warstwowo modelu. Następnie następuje obniżenie platformy roboczej o zadaną wielkość i proces ten się powtarza, aż do wytworzenia modelu w całości. Po zakończeniu procesu budowy modelu zostaje on wyjmowany z komory roboczej i poddawany odpowiedniej obróbce wykańczającej w zależności od późniejszego zastosowania. Niewykorzystany proszek w procesie spiekania może być nadal wykorzystywany w kolejnych procesach wytwórczych³⁰. Ważną cechą tej techniki jest możliwość zastosowania większej ilości materiałów proszkowych, o ile ich właściwości umożliwiają nakładanie go w postaci cienkiej warstwy, która po stopieniu połączy się z wcześniej wykonaną warstwą. Najczęściej wykorzystywanymi materiałami w procesie

²⁹ WYSZYŃSKI D., LIPIEC P., CHUCHRO M., RUSZAJ A., Cladding and selective laser sintering with use of metallic powders, *Advances in Production Engineering*, Warsaw, 2007, Editor L. Dąbrowski, s. 446-451.

³⁰ Ruszaj A., Chuchro M., Wyszynski D., Zastosowanie technologii selektywnego spiekania laserowego (SLS) w inżynierii maszyn (Selective laser sintering (SLS) technology application in mechanical Engineering), *Inżynieria Maszyn 2006 Vol.11 Z.4*, ss38-47.

SLS/SLM są: tworzywa termoplastyczne, metale i stopy niskotopliwe, materiały ceramiczne, metale trudnotopliwe pokryte materiałami niskotopliwymi lub ich mieszaniny. Proces spiekania jest uwarunkowany dużą liczbą parametrów obejmujących szerokie spektrum zjawisk fizycznych i chemicznych zachodzących w czasie jego realizacji. Aby otrzymać żądany obiekt musimy wiedzieć jakie zjawiska mogą wystąpić i jakimi parametrami można będzie kontrolować przebieg procesu w zależności od tego jakiego materiału lub mieszanki użyjemy.³¹

Zastosowanie selektywnego spiekania proszków metali w protetyce pozwala na wykonanie konstrukcji metalowych, jakimi są wkłady koronowo-korzeniowe i podbudowy pod uzupełnienia stałe. Metodą SLS można wykonać podbudowę metalową, poprzez spiekanie wiązką lasera w cienkich warstwach proszku na bazie stopu chromowo-kobaltowego. Taka podbudowa ma jednorodną strukturę, pozbawiona jest niedokładności, jakie istnieją w uzupełnieniach wytwarzanych tradycyjną metodą, oraz doskonale pasuje do filaru zęba, niezależnie od tego, jak rozległe jest wytwarzane uzupełnienie. Obecnie jest to najdokładniejsza metoda wytwarzania konstrukcji CoCr. Wyklucza ona problem skurczu, który istnieje w metodzie tradycyjnej na etapie modelowania uzupełnień z wosku lub frezowania ich z bloczków woskowych, a także późniejszej zamiany ich na metal. Proces wytwarzania takiego uzupełnienia na początku jest taki sam jak w przypadku uzupełnień frezowanych³². Model roboczy zostaje zeskanowany, by następnie można było zaprojektować uzupełnienie. Zaprojektowane uzupełnienie w formie pliku STL zostaje przesłane do urządzenia, które wykorzystuje laser światłowodowy Yb (Ytterbium Fibre Laser – iterbowy laser włóknowy). Moc takiego lasera wynosi 200 W. Na platformę roboczą zostaje naniesiona warstwa proszku (0,2 mm). Później wiązka lasera jest prowadzona zgodnie z zapisem projektu utworzonej podbudowy po powierzchni proszku. Etap ten jest powtarzany kilkakrotnie. W efekcie końcowym otrzymuje się jednolite uzupełnienie, którego gęstość wynosi 99%. Podbudowa wykonana w technologii SLS powinna mieć grubość 0,5 mm, natomiast jej obrzeża – 0,2 mm. Wielkość łączników w mostach w odcinku przednim to minimalnie 4 mm², a w odcinku bocznym – 5 mm². W tej metodzie następuje przejście proszku, który jest w stanie stałym, przez płynny, ponownie do stałego, jakim jest spiek. Proszek, który nie został wykorzystany w procesie, zostaje zmiatany z platformy roboczej. Może on zostać wykorzystany ponownie, przez co straty materiału są bardzo małe, co obniża koszty produkcji. Jednocześnie na platformie roboczej może być wytwarzanych od 350 do 600 podbudów, a cały cykl produkcji trwa 22 godziny. W następnym etapie elementy zostają poddawane procesowi śrutowania ceramicznego (kulowaniu – shot-peening). Proces ten polega na bombardowaniu ścierniwem ceramicznym elementów powstałych na etapie spiekania. Ścierniwo ceramiczne jest okrągłe, o średnicy 0,125-0,250 mm. Proces ten przeprowadza się pod ciśnieniem 2,5-3,5 bara. Powoduje to oczyszczanie metalowych elementów z zanieczyszczeń przez wytworzenie mechanicznych wibracji. Następnym



³¹ WYSZYŃSKI D., LIPIEC P., CHUCHRO M., RUSZAJ A., Cladding and selective laser sintering with use of metallic powders, *Advances in Production Engineering*, Warsaw, 2007, Editor L. Dąbrowski, s. 446-451.

³² Borowicz J., Modzelewska A., Sarna-Boś K., Ropa A.: Zastosowanie stopów metali nieszlachetnych w protetyce stomatologicznej, *Nowoczesny Technik dentystryczny*, vol.1, 2019



etapem jest wygrzewanie podbudowy w atmosferze argonu. Ma to na celu zminimalizowanie naprężeń wewnętrznych. Następuje to w piecu, który nagrzewa się do temperatury 450°C w ciągu godziny. Ta temperatura utrzymywana jest przez 45 minut, później wzrasta ona do 750°C w ciągu 45 minut i przez kolejną godzinę jest utrzymywana na takim poziomie. Następnie tak wygrzany element poddaje się stopniowemu chłodzeniu. Tak powstałe uzupełnienie może być opracowywane w standardowy sposób, jak uzupełnienia wykonywane metodą tradycyjną. Oksydacja jest przeprowadzana po wykonaniu podbudowy, jednak zaleca się jej powtórzenie w pracowni. Do licowania należy wybierać ceramikę, która ma odpowiednią rozszerzalność termiczną³³.

2.1. Wyposażenie linii produkcyjnej

Tabela. 2 Wyposażenie linii produkcyjnej

Lp.	Nazwa aparatury	zdjęcie	Sposób zagospodarowania urządzenia	Właściwości
1. Zbieranie danych od pacjentów:				
a. bezpośrednio – skaner wewnętrzny Medit i500				
b. pośrednio za pomocą skanera laboratoryjnego Skaner DX – MX – Shining 3D				
a.	Skaner wewnętrzny MDIT i500		Porównanie możliwości skanera wewnętrznego pracującego na modelu ze skanerem stołowym (symulacja warunków klinicznych)	<ul style="list-style-type: none"> • Wysoka dokładność: odtwarzalność- punkt $5.3\mu\text{m} \pm 0.34$, ćwiartka $17.3\mu\text{m} \pm 0.43$, łuk $21.0\mu\text{m} \pm 1.48$ • wysoka rozdzielczość, • mała końcówka, • skanowanie wideo, • sterowanie jednym przyciskiem, • lekki
b.	Skaner stołowy 3D DS-MXSHINING3D SMP		Skanowanie i przygotowywanie danych wejściowych	<ul style="list-style-type: none"> • Pojedynczy zakres skanowania $400 \times 300 \text{mm}^2 / 200 \times 150 \text{mm}^2 / 100 \times 75 \text{mm}^2$ • Dokładność pojedynczego strzału $0,015 \text{ mm} / 0,01 \text{ mm} / 0,005 \text{ mm}$ • Odległość punktu $0,16 \text{ mm} / 0,08 \text{ mm} / 0,04 \text{ mm}$ • Rozdzielczość aparatu

³³Borowicz J., Modzelewska A., Sarna-Boś K., Ropa A.: Zastosowanie stopów metali nieszlachetnych w protetyce stomatologicznej, Nowoczesny Technik dentystryczny, vol.1, 2019

			<ul style="list-style-type: none"> 5.0 MPx2 • Źródło światła Niebieskie światło (LED) • Pojedyncza prędkość skanowania <1,5 s • Format danych wyjściowych .asc, .stl, .obj, itp. i jest kompatybilny z głównym oprogramowaniem 3D
<p>2. Planowanie zabiegów: planowanie wirtualne zabiegów z uwzględnieniem projektowania wstecznego</p> <p>a. Opracowanie danych, separowanie struktur, podział elementów modeli hybrydowych ze względu na technologię wykonania.</p> <p>b. Planowanie szablonów chirurgicznych – oprogramowanie DentalCAD</p>			
b.	Oprogramowanie Pakiet CAD	Projektowanie standardowe i wsteczne elementów protetycznych dla technologii jednolitych i hybrydowych	
b.	Oprogramowanie Pakiet CAM	Symulacja i kontrola obróbki metodami tradycyjnymi (frezowanie) i przyrostowymi (druk 3D)	
<p>3. Projektowanie elementów protetycznych</p> <p>a. Projektowanie łączników indywidualnych – oprogramowanie Exocad</p> <p>b. Projektowanie modeli do wydruku – i wydruk – Exocad.</p>			
	Oprogramowanie Exocad	Projektowanie łączników indywidualnych i modeli do wydruku	
<p>3. System komputerowy z siecią serwerów, komputerów desktop i przenośnych stacji roboczych. Komputery połączone są w sieć stacjonarną i mobilną z osobnym serwerem danych o pacjentach. Mobilne stacje robocze mogą pracować stacjonarnie lub mobilnie.</p>			
a	SERWER PLIKÓW DANYCH PACJENTÓW (między innymi w formacie DICOM) PROJEKTOWANIA		Serwer plików zarządzający danymi zebranymi od zlecających – otwarty na użytkowników zewnętrznych.
a	SERWER DANYCH DO PROJEKTOWANIA CAD i obróbki CAM		Serwer plików zarządzający danymi dla komputerów zintegrowanych w system informatyczny obsługujący procedury produkcyjne i pomiarowe

a	Stacja robocza mobilna (Komputer) – 3 zestawy		Komputer o wysokiej mobilności do projektowanie prac protetycznych z zainstalowanym oprogramowaniem CAD
a	Stacjarobocza mobilna (Komputer)		Komputer o wysokiej mobilności do przygotowywania materiałów reklamowych, wzorów opakowań i elementów graficznych do wydruku na drukarkach SLM, SLA, MOPA.
a	Stacja robocza stacjonarna z monitorem 32 cale (Komputer)		Podłączony do serwera danych pacjentów (plików DICOM) Obróbka i przygotowanie listy roboczej i danych wejściowych.
a	Stacja robocza stacjonarna z monitorem 32 cale (Komputer)		Podłączony do serwera danych do projektowania CAD i obróbki CAM
a	Komputer mobilny – stacja projektowania CAD - 3 zestawy		Podłączony do serwera danych do projektowania CAD i obróbki CAM
a	Komputer mobilny – stacja druku 3DCAM		Podłączony do serwera danych do projektowania CAD i obróbki CAM




5. Frezowanie, wydruk poszczególnych elementów protetycznych w technologiach tradycyjnych i przyrostowych



1) Wydruk modeli wraz z maską dziąsła




- a. Drukarka DWS 2500PD – technologia SLA
- b. Drukarka Carima – technologia DLP

2) Przygotowanie łączników indywidualnych w technologii frezowania, druku 3D SLM i technologii hybrydowej

- c. Frezowanie Arum 5x200 frezarka 5 osiowa
- d. Druk 3D drukarka Riton D150

a.	Drukarka DWS 2500PD		Przygotowywanie elementów modeli cyfrowych i elementów wysokiej precyzji wykonania i ich wydruk	
b.	Drukarka 3D DLP CARIMA DENTAL		Przygotowywanie dużych elementów modeli cyfrowych o średniej precyzji wykonania i ich wydruk	
c.	Frezarka Coritech -ARUM 5x200		Frezowanie zgrubne i ostateczne elementów protetycznych „na gotowo” lub jako półproduktów do dalszej obróbki.	<ul style="list-style-type: none"> • Liczba osi: 5-osiowa • Rodzaj przetwarzania Na mokro i na sucho • Materiały do cięcia: krążek tytanowy, krążek Co-Cr, krążek Ni-Cr, wstępnie wyfrezowany blank (tytan), cyrkon, dwukrzemian litu (E-max®, itp.), Nanokompozyt (VericomMazic® duro, Lava Ultimate® itp.), PMMA, PEEK, wosk itp • Zbiornik wody w urządzeniu (typ mokry) / opcja - powietrze: sprężarka, odpylacz (typ suchy) • Mechanizm napędowy: śruba kulowa • Światło robocze LED białe, niebieskie • Rozmiar maszyny 743 × 827 × 1782 mm (29 × 32 × 70 cali) • Masa maszyny 405 kg • Zakres: Oś X, Y, Z 330 × 146 × 145 mm (13 × 6 × 6 cali) A, B oś A: 360° / B: ± 30° • Moc wrzeciona: DC 3,0

				<p>kW</p> <ul style="list-style-type: none"> Prędkość wrzeciona: 2000 do 60000 obr / min A.T.C Liczba narzędzi 15 Moc wejściowa 1 AC 200-250 V, 50/60 Hz, 15 A.
d.	Drukarka SLM 3D RITON 150SLM		Wydruk elementów o średniej dokładności wykonania – półproduktów do dalszych etapów obróbki, wykonanie elementów gotowych.	<ul style="list-style-type: none"> moc 500W wydajność: 4,5 godziny wydruk 220 sztuk korony dentystycznej Najkrótszy czas konfiguracji - zastosowane komponenty o dłuższym czasie obsługi Najmniejsze zużycie N₂: gaz osłonowy 40L można zużywać 6 razy Ochrona instalacji elektrycznej wbudowany UPS
6. Prezentacja prac protetycznych w technologii trójwymiarowej i Digital Smile Design z użyciem oprogramowania DentalCAD				
a. Prezentacja 3D otrzymanych prac – mikroskop ZUMAX OMS 3200				
a	Mikroskop 3D ZUMAX 3200 SURGICAL		Obrazowanie wytworzonych elementów indywidualnych i transmisja wirtualnego obrazu 3D. Symulowanie warunków klinicznych i prezentowanie innowacyjnych rozwiązań lekarzom i pacjentom	<ul style="list-style-type: none"> System powiększania <ul style="list-style-type: none"> * 5-stopniowa ręczna zmiana powiększenia * Pięć pozycji zatrzymania kliknięcia y = 0,4x, 0,6x, 1,0x, 1,6x, 2,5x Tubus <ul style="list-style-type: none"> * Lornetka nachylona pod kątem 45 stopni, f = 170mm * 0-180 odchylany w stopniach tubus binokularny, f = 170mm Okulary <ul style="list-style-type: none"> * Okulary szerokokątne 12,5x i 10x i mają zintegrowane muszle oczne z bezstopniową regulacją. Zakres powiększenia <ul style="list-style-type: none"> * np. Z obiektywem f = 250 mm i okularami 12,5x: * Powiększenie / Średnica pola widzenia: 3,4x, 5,4x, 8,5x, 13,5x, 21,2x 65 mm, 42 mm, 26 mm, 16 mm, 10,4 mm

				<p>z wybranymi komponenty, powyższy zakres powiększenia można przesunąć w górę lub w dół.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Focusing <ul style="list-style-type: none"> * Ręczny, precyzyjny zakres ogniskowania 12 mm * 5 obiektywów opcjonalnych: f = 200 mm (z precyzyjnym ogniskowaniem), f = 250 mm (z precyzyjnym ogniskowaniem), f = 300 mm, f = 350 mm, f = 400 mm • Oświetlenie <ul style="list-style-type: none"> * Oświetlenie światłowodowe z dwoma Żarówki halogenowe 15 V, 150 W * Zintegrowany filtr żółto-zielony * Średnica pola widzenia: 50 mm z obiektywem f250 mm
<p>7. Identyfikacja i kontrola jakości gotowych prac</p> <p>a. Oznaczenie wyprodukowanych elementów – drukarka laserowa – technologia MOPA</p> <p>b. Pomiar wymiarów otrzymanych elementów – mikroskop warsztatowy</p> <p>Pomiar twardości i wytrzymałości elementów – przyrządy pomiarowe Zestaw 1 i Zestaw</p>				
a.	Drukarka laserowa MOPA		Trwałe oznakowanie zakodowanych danych pacjenta na elementach protetycznych – wydruk bezpośredni etykiet	
b.	Mikroskop pomiarowy - cyfrowy		Pomiar wymiarów i sprawdzenie tolerancji wykonania elementów.	
c.	Pomiar twardości i wytrzymałości materiałów		Odczyt w zakresie HRC HRV	

2.2. Lista elementów linii produkcyjnej do wytwarzania indywidualnych łączników hybrydowych.

1. Moduł akwizycji danych 3D
 - Skanowanie wewnętrzne
 - Skanowanie modeli
 - Skanowanie RTG 3D CBCT
2. Moduł integracji danych i wirtualnego projektowania
 - Oprogramowanie do łączenia surowych danych
 - Oprogramowanie do wirtualnego projektowania
 - Oprogramowanie do przygotowania danych do obrabiarek i drukarek 3D
 - Komputery z monitorami HD minimum 24 cali – 2 szt
 - Stacje robocze przenośne (notebooki, monitor HD 17 cali) – 2 szt
3. Moduł prototypowania i druku 3D w technologii SLA
 - Drukarka 3D z łatwą możliwością wymiany materiałów drukowanych
 - Oprogramowanie do druku 3D wraz z komputerem sterującym
4. Moduł druku 3D dla tytanu w technologii SLM
 - Drukarka SLM z polem budowy o średnicy minimalnej 150 mm w wersji z drukiem w osłonie argonu.
5. Moduł druku 3D do pozostałych materiałów w technologii SLM
 - Drukarka SLM z polem budowy o średnicy minimalnej o średnicy minimalnej 150 mm w wersji z drukiem w osłonie argonu
 - Oprogramowanie CAM do frezowania
6. Moduł oprogramowania CAM do druku 3D
 - Komputer sterujący z monitorem do obsługi obu systemów druku 3D
7. Moduł integracji druku i frezowani
 - Zaprojektowany i wykonany moduł do integracji
 - Bibliotekageometrii modułu do zastosowań we frezarkach 4 i 5 osiowych
8. Moduł Frezowania końcowego pięcioosiowego
 - Frezarka 5 osiowa z uniwersalnym uchwytem do
 - Oprogramowanie CAM do frezowania
 - Komputer sterujący z monitorem
9. Moduł kontroli pasowania zestawów i znakowania
 - Mikroskop 3D do oceny dokładności pasowania
 - Mikroskop pomiarowy – warsztatowy
 - Drukarka laserowa do oznaczania parametrów, numerów seryjnych i oznaczeń typu.

2.3. Założenia techniczne i funkcjonalne poszczególnych modułów

Linia technologiczna stanowi nowoczesne rozwiązanie wychodzące naprzeciw oczekiwaniom rynku. Ponieważ została ona opracowana w systemie modułowym może stanowić uzupełnienie obecnie istniejących systemów lub być nabywana w poszczególnych elementach w zależności od budżetu klientów.

Linia posiada możliwość wykonywania systemu łączników indywidualnych dopasowanych do elementów implantowanych i elementów protetycznych wykonywanych w technologii hybrydowej.

Połączenie w jednej linii produkcyjnej urządzeń do użycia technologii addytywnych to wytwarzania elementów protetycznych, szablonów i modeli na bazie technologii druku 3D i technologii frezowania to wytwarzania elementów protetycznych, łączników i belek wielopunktowych w technologii obróbki mechanicznej 3D.

Założenia techniczne dane wejściowe i wyjściowe dla poszczególnych modułów

1. Moduł akwizycji danych 3D – Moduł w którym danymi wejściowymi są rzeczywiste warunki panujące w jamie ustnej pacjenta. Po wykonaniu skanu i przetworzeniu danych, dane wyjściowe to powierzchnie 3D w postaci pliku .stl (dane ze skanerów) oraz tomografia komputerowa w postaci plików .dcm, będące wirtualnym odwzorowaniem rzeczywistych warunków.
2. Moduł integracji danych i wirtualnego projektowania – Moduł, w którym danymi wejściowymi są skany .stl oraz pliki .dcm. Następnie w wyniku użycia oprogramowania CAD i przeprowadzenia procesu projektowania otrzymujemy gotowe projekty w postaci plików .stl.
3. Moduł druku 3D w technologii SLA – Moduł, w którym projekty w postaci plików .stl są przetwarzane w programie CAM, a następnie drukowane. Danymi wyjściowymi tego modułu są gotowe prace w postaci odbudów tymczasowych, modele stomatologiczne, szablony chirurgiczne, prace do odlewania.
4. Moduł druku 3D dla tytanu w technologii SLM - Moduł, w którym projekty w postaci plików .stl są przetwarzane w programie CAM, a następnie drukowane. Danymi wyjściowymi tego modułu są gotowe prace w postaci łączników indywidualnych, mostów, podbudów, belek, protez szkieletowych.
5. Moduł druku 3D dla pozostałych materiałów w technologii SLM - Moduł, w którym projekty w postaci plików .stl są przetwarzane w programie CAM, a następnie drukowane. Danymi wyjściowymi tego modułu są gotowe prace w postaci łączników indywidualnych, mostów, podbudów, belek, protez szkieletowych.
6. Moduł frezowania końcowego pięcioosiowego - Moduł, w którym projekty w postaci plików .stl są przetwarzane w programie CAM, a następnie frezowane. Danymi wyjściowymi tego modułu są gotowe prace w postaci łączników indywidualnych, mostów, podbudów, belek, protez szkieletowych, prace tymczasowe. Dodatkowo elementami wejściowymi są prace z drukarek SLM wraz z projektami w postaci .stl,

następnie prace na podstawie projektu są szlifowane. Elementami wyjściowymi są gotowe prace w postaci łączników indywidualnych, mostów.

7. Moduł integracji druku i frezowania – Jest to moduł wspomagający, którego danymi wejściowymi są dane z różnych programów, a danymi wyjściowymi zintegrowany system informatyczny centrum frezującego
8. Moduł kontroli pasowania zestawów i znakowania – danymi wejściowymi w tym module są wszystkie prace z frezarek i drukarek, a danymi wyjściowymi prace po kontroli jakości i oznaczeniu.

2.4. Opis funkcjonalny modułów druku 3D

1. Moduł druku 3D w technologii SLA – technologia wydruku SLA jest technologią utwardzania żywicy za pomocą wiązki lasera. Drukarki 3D wykorzystujące technologię SLA charakteryzują się bardzo dobrą dokładnością oraz powtarzalnością wydruku. Moduł ten powinien składać się z:
 - a. Drukarka 3D w technologii SLA z łatwą wymianą materiałów drukowanych i z platformą wydruku (polem wydruku) o średnicy minimum 150 mm – Różnorodność dostępnych żywic i ich zastosowania sprawia, że dzięki drukarkom 3D możliwe jest wydrukowanie szablonu chirurgicznego, pracy protetycznej tymczasowej, wydruków do odlewania, modeli stomatologicznych wraz z maską dziąsła. To wszystko determinuje konieczność ciągłej zmiany zbiornika z żywicą, co z kolei wymusza zastosowanie systemu jego szybkiej, bezproblemowej wymiany.
 - b. Oprogramowanie CAM do druku 3D wraz z komputerem sterującym – Dzięki oprogramowaniu CAM gotowy plik .stl projektu można spozycjonować na platformie drukarki i przeliczyć to na współrzędne, które tworzą ścieżkę ruchu lasera i platformy. Taki proces przeliczenia bardzo mocno obciąża komputer przez co należy zastosować komputer o parametrach min: system operacyjny Win10; procesor – Intel Core i9-10920X; 32 GB RAM; karta graficzna – NVIDIA GeForce RTX 2070 SUPER; dysk SSD 500GB + 1TB HDD. Taka specyfikacja komputera pozwoli na płynną i szybką pracę.
2. Moduł druku 3D dla tytanu w technologii SLM – technologia wydruku SLM jest technologią roztapiania i spajania proszku tytanu za pomocą wiązki lasera. Drukarki 3D wykorzystujące technologię SLM charakteryzują się stosunkowo dobrą dokładnością oraz powtarzalnością wydruku. Moduł ten powinien składać się z:
 - a. Drukarka 3D w technologii SLM z platformą wydruku (polem wydruku) o średnicy minimum 150 mm w wersji z drukiem w osłonie Argonu – Dzięki drukarce SLM jest możliwość wytwarzania prac z tytanu, tj. łączniki indywidualne, protezy szkieletowe, mosty, belki tytanowe w sposób bardziej przystępny cenowo, a odpady redukują się praktycznie do zera, dzięki czemu centrum frezowania staje się bardziej ekologiczne. Gaz osłonowy w postaci Argonu jest niezbędny w procesie spiekania tytanu, a platforma robocza o średnicy 15 cm sprawi, że czas spiekania pojedynczej pracy jest relatywnie

- krótki. Tytan jest charakterystycznym materiałem do obróbki, dlatego do tego wydruku prac potrzebna jest drukarka specjalnie skonfigurowana pod tytan.
- b. Oprogramowanie CAM do druku 3D wraz z komputerem sterującym – Dzięki oprogramowaniu CAM gotowy plik .stl projektu można spozycjonować na platformie drukarki i przeliczyć to na współrzędne, które tworzą ścieżkę ruchu lasera i platformy. Taki proces przeliczenia bardzo mocno obciąża komputer przez co należy zastosować komputer o parametrach min: system operacyjny Win10; procesor – Intel Core i9-10920X; 32 GB RAM; karta graficzna – NVIDIA GeForce RTX 2070 SUPER; dysk SSD 500GB + 1TB HDD. Taka specyfikacja komputera pozwoli na płynną i szybką pracę.
3. Moduł druku 3D dla pozostałych materiałów w technologii SLM – technologia wydruku SLM jest technologią roztapiania i spajania proszku metalowego za pomocą wiązki lasera. Drukarki 3D wykorzystujące technologię SLM charakteryzują się stosunkowo dobrą dokładnością oraz powtarzalnością wydruku. Moduł ten powinien składać się z:
 - a. Drukarka 3D w technologii SLM z platformą wydruku (polem wydruku) o średnicy minimum 150 mm w wersji z drukiem w osłonie Argonu – Dzięki drukarce SLM jest możliwość wytwarzania prac np. z chromo-cobaltu, tj. łączniki indywidualne, protezy szkieletowe, mosty, belki tytanowe w sposób bardziej przystępny cenowo, a odpady redukują się praktycznie do zera, dzięki czemu centrum frezowania staje się bardziej ekologiczne. Gaz osłonowy w postaci Argonu jest niezbędny w procesie spiekania tytanu, a platforma robocza o średnicy 15 cm sprawi, że czas spiekania pojedynczej pracy jest relatywnie krótki. Gaz osłonowy w postaci Argonu jest niezbędny w procesie spiekania tytanu, a platforma robocza o średnicy 15 cm sprawi, że czas spiekania pojedynczej pracy jest relatywnie krótki.
 - b. Oprogramowanie CAM do druku 3D wraz z komputerem sterującym – Dzięki oprogramowaniu CAM gotowy plik .stl projektu można spozycjonować na platformie drukarki i przeliczyć to na współrzędne, które tworzą ścieżkę ruchu lasera i platformy. Taki proces przeliczenia bardzo mocno obciąża komputer przez co należy zastosować komputer o parametrach min: system operacyjny Win10; procesor – Intel Core i9-10920X; 32 GB RAM; karta graficzna – NVIDIA GeForce RTX 2070 SUPER; dysk SSD 500GB + 1TB HDD. Taka specyfikacja komputera pozwoli na płynną i szybką pracę.

2.5. Opis rozwiązań projektowych

1. Integracja poszczególnych modułów linii technologicznej
2. Opracowanie zaprojektowanie i wykonanie adapterów umożliwiających integrację danych z poszczególnych modułów modułów
3. Opracowanie modułów oprogramowania odpowiadających na integrację danych

4. Zaprojektowanie i udoskonalenie procesu technologicznego w celu optymalizacji czasu i kosztów wykonania poszczególnych elementów

2.6. Opis procesu produkcyjnego

1. Zbieranie danych od pacjentów
 - a. Bezpośrednio – skaner wewnątrzustny Medit i500
 - b. Pośrednio za pomocą skanera laboratoryjnego Skaner DX – MX – Shining 3D
 2. Planowanie zabiegów
 - a. Planowanie wirtualne zabiegów z uwzględnieniem projektowania wstecznego
 - i. Opracowanie danych, separowanie struktur, podział elementów modeli hybrydowych ze względu na technologię wykonania.
 - ii. Planowanie szablonów chirurgicznych – oprogramowanie DentalCAD
 3. Projektowanie elementów protetycznych
 - i. Projektowanie łączników indywidualnych – oprogramowanie Exocad
 - ii. Projektowanie modeli do wydruku – i wydruk – Exocad.
 4. Frezowanie, wydruk poszczególnych elementów protetycznych w technologiach tradycyjnych i przyrostowych
 - a. Wydruk modeli wraz z maską dziąsła
 - i. Drukarka DWS 2500PD – technologia SLA
 - ii. Drukarka Carima – technologia DLP
 - b. Przygotowanie łączników indywidualnych w technologii frezowania, druku 3D SLM i technologii hybrydowej
 - i. Frezowanie Arum 5x200 frezarka 5 osiowa
 - ii. Druk 3D drukarka Riton D150
 5. Prezentacja prac protetycznych w technologii trójwymiarowej i Digital Smile Design z użyciem oprogramowania DentalCAD
 - a. Prezentacja 3D otrzymanych prac – mikroskop ZUMAX OMS 3200
 6. Identyfikacja i kontrola jakości gotowych prac
 - a. Oznaczenie wyprodukowanych elementów – drukarka laserowa – technologia MOPA
 - b. Pomiar wymiarów otrzymanych elementów – mikroskop warsztatowy
 - c. Pomiar twardości i wytrzymałości elementów – przyrządy pomiarowe Zestaw 1 i Zestaw 2
-
3. Integracja linii technologicznych ze środowiskiem informatycznym prace badawcze nad oprogramowaniem tworzenie nowych aplikacji połączeń i interfaców, integracja z oprogramowaniem zewnętrznym.

Zastosowano oprogramowanie exocad, które pozwala na integrację z różnymi skanerami, modułami CAM i systemami wytwarzania przyrostowego.

Tabela.3. Integracja linii technologicznej z oprogramowaniem zewnętrznym

Integracja skanera	Dzięki partnerstwu z wiodącymi producentami skanerów dentystycznych, DentalCAD i ChairsideCAD firmy exocad stanowią podstawę systemów CAD / CAM z płynnie zintegrowanym przepływem pracy - pozostawiając jednocześnie swobodę wyboru między wieloma różnymi skanerami 3D.
Integracja CAM	Ze względu na otwartą architekturę exocam , do obliczenia rzeczywistej ścieżki narzędzia można użyć oprogramowania innych firm. Rezultatem jest płynnie zintegrowane oprogramowanie CAD / CAM. Integratorzy systemów mogą zakupić w pełni zintegrowany moduł CAM od exocad GmbH, w tym obliczanie ścieżki narzędzia obecnie zapewniane przez Moduleworks lub Sum3D. Alternatywnie, dostępna jest wersja exocam tylko do zagnieżdżenia, a obliczenia ścieżki narzędzia mogą być wykonywane przez Moduleworks, Sum3D lub dowolnego innego dostawcę CAM..
Integracja z drukarką 3D	Dzięki partnerstwu z wiodącymi producentami drukarek 3D do zastosowań dentystycznych, obsługiwane oprogramowanie drukarek 3D płynnie integruje się z rozwiązaniami oprogramowania exocad, aby umożliwić bezproblemowy i łatwy przepływ pracy - jednocześnie pozostawiając swobodę wyboru między wieloma różnymi systemami produkcyjnymi.
Biblioteki implantów dla CAD	Codziennie aktualizowane oficjalne biblioteki komponentów protetycznych, takich jak Scanbodies, Titanium Base, Stock Abutments, Multi-Units i Direct-to-implant Interfaces, a także analogi laboratoryjne dla DentalCAD, ChairsideCAD i Model Creator.
Biblioteki dla implantów exoplan	Codziennie aktualizowane, weryfikowane i zatwierdzone biblioteki implantów, tulei chirurgicznych, zestawów wiertel i szpilek mocujących / kotwiczących do projektowania prowadnic chirurgicznych za pomocą exoplan i Guide Creator.
Biblioteki zębów protez	Ponad 3500 zębów protez w ponad 490 bibliotekach form do zębów. Stała aktualizacja i rozszerzanie zatwierdzonych bibliotek zębów protez do projektowania protez DentalCAD.

4. Wykonanie pierwszych elementów mechanicznych metodą addytywną i frezowaniem przy udziale zintegrowanych danych wejściowych.

Tabela 4. Elementy wykonane na linii produkcyjnej

1. Etap projektowania wirtualnego cyfrowych modeli odzwierciedlających warunki anatomiczne pacjenta – część twarda (oprogramowanie CAD – Exocad, EzCad, Dental CAD, GuideMia)

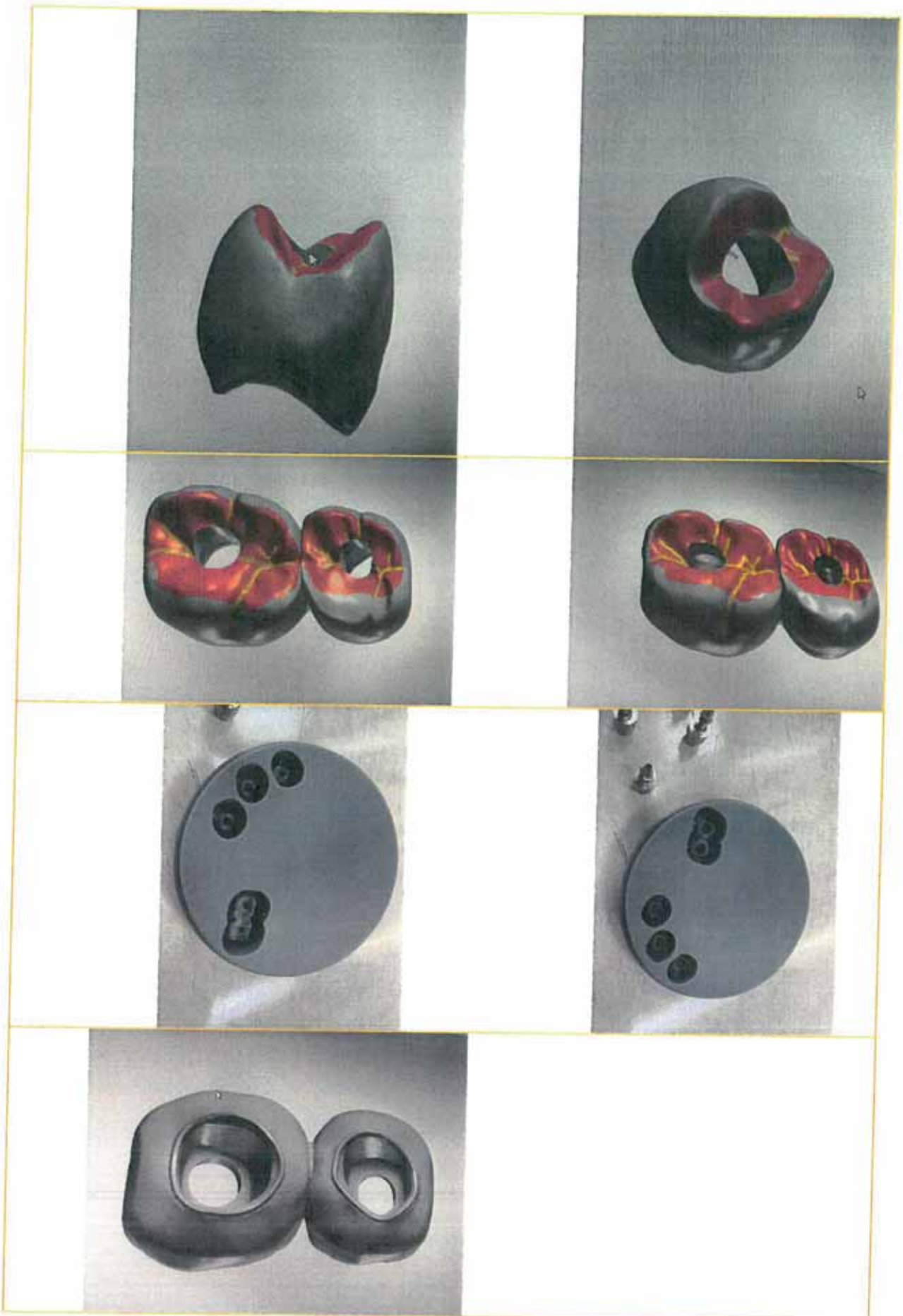


2. Etap projektowania wirtualnego modelu cyfrowego odzwierciedlających warunki anatomiczne pacjenta – część miękka dziąsła (oprogramowanie CAD – Exocad, EzCad, Dental CAD)

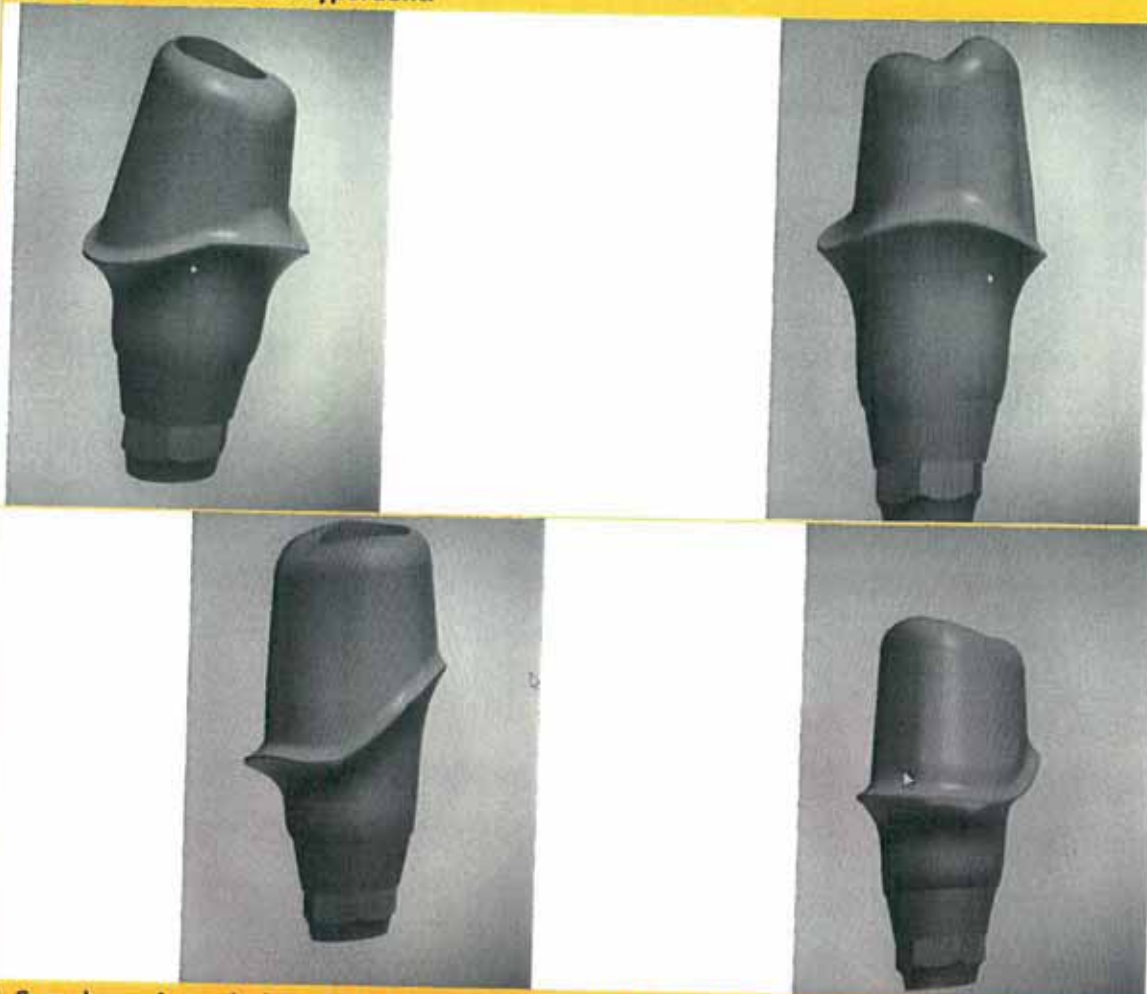
3. Wydruk projektów hybrydowych stworzonych w środowisku cyfrowym (drukarka DWS 2500 PD i CARIMA, oprogramowanie Nauta, Fictor, pakiet oprogramowania Magics)



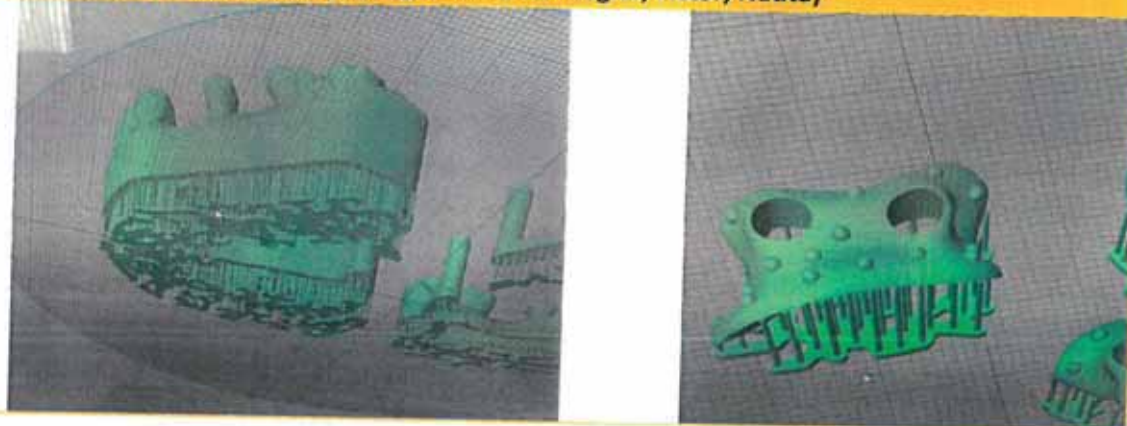
4. Projektowanie końcowych elementów estetycznych – korony pełnokonturowe (Cyrkon i PMMA) – oprogramowanie Exocad, EzCad,

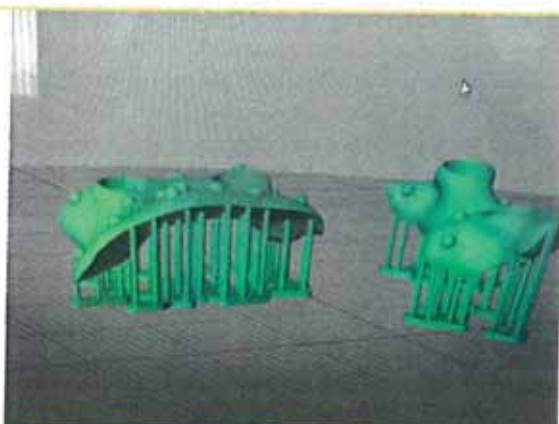


5. Projekty łączników implantologicznych indywidualnych stworzonych za pomocą techniki projektowania wstecznego (Exocad, EzCAD, DentalCAD, Guidemia) z symulacją wykonania w oprogramowaniu CAM Hyperdent.

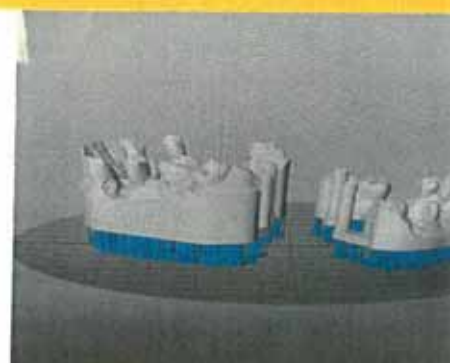
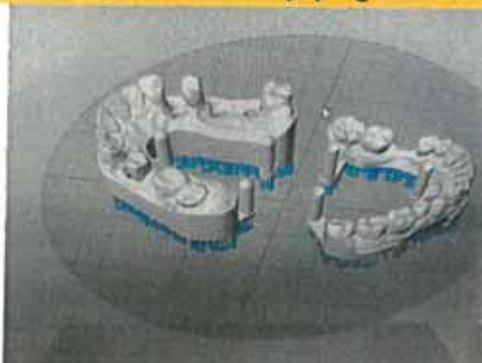


6. Symulowanie wydruków CAM (oprogramowanie Magisc, Fictor, Nauta)





7. Symulowanie wydruków CAM (oprogramowanie Carima)



8. Łączniki wykonane metodą frezowania i metoda hybrydową (Frezarka Arum 5x200 i drukarka SLM RITON 150 Titanium).



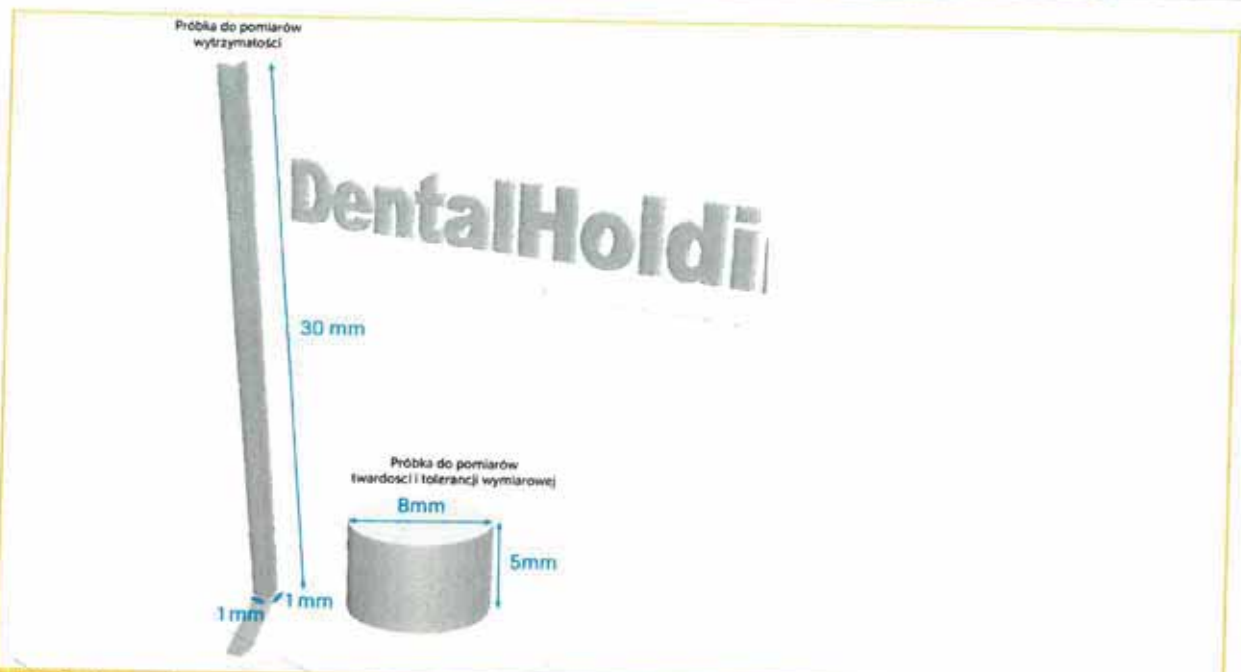
9. Wykonanie koron w wersji końcowej – frezarka Arum 5x200



10. Wykonanie elementów metalowych metodą frezowania i spieku laserowego SLM oraz w technice łączonej.



11. Wykonanie próbek do pomiarów parametrów fizycznych



12. Gotowe elementy protetyczne wykonane metodą hybrydową



5. Badanie przemysłowe dokładności wykonania elementów

5.1. Opis funkcjonalny modułu kontroli pasowania zestawów i znakowania

Moduł kontroli pasowania zestawów i znakowania – po wytworzeniu pracy konieczne jest sprawdzenie jakości wyrobu. Pierwszym krokiem jest ocena wizualna. Do kolejnych kroków potrzebny jest sprzęt, tj.:

- Mikroskop 3D do oceny dokładności pasowania – dzięki temu mikroskopowi można sprawdzić dokładność pasowania pracy oraz ewentualne pęknięcia na powierzchni. Dzięki tym krokom jesteśmy w stanie wyeliminować ewentualne wady produktów, co pozwoli zaoszczędzić czas i pieniądze lekarza oraz pacjentów.

- Mikroskop pomiarowy (warsztatowy) – Mikroskop tego typu jest potrzebny do sprawdzenia geometrii zewnętrznej produktów. To kolejny krok w ocenie poprawności wykonania pracy.
- Drukarka laserowa do oznaczania parametrów, numerów seryjnych i oznaczeń typu – laserowe grawerowanie oznaczeń na pracach jest szybkie i bardzo dokładne (konieczność stosowania małej czcionki ze względu na gabaryty produktów). Oznaczanie produktów jest konieczne i ma na celu między innymi ich identyfikowanie.

5.2. Procedura pomiarowa

Została opracowana procedura pomiarowa na potrzeby kontroli jakości procesu produkcyjnego. Niniejsza procedura zawiera elementy wyszczególnione w Tabeli 4.

Tabela 5. Elementy procedury pomiarowej

Elementy utworzonej procedury pomiarowej	
1.	PRZEDMIOT INSTRUKCJI
2.	ZAKRES STOSOWANIA
3.	WYPOSAŻENIE POMIAROWE
4.	WARUNKI ŚRODOWISKOWE
5.	SPOSÓB WYKONANIA POMIARÓW I SPRAWOZDANIA Z BADAŃ ORAZ PRZEKAZANIE WYNIKÓW
6.	METODYKA POMIARU MIERZONYCH PARAMETRÓW
6.1.1.A	Minimalna niezbędna wytrzymałość na rozciąganie
6.1.1.B	Minimalna niezbędna wytrzymałość na ściskanie
6.2.1.A	Minimalna niezbędna twardość według skali VICERSA
6.2.1.B	Minimalna niezbędna twardość według skali ROCWELLA
6.3.	Powtarzalności wartości pomiaru dla pomiarów wytrzymałości W i twardości T
6.4.	Szacowanie niepewności przy pomiarach.
7.	WYKAZ FORMULARZY.

5.3. Badanie przemysłowe dokładności wykonania elementów

Badania przemysłowe wykonano zgodnie z procedurami badawczymi akredytowanego laboratorium DentalHolding Sp.z o.o..

Pomiary wytrzymałości zostały dokonane na stanowisku pomiarowym opracowanym indywidualnie do potrzeb badań jakościowych i będzie ono wykorzystywane w regularnych pomiarach w czasie produkcji seryjnej.

Pomiary twardości realizowano z użyciem posiadanych przyrządów pomiarowych również zgodnie z opracowanymi procedurami.

Tabela 6. Pomiary elementów protetycznych

Tolerancja	Pomiar tolerancji dla próbki walca o średnicy 8mm i wysokości 5mm
	dla metody spieku laserowego +/- 0,040 mm (40 μm)
	dla metody frezowania tolerancja wykonania +/- 0,008 mm (8 μm)

Wytrzymałość	Pomiar wytrzymałości dla próbki belki o przekroju 1x1mm i wysokości 30mm Wytrzymałość na rozciąganie minimum 420 Mpa
Wytrzymałość	Pomiar wytrzymałości dla próbki walca o średnicy 8mm i wysokości 5mm Wytrzymałość na sciskanie minimum 650 Mpa
Twardość	Dla próbki walca 8mm i wysokości 5mm dla frezowania - powyżej 260 HRV (Vickers) 24 HRC (Rockwell) dla spieku SLM - powyżej 260 HRV (Vickers) 24 HRC (Rockwell)

6. Badania przemysłowe dotyczące opracowania metod do projekcji, akwizycji, ekstrakcji, backup'u, przesyłania i wstępnej obróbki danych elementów protez stomatologicznych i szablonów chirurgicznych.

6.1. Opis funkcjonalny modułu akwizycji danych, integracji danych

1. Moduł akwizycji danych 3D – Proces produkcji łączników indywidualnych, szablonów chirurgicznych, czy odbudów protetycznych na bazie cyrkonu zaczyna się od przetworzenia rzeczywistych warunków panujących w jamie ustnej pacjenta na wirtualną chmurę punktów tworzącą później powierzchnię 3D. Taki proces przetworzenia może być procesem bezpośrednim oraz procesem pośrednim.
 - a. Skanowanie wewnątrzustne – jest to bezpośrednio przechwytywanie i przetwarzanie danych rzeczywistych na chmurę punktów, które po przetworzeniu tworzą powierzchnię 3D. Do tego celu używa się skanerów wewnątrzustnych. Personel gabinetów stomatologicznych, którym skaner wraz z komputerem i oprogramowaniem zostanie wypożyczony, przejdzie na wstępie zaawansowane szkolenie z obsługi urządzenia i oprogramowania. Skany pobrane w gabinecie zostaną bezpośrednio udostępnione do naszego centrum z kompletem informacji do jakiego systemu implantologicznego i jaka praca ma zostać wytworzona.
 - b. Skanowanie modeli – jest to pośrednio przechwytywanie i przetwarzanie danych rzeczywistych na chmurę punktów, które po przetworzeniu tworzą powierzchnię 3D. Personel w gabinecie stomatologicznym pobiera wyciski z ust pacjenta przy pomocy specjalnej masy. Takie wyciski trafiają do laboratorium protetycznego gdzie przy ich użyciu odlewa się modele z masy gipsowej. Takie modele wstawia się do specjalnego skanera laboratoryjnego gdzie zostają zeskanowane, a ich powierzchnia przetworzona w wirtualną powierzchnię 3D. Laboratoria protetyczne, którym zostanie wypożyczony skaner wraz z komputerem i oprogramowaniem do przechwytywania danych i projektowania prac bezpośrednio przesyłają do naszego centrum projekt pracy.

- c. Skanowanie RTG 3D CBCT – tomograf służy między innymi do sprawdzenia możliwości wszczęcia implantu pacjentowi, a po zabiegu, sprawdzenia poprawności wszczęcia implantu pacjentowi w wyniku czego wiadome jest, czy można zacząć pracę protetyczną – czy można pobrać skan, zaprojektować i wytworzyć łącznik indywidualny lub inną pracę. Kolejnym zastosowaniem jest sprawdzenie poprawności wyfrezowania kanału śrubowego łącznika.
2. Moduł integracji danych i wirtualnego projektowania – kolejnym modułem naszej linii produkcyjnej jest moduł obejmujący sprzęt komputerowy i oprogramowanie CAD do przetwarzania danych i projektowania. Celem tego modułu jest otrzymanie gotowego pliku projektu, który przenosimy do oprogramowania CAM. Do tego celu potrzebne jest:
 - a. Oprogramowanie do łączenia surowych danych – Oprogramowanie to jest potrzebne w przypadku projektowania szablonów chirurgicznych. Jego celem jest połączenie skanu 3D i tomografii komputerowej. Dzięki temu połączeniu istnieje możliwość pozycjonowania implantów, a w dalszym etapie zaprojektowania szablonu.
 - b. Oprogramowanie do wirtualnego projektowania – Jest to oprogramowanie CAD, gdzie wcześniej uzyskane skany 3D są bazą do wykonania projektu. Wgrywamy dane ze skanera i oprogramowanie prowadzi technika przez kolejne kroki procesu projektowania, aż do uzyskania gotowego pliku .stl z projektem do druku lub frezowania.
 - c. Komputery z monitorami HD minimum 24 cali (3 sztuki) – Komputery są dołączone do skanerów laboratoryjnych wraz z oprogramowaniem CAD. Specyfikacja sprzętowa nie powinna być gorsza niż: system operacyjny – Win10; procesor – Intel Core i7-9700F; 16 GB RAM; karta graficzna – NVIDIA GeForce GTX 1660Ti; dysk SSD 500GB. Taka specyfikacja komputera pozwoli na płynne działanie sprzętu.
 - d. Stacje robocze przenośne (notebooki, monitor HD 17 cali ; 2 sztuki) – Komputery te są dołączone do skanerów wewnątrzustnych. Specyfikacja sprzętowa nie powinna być gorsza niż: system operacyjny – Win10; procesor – Intel Core i7-9750H; 16 GB RAM; karta graficzna – NVIDIA GeForce GTX 1660Ti; dysk SSD 500GB. Taka specyfikacja komputera pozwoli na płynne działanie sprzętu.

6.2. Opis danych wejściowych

Dane wejściowe:

1. Skan z tomografii komputerowej lub CBCT - plik danych format DICOM 3.0
2. Skan modelu ze skanera stacjonarnego - pliki w formacie STL
3. Skan wewnątrzustny za pomocą skanera wewnątrzustnego MEDIT i500 - pliki w formacie STL
4. Import plików z innych skanerów lub danych archiwalnych w formacie OBJ, STL, DICOM 3.0

Opracowywanie danych niezbędnych do projektowania indywidualnych łączników protetycznych - zmodyfikowany algorytm w oprogramowaniu EzCAD . Medit i Shining3D.
Projektowanie szablonów chirurgicznych na podstawie przetworzonych i zintegrowanych danych - moduły EXOCAD
Modelowanie i projektowanie wsteczne na bazie oprogramowania GUIDMIA, EXOPLAN i EzGUIDE. - stacja robocza 1
Przygotowanie danych wyjściowych - oprogramowanie FICTOR , HYPERDENT i MAGICS - stacja robocza 2
Wydruk w technologii SLM, SLA, DLP lub obróbka na frezarce pięcioosiowej.

7. Stanowiska do rejestracji danych pomiarowych

W ramach projektu opracowano i zbudowano dwa stanowiska do rejestracji danych pomiarowych. Stanowiska mają na celu uzyskanie maksymalnie dokładnych parametrów produkcji, w oparciu o procedurę pomiarową stworzoną przez Laboratorium Pomiarowe DentalHolding Sp.z o.o.

Opracowano:

1. Stanowisko do pomiarów tolerancji wykonania.

- Cyfrowy mikroskop warsztatowy (ISD-V150A OPTYCZNY SYSTEM POMIAROWY)
- Oprogramowanie do wykonywania pomiarów współrzędnościowych
- Procedura pomiarowa opracowana na podstawie procedury producenta mikroskopu

2. Stanowisko do pomiaru parametrów fizycznych - pomiar twardości wykonywanych elementów

- Zestaw do pomiaru twardości (Miernik twardości PROCEQ EQUOTIP + sondy pomiarowe)
- System rejestracji video przebiegu pomiaru (kamera FUTUDENT 4K)
- Procedura pomiarowa opracowana na podstawie procedury pomiarowej Laboratorium Pomiarowego DentalHolding Sp.z o.o.

8. Opracowanie metod i algorytmów do produkcji modułowej linii hybrydowej z otwartymi interfacami wejściowymi, wyjściowymi i możliwością integracji z szerokim środowiskiem oprogramowania do modelowania, projektowania cyfrowego i produkcji metodami druku i spiekania laserowego 3D i precyzyjnej obróbki mechanicznej.

8.1. Opis funkcjonalny modułu integracji druków i frezowania

1. Moduł integracji druku i frezowania – moduł ten ma na celu zintegrowanie wszystkich maszyn oraz wszelkiego oprogramowania w jedną, spójną całość.
 - a. Zaprojektowany i wykonany moduł do integracji – Celem jest połączenie wszystkich maszyn i oprogramowania w sposób ułatwiający pracę centrum frezowania i klientów w postaci laboratoriów protetycznych, czy gabinetów stomatologicznych. Skany wykonane w gabinetach stomatologicznych będą wysyłane bezpośrednio w sposób zaszyfrowany z komputera klienta do centrum wraz z informacjami na temat tego jaka to będzie praca, na kiedy ma zostać wykonana. Dodatkowo klient będzie miał możliwość sprawdzenia na jakim etapie znajduje się obecnie praca, bezpośrednio w programie, a w momencie wysyłki będzie miał możliwość śledzenia przesyłki. Dokładnie taka sama sytuacja będzie miała miejsce w przypadku laboratoriów protetycznych, z tą różnicą, że w przypadku laboratorium mamy do czynienia z gotowym plikiem stl. projektu. Kolejnym etapem integracji będzie integracja oprogramowania CAD i oprogramowania CAM oraz stworzenia serwera z jedną zintegrowaną bazą danych. Do tego celu będzie potrzebny serwer z dyskami w macierzy o pojemności 5TB z możliwością rozszerzenia pamięci.
 - b. Biblioteka geometrii modułu do zastosowań we frezarkach 4 i 5 osiowych – biblioteka geometrii połączeń implantologicznych i zastosowanie ich podczas procesu frezowania dużą wartością dodaną podczas wytwarzania prac bezpośrednio z pozycji implantu. Dzięki zastosowaniu geometrii zewnętrznej frezarka ma możliwość dokładnego oszlifowania połączenia implantologicznego co bezpośrednio wpływa na jego jakość. Skutkiem jest minimalizacja problemów zdrowotnych pacjenta i ewentualnego stanu zapalnego.
2. Moduł frezowania końcowego pięcioosiowego – frezowanie pozwala uzyskać najwyższą dokładność wytwarzanych prac, jednak frezowanie prac z prefabrykatów jest droższe niż prace drukowane. Dodatkowo generuje się większa ilość odpadów. Dlatego opracowano system druku prac oraz ich szlifowanie na frezarkach. Dzięki temu prace są wytworzone z najwyższą dokładnością przy małej ilości odpadów.
 - a. Frezarka 5 osiowa z uniwersalnym uchwytem z możliwością frezowania wszystkich dostępnych materiałów – Maszyna do frezowania tytanu czy chromo-kobaltu powinna mieć wrzeciono o mocy co najmniej 3.0kW, co pozwoli na szybką obróbkę materiału. Uniwersalny uchwyt sprawia, że centrum nie będzie uzależnione od jednego dostawcy materiałów dzięki czemu będzie możliwość negocjacji cen i zredukować ceny gotowego produktu, przy centrum tego typu maszyna o 5 ruchomych osiach jest konieczna.
 - b. Oprogramowanie CAM do frezowania z komputerem sterującym - Dzięki oprogramowaniu CAM gotowy plik .stl projektu można spozycjonować w wirtualnym uchwycie ramki i przeliczyć to na współrzędne, które tworzą

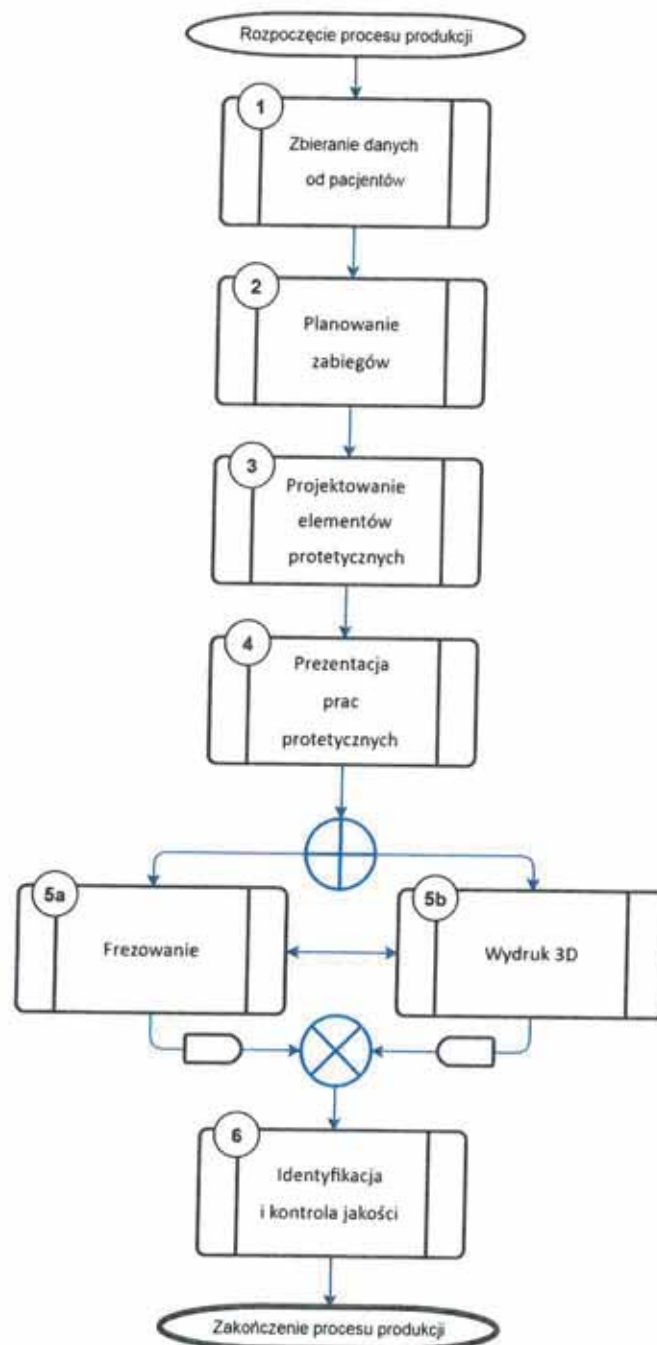
ścieżkę ruchu wrzeczona. Taki proces przeliczenia bardzo mocno obciąża komputer przez co należy zastosować komputer o parametrach min: system operacyjny Win10; procesor – Intel Core i9-10920X; 32 GB RAM; karta graficzna – NVIDIA GeForce RTX 2070 SUPER; dysk SSD 500GB + 1TB HDD. Taka specyfikacja komputera pozwoli na płynną i szybką pracę.

8.2. Algorytmy do produkcji modułowej linii produkcyjnej

Algorytm procesu produkcji elementów protetycznych i elementów pomocniczych został podzielony na 6 podprocesów:

1. Zbieranie danych od pacjentów.
2. Planowanie zabiegów.
3. Projektowanie elementów protetycznych.
4. Prezentacja prac protetycznych w technologii trójwymiarowej i Digital Smile Design.
5. Frezowanie, wydruk poszczególnych elementów protetycznych w technologiach tradycyjnych i przyrostowych.
6. Identyfikacja i kontrola jakości.

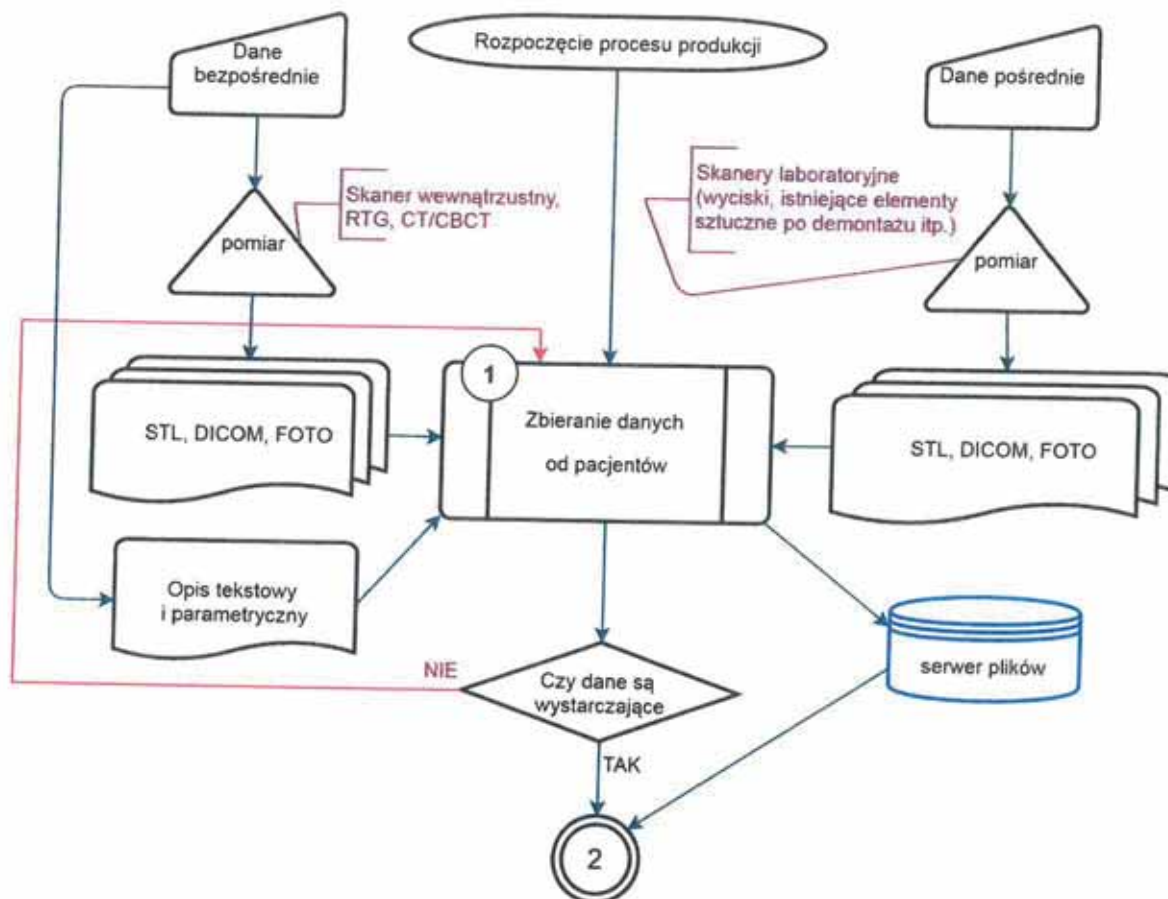
Ogólny schemat działania przedstawia rys. 8.2.1. Powyższe podprocesy zostaną przedstawione w formie opisowej i jako diagramy algorytmów działania na oddzielnych rysunkach.



Rys. 8.2.1. Algorytm procesu produkcji elementów protetycznych i elementów pomocniczych.

Proces 1 - Zbieranie danych od pacjentów

Realizacja procesu nr 1 "Zbieranie danych pacjenta" będzie polegała na zebraniu wystarczającej informacji od pacjenta w celu przygotowania do leczenia protetycznego z wykorzystaniem elementów sztucznych wytworzonych na przedmiotowej linii produkcyjnej, zgodnie z zaleceniami jak opisano w niniejszym raporcie.



Rys. 8.2.2. Algorytm procesu realizacji zlecenia produkcyjnego dla budowanej linii.

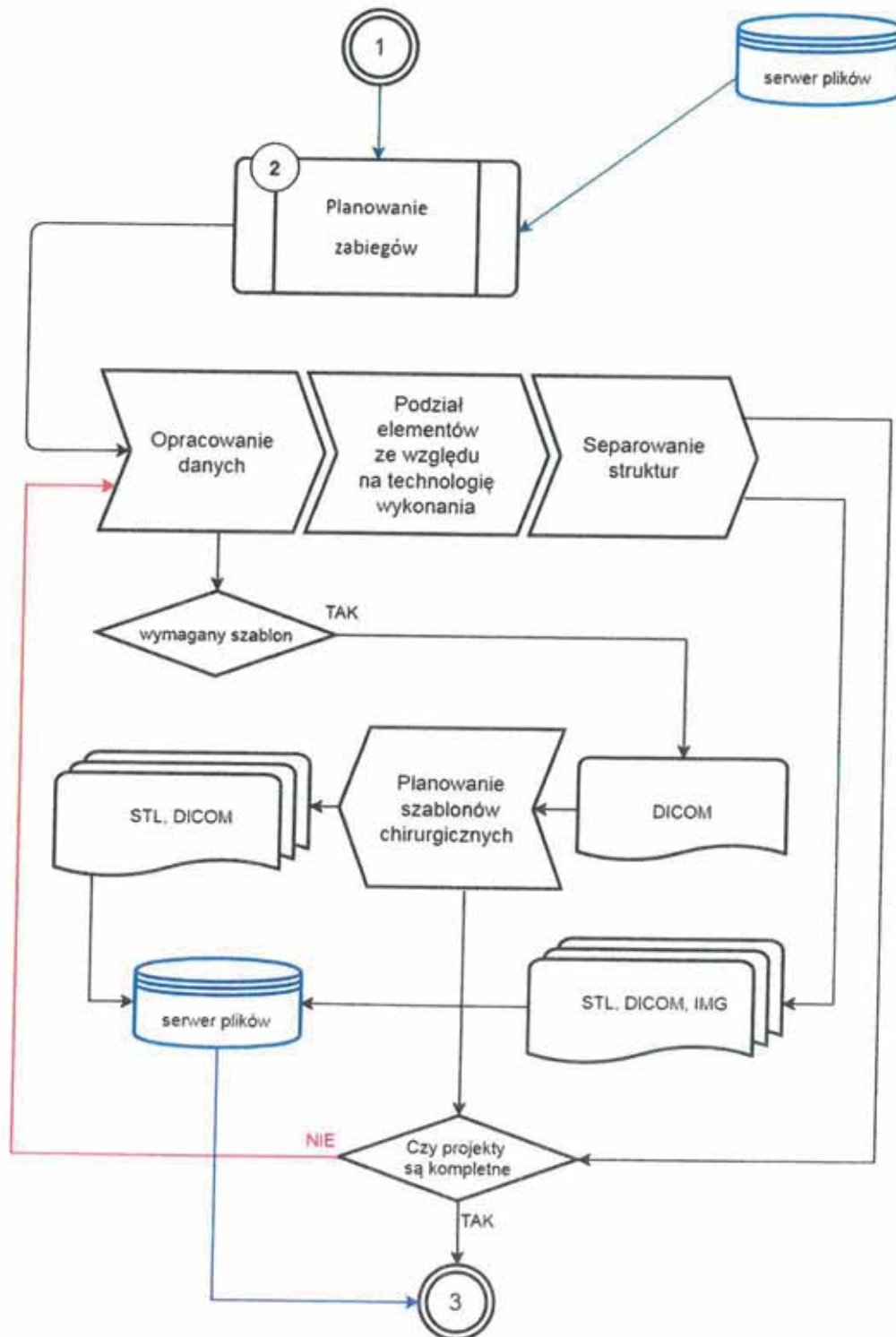
Pierwszym krokiem procesu jest zebranie informacji obrazowej i parametrycznej koniecznej do przygotowania leczenia z wykorzystaniem sztucznych elementów protetycznych. To zadanie może składać się z dwóch realizowanych równolegle kroków tj.:

- zebrania danych bezpośrednich, z wykorzystaniem takich urządzeń jak skaner wewnętrzny, zestaw obrazowy z tomografią wiązki stożkowej CBCT, a w uzasadnionych przypadkach również cyfrowego RTG lub CT,
- zebrania danych pośrednich, z wykorzystaniem skanera stołowego dużej precyzji do skanowania wycisków oraz opcjonalnego skanowania elementów usuniętych, jak również usuniętych zębów.

W obu przypadkach zostanie zgromadzona dokumentacja protetyczna w postaci plików geometrii STL/OBJ, plików diagnostyki obrazowej 2D i 3D w formacie DICOM, jak również mogą być gromadzone zdjęcia 2D w standardowych formatach grafiki rastrowej. Dane będzie uzupełniał tekstowy opis zabiegu. Dane powinny być przechowywane w sposób współdzielony z innymi stanowiskami linii na dedykowanym serwerze plików (preferowany NAS). Na tym etapie należy ocenić wstępnie kompletność danych i wykonać ich uzupełnienie.

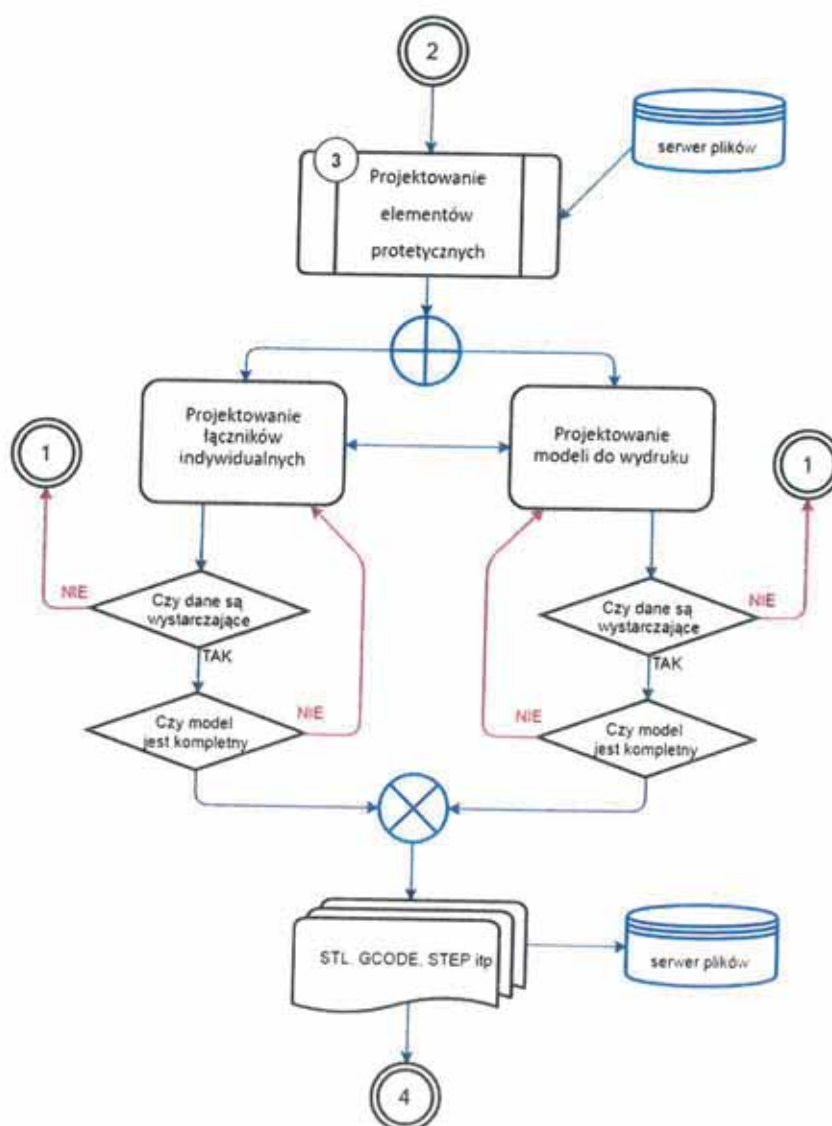
Proces 2 - Planowanie zabiegów

W ramach procesu nr 2 "Planowanie zabiegów" zostaną przygotowane dane niezbędne do wykonania projektów elementów protetycznych i elementów pomocniczych np. szablonów chirurgicznych.



Rys. 8.2.3. Algorytm procesu nr 2 "Planowanie zabiegów".

Pierwszym etapem procesu jest pobranie kompletu niezbędnych danych z serwera NAS, a następnie opracowanie ich w celu zgodności z oprogramowaniem CAD/CAM używanym w trakcie projektowania kolejnych elementów. W szczególności materiał pochodzący z urządzeń diagnostyki obrazowej i skanerów 3D z poza linii musi być poddany dodatkowej ocenie, ekstrakcji i konwersji do formatów niezbędnych w kolejnych etapach. Ze względu na typ zabiegu protetycznego może być wymagane przygotowanie dokładnego szablonu chirurgicznego na podstawie dokumentacji 3D DICOM lub opcjonalnie również 3D STL (skany przestrzenne geometrii dziąseł i podniebienia). W ramach kolejnego kroku musi nastąpić separacja struktur do wykonania w ramach projektu leczenia oraz ich podział ze względu na wybraną technologię wykonania. Należy zaznaczyć, że linia Bedzie realizować produkcję z wykorzystaniem metod ekologicznych przez minimalizację odpadów dzięki tzw. produkcji hybrydowej (minimalizacja odpadów) oraz elastycznej (SMART) przez dobór techniki wykonania optymalnej do typu i zakresu elementów niezbędnych do produkcji w jednym cyklu.



Rys. 8.2.4. Algorytm procesu nr 3 "Projektowanie elementów protetycznych".

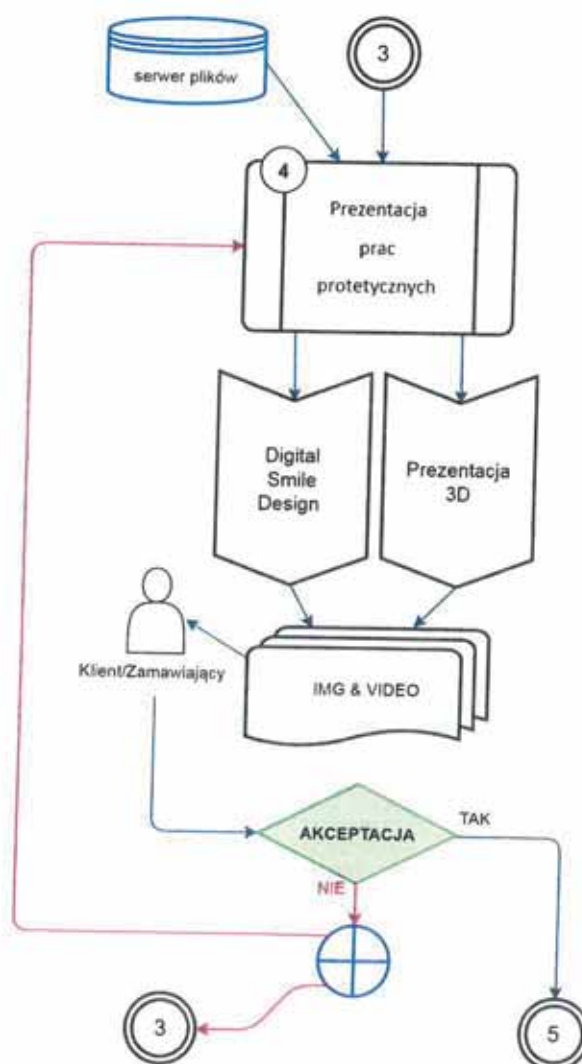
Proces 3 - Projektowanie elementów protetycznych

Realizacja procesu nr 3 "Projektowanie elementów protetycznych" będzie polegała na doborze i zaprojektowaniu do wyseparowanych struktur odpowiednich dla danego leczenia łączników indywidualnych i pozostałych elementów protetycznych z doбором optymalnej technologii ich wykonania, co pokazuje rys. 8.2.4.

W przypadku stwierdzenia niewystarczających danych co do np. geometrii możliwe jest uzupełnienie danych z pomiarów pośrednich lub bezpośrednich z procesu nr 1 (w trakcie nabierania doświadczenia produkcyjnego przez personel linii ten krok powinien coraz rzadziej występować w całym procesie). Przy wykorzystaniu specjalistycznego oprogramowania CAD/CAM pakietem danych wyjściowych procesu będą pliki geometrii STL, pliki dedykowane do urządzeń CNC i drukarek (np. G-CODE oraz dedykowane, pliki STEP, itp.).

Proces 4 - Prezentacja prac protetycznych w technologii trójwymiarowej i Digital Smile Design

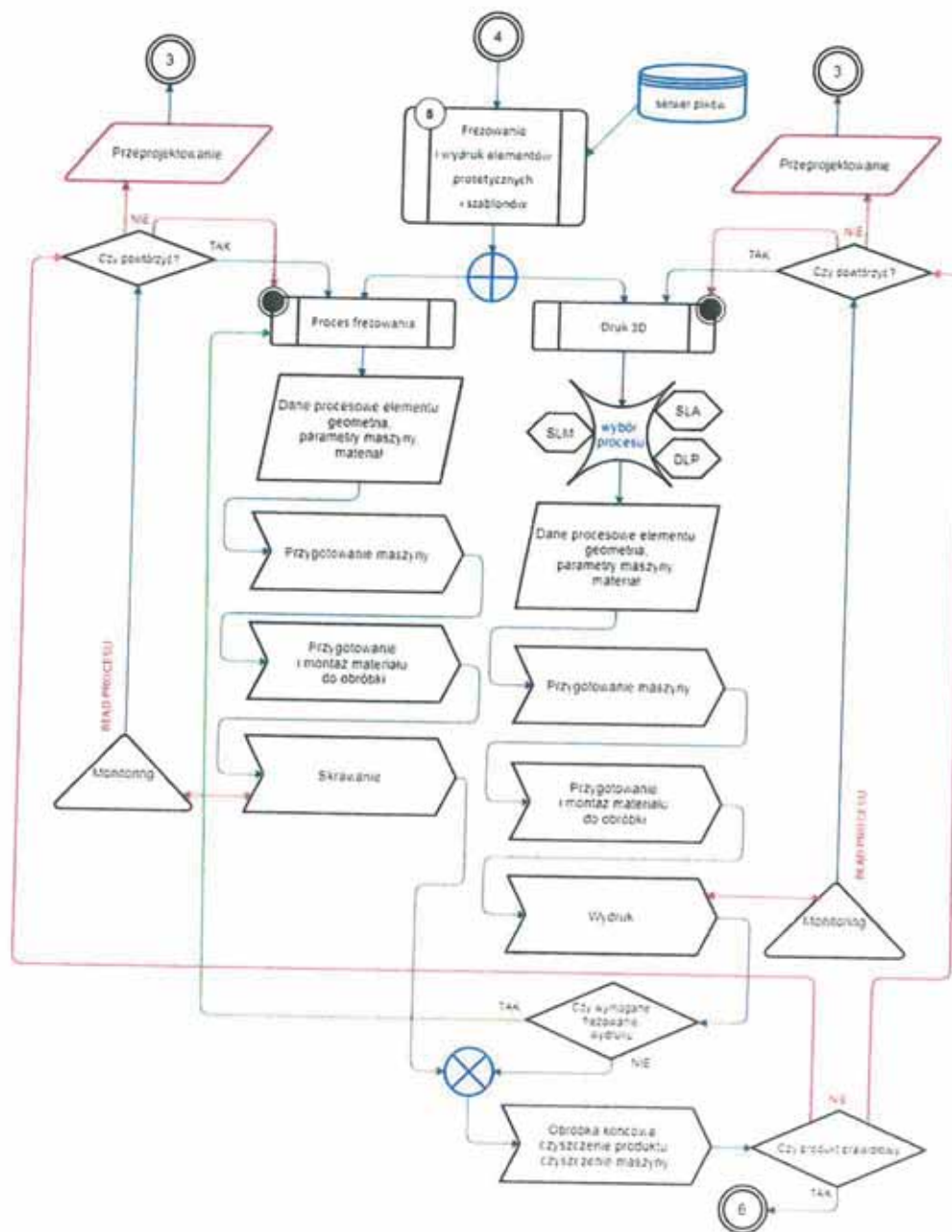
Proces nr 4 "Prezentacja prac protetycznych" służy do opracowania materiałów potwierdzających zakładane cele leczenia protetycznego.



Rys. 8.2.5. Algorytm procesu nr 4 "Prezentacja prac protetycznych".

Proces nr 4 jest kluczowy ze względu na konieczność opracowania kompletu dokumentacji elektronicznej i jej akceptacji przez zamawiającego przed przystąpieniem do właściwej produkcji. Należy pamiętać, że do tego momentu w kompletnym procesie produkcyjnym zamawiający i producent mogą wprowadzać ewentualne zmiany w zakresie elementów i ich geometrii generując jedynie opóźnienie czasowe. W celu przeciwdziałania ewentualnym późniejszym zmianom stosowana będzie technika symulacji Digital Smile Design z wizualizacją efektów końcowych leczenia.

Proces 5 - Frezowanie, wydruk poszczególnych elementów protetycznych w technologiach tradycyjnych i przyrostowych



Rys. 8.2.6. Algorytm procesur 5 "Frezowanie i wydruk elementów protetycznych i szablonów".

Proces nr 5 "Frezowanie i wydruk elementów protetycznych i szablonów" służy do wytworzenia materialnych produktów leczenia protetycznego i elementów pomocniczych.

Proces produkcyjny może być realizowany jednocześnie na kilku maszynach z dostępem do 3 rodzajów metod obróbki mechanicznej:

- metody obróbki skrawaniem: frezowanie, toczenie, wiercenie i szlifowanie wykonywane na obrabiarce CNC, przy czym na skomplikowaną geometrię wymagana jest obrabiarka 5-osiowa,
- metody addytywne - wydruk elementów z polimerów fotoutwardzalnych, termoplastycznych lub wydruk z proszków metali,
- metoda hybrydowa polegająca na minimalizacji kosztów produkcyjnych i minimalizacji odpadów z wykorzystaniem druku 3D elementów, które w kolejnym kroku poddawane są szlifowaniu w celu nadania ostatecznej geometrii oraz jakości powierzchni.

W przypadku obróbki skrawaniem, w celu uzyskania niezbędnej dokładności wymiarowej produkowanego detalu oraz chropowatości powierzchni (jakości wyrobu) niezbędne jest pobranie zastawu danych konfiguracyjnych obrabiarki i osadzenie materiału do skrawania (np. krążki, materiał po wydruku 3D) w montażu wysokiej dokładności oraz wykonanie bazowania. Następnie zgodnie z zadanym narzędziem i ścieżką następuje proces skrawania.

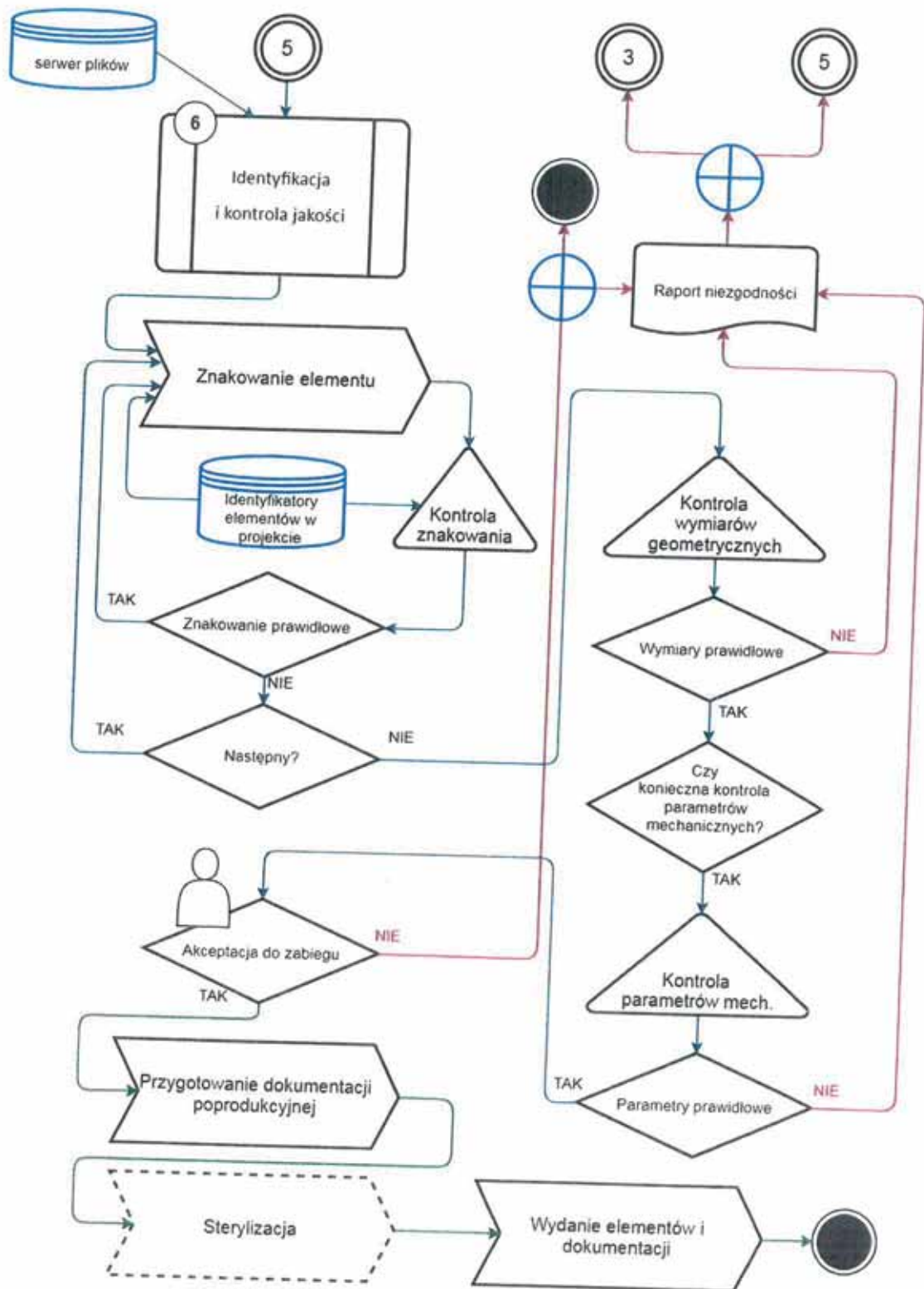
Dla metod addytywnych proces postępowania jest podobny, tzn. wymaga pobrania odpowiednich danych, konfiguracji maszyny, przygotowania materiału (żywice, proszki, filamenty), a następnie wydruku w urządzeniu działającym według właściwej metody (SLM, SLA, DLP). Element drukowany może być poddany obróbce skrawaniem kształtującej i wykańczającej przez zastosowanie szlifowania. Taka metoda hybrydowa łącząca efektywność wydruku i zapewnienie odpowiedniego poziomu chropowatości powierzchni umożliwia produkcję elementów optymalnych kosztowo i o bardzo dobrych właściwościach mechanicznych.

W celu optymalizacji kosztów, maszyny powinny działać w cyklu ciągłym.

W trakcie trwania procesów obróbki skrawaniem lub metod addytywnych musi być zapewnione ciągłe monitorowanie procesu powstawia elementów z raportowaniem parametrów produkcyjnych. W przypadku wystąpienia błędu procesu produkcyjnego możliwa jest ponowna jego realizacja po niwelacji przyczyny błędu. W przypadku błędu wynikającego z niewłaściwego projektu, należy ponowić proces projektowy elementu i wykonać go ponownie, jednak wiąże się to z dodatkową stratą czasu, materiałów produkcyjnych i dodatkowymi kosztami projektowania.

Proces 6 - Identyfikacja i kontrola jakości

Ostatnim podprocesem produkcji elementów protetycznych jest proces nr 6 "Identyfikacja i kontrola jakości", przedstawiony na rys. 8.2.7.



Rys. 8.2.7. Algorytm procesnr 6 "Identyfikacja i kontrola jakości".

W pierwszym etapie następuje pobranie identyfikatorów do nadruku metodą znakowania laserowego, a następnie bazowanie elementu i właściwy proces znakowania. Po znakowaniu powinna być przeprowadzona kontrola jakości znakowania i w przypadku takiej konieczności ponowne znakowanie. Znakowanie może odbywać się w cyklu ciągłym.

Następnie konieczne jest przeprowadzenie kontroli wymiarów geometrycznych elementów przy użyciu specjalizowanych urządzeń pomiarowych (mikroskopy, skanery 3D, kamery systemu wizyjnego). Po wykryciu niezgodności powinien być przygotowany raport niezgodności w celu identyfikacji przyczyny niezgodności i cofnięcie do procesu 5 lub 3 (co generuje koszty).

Po kontroli parametrów geometrycznych, w razie takiej potrzeby można wykonać pomiary parametrów mechanicznych np. twardość czy też wytrzymałość materiału - w takim przypadku może być wykonanie kolejnego elementu docelowego, a badania mogą być prowadzone na prototypie niepełnym, zgrubnym lub też na prototypie wykończonym.

Standardowo powinny być wykorzystane badania nieniszczące wyprodukowanych elementów.

Po stwierdzenie zgodności geometrycznej i parametrów mechanicznych powinna nastąpić formalna akceptacja wyprodukowanych elementów zakończona przygotowaniem dokumentacji poprodukcyjnej. Końcowym krokiem jest opcjonalna sterylizacja oraz przygotowanie wydania wraz z dokumentacją.

Przedstawione algorytmy tworzą ogólny przebieg procesu produkcji elementów protetycznych i pomocniczych do zabiegów implantacyjnych, jednak przez dostępność wielu metod wydruku 3D i możliwość stosowania metod hybrydowych możliwa jest adaptacja linii do produkcji dedykowanych elementów chirurgicznych np. do chirurgii twarzoczaszki.

5. Bibliografia

- [1.1] Ruszaj A.: Niekonwencjonalne metody wytwarzania elementów maszyn i narzędzi, Prace Instytutu Obróbki Skrawaniem; Seria: Monografie, 1999. <http://3dtech.cba.pl/historia-druku-3d/>
- [1.2] Miecielica M.: *Rapidprototyping – metody i możliwości zastosowania w inżynierii biomedycznej*, AGH, Kraków 2009.
- [1.3] Budzik G.: *Wytwarzanie modeli łopatek przyrostowymi metodami szybkiego prototypowania*, wydaw. Polit. Rzeszowskiej, Rzeszów 2009.
- [1.4] Miecielica M.: *Analiza wybranych metod szybkiego prototypowania*, PW IIPiB, Warszawa 2007.
- [1.5] Gebhardt A.: *Rapid prototyping*, Carl Hanser Verlag, Munich 2003.
- [1.6] Cooper K.: *Rapid prototyping technology – selection and application*, MarcelDekker, New York 2001.

- [1.7] Oczko K.E.: *RapidPrototyping – znaczenie, charakterystyka metod i możliwości* Mechanik 10, 1997
- [1.8] Chlebus E.: *Techniki komputerowe CAx w inżynierii produkcji*, Wydawnictwa Naukowo Techniczne, Warszawa 2000r.
- [1.9] Kiełbus A., Furyk-Grabowska K.: *Procesy wytwarzania elementów z technologii FDM i ich wpływ na środowisko, Bezpieczeństwo pracy środowisko zarządzanie. T. 2. – Katowice: Wyższa Szkoła Zarządzania Ochroną Pracy w Katowicach, 2015*
- [1.10] [http:// www.yeggi.com](http://www.yeggi.com)
- [1.11] Praca zbiorowa: *Chemia*. Małgorzata Wiśniewska (red.). Warszawa: Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, 2001, seria: *Encyklopedia dla Wszystkich*. ISBN 8320425905.
- [1.12] Nowak B., Pajak J.: *Biodegradacja polilaktydu (PLA)*, *Archiwum Gospodarki Odpadami i Ochrony Środowiska*, Vol. 12 nr 2 (2010),.
- [1.13] [http:// www.zortrax.pl](http://www.zortrax.pl).
- [1.14] [http:// www.e-prototypy.pl/drukowanie-3d-sls](http://www.e-prototypy.pl/drukowanie-3d-sls)
- [1.15] <http://www.ios.krakow.pl/59,a,spiekanie-metoda-sls-drukowanie-3d.htm>
- [1.16] <http://swiatdruku3d.pl/stereolitografia/>
- [1.17] Kaziunas France A.: *Make: 3D Printing: The Essential Guide to 3D Printers*, Helion, Gliwice 2014
- [1.18] Chrostowski J.: *Jak królik z kapelusza – Wiedza i życie*, marzec 2009r.
- [1.19] Płatek P., Zahor M.: *Zastosowanie metody FDM techniki szybkiego prototypowania w procesie projektowania modułowego systemu broni strzeleckiej kalibru 5,56 mm (MSBS-5,56)*, *Problemy Techniki Uzbrojenia WITU Zeszyt 110, nr 2/2009*
- [1.20] Chlebus E.: *Innowacyjne technologie RapidPrototyping – RapidTooling w rozwoju produktu*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2003.


PREZES ZARZĄDU
Dental Holding Sp. z o.o. Adam Kuleta
ul. Grzybowska 80/82
00-844 Warszawa