

POLITECHNIKA POZNAŃSKA
WYDZIAŁ INŻYNIERII MECHANICZNEJ



mgr inż. Paweł Zawadzki

Rozprawa doktorska

**Sposób precyzyjnego kształtowania powierzchni
kostnych**

A method of precise shaping of bone surfaces

Promotor
dr hab. inż. Rafał Talar

Promotor pomocniczy
dr hab. n. med. Mikołaj Dąbrowski

POZNAŃ 2023

Doktorowi Rafałowi Talarowi oraz Doktorowi Mikołajowi Dąbrowskiemu dziękuję bardzo za trud promotorski i przekazaną wiedzę.

Panom: Prof. Janowi Żurkowi, Prof. Stanisławowi Legutko, Prof. Maciejowi Kupczykowi, Dziekanowi Prof. Olafowi Ciszakowi, Dr hab. inż. Piotrowi Siwakowi i Dr inż. Adamowi Patalasowi serdecznie dziękuję za uwagi i wsparcie merytoryczne podczas prezentowania przeze mnie postępów pracy doktorskiej na zebraniach naukowych Zakładu Projektowania Technologii Instytutu Technologii Mechanicznej Politechniki Poznańskiej.

Profesorowi Piotrowi Rogali dziękuję za konsultacje w zakresie chirurgii ortopedycznej.

Pracę doktorską w podziękowaniu za nieocenione wsparcie chciałbym
zadedykować moim Rodzicom i żonie Karinie.

SPIS TREŚCI

WYKAZ OZNACZEŃ I AKRONIMÓW STOSOWANYCH W PRACY	10
STRESZCZENIE	12
ABSTRACT	13
1. WSTĘP	14
1.1. Wprowadzenie	14
1.1.1. Charakterystyka zagadnienia poruszanego w pracy	14
1.1.2. Tezy, założenia i cele	14
1.1.3. Sekwencja realizacji zaplanowanych zadań badawczych i projektowych	15
1.2. Tkanka kostna jako materiał biologiczny w zagadnieniach inżynierskich	17
1.2.1. Funkcjonalność tkanki kostnej na poziomie organizmu	17
1.2.2. Charakterystyka strukturalna i mikrostruktura tkanki kostnej w ujęciu cech kompozytowych	17
1.2.3. Właściwości tkanki kostnej zbitej i charakterystyka propagacji pęknięć	19
1.2.4. Tkanka kostna jako materiał anizotropowy	24
1.2.5. Właściwości termodynamiczne kości w ujęciu martwicy termicznej i anizotropowości tkanki	25
1.3. Przegląd zagadnienia obróbki tkanki kostnej we współczesnej chirurgii ortopedycznej	27
1.3.1. Wskazania do przeprowadzenia zabiegów chirurgii tkanki kostnej oraz metody leczenia	27
1.3.2. Zabiegi chirurgii tkanki kostnej stosowane w chirurgii ortopedycznej	28
1.3.3. Metody obróbki skrawaniem stosowane w chirurgii ortopedycznej	29
1.3.4. Narzędzia i oprzyrządowanie operacyjne w chirurgii ortopedycznej i chirurgii twarzoczaszki	29
2. BADANIA EKSPERYMENTALNE	31
2.1. Charakterystyka przeprowadzonych badań eksperymentalnych	31
2.1.1. Materiał badawczy	31
2.1.2. Stanowiska badawcze wykorzystywane w trakcie badań eksperymentalnych	32

2.2.	Skrawanie ortogonalne ostrzem o zdefiniowanej geometrii	34
2.2.1.	Wprowadzenie	34
2.2.2.	Mechanika procesu skrawania ortogonalnego	37
2.2.3.	Wyniki i dyskusja	39
2.2.4.	Proces powstawania i morfologia wiórów	48
2.2.5.	Podsumowanie badań mechanizmu obróbki	53
2.3.	Ocena mechanizmu propagacji pęknięć w tkance kostnej zbitej	54
2.3.1.	Wprowadzenie	54
2.3.2.	Badania eksperymentalne	56
2.3.3.	Podsumowanie analizy propagacji pęknięć	62
2.4.	Obróbka z zastosowaniem ziaren ściernych	64
2.4.1.	Wprowadzenie	64
2.4.2.	Obróbka pojedynczym ziarnem ściernym	65
2.4.3.	Obróbka zespołem ziaren ściernych	73
2.4.4.	Obróbka zespołem ziaren ściernych w ujęciu celu użytkowego	81
2.4.5.	Podsumowanie badań i testów eksperymentalnych	89
2.5.	Ocena warunków termodynamicznych procesu obróbki tkanki kostnej	89
2.5.1.	Wprowadzenie	89
2.5.2.	Współczynnik przewodności cieplnej tkanki kostnej zbitej wyznaczony metodą porównawczą	90
2.5.3.	Ocena emisji cieplnej w trakcie skrawania	92
2.5.4.	Określenie ryzyka wystąpienia martwicy termicznej tkanek	94
2.5.5.	Temperatura skrawania tkanki kostnej zbitej w ujęciu ogólnym	95
3.	MODELOWANIE NUMERYCZNE I FIZYCZNE OBRÓBKI TKANKI KOSTNEJ	96
3.1.	Modelowanie numeryczne skrawania tkanki kostnej z zastosowaniem modeli materiałowych	96
3.1.1.	Modelowanie skrawania ortogonalnego na podstawie modelu izotropowego	96
3.1.2.	Ortotropowy model tkanki kostnej zbitej z uwzględnieniem kryterium Tsai–Wu	105
3.1.3.	Modelowanie skrawania ortogonalnego z użyciem modelu ortotropowego	106
3.1.4.	Kompozytowy model materiałowy tkanki kostnej zbitej	106

3.1.5.	Modelowanie skrawania ortogonalnego z użyciem modelu kompozytowego	106
3.2.	Porównanie modeli numerycznych	107
3.3.	Model fizyczny skrawania tkanki kostnej narzędziem o ujemnym kącie natarcia	108
3.3.1.	Model mechanizmu formowania się wiórów	115
3.3.2.	Walidacja modelu	119
4.	OPRACOWANIE PROTOTYPU NARZĘDZIA DO OBRÓBK POWIERZCHNI KOSTNYCH	123
4.1.	Wprowadzenie	123
4.2.	Przypadek kliniczny – choroba Bastruupa	123
4.3.	Prototyp narzędzia do obróbki powierzchni kostnych wyrostków kolczystych w leczeniu choroby Baastrupa	125
4.3.1.	Klasyfikacja wyrobu	126
4.3.2.	Ocena biologiczna prototypu wyrobu zgodnie z normą ISO 10993	126
4.3.3.	Projekt	127
4.3.4.	Wytwarzanie	129
4.4.	Badania wydajności i użytkowania prototypu badawczego	130
4.5	Precyzja kształtowania powierzchni kostnych	132
5.	WNIOSKI KOŃCOWE	134
5.1.	Podsumowanie i wnioski	134
5.2.	Ocena urządzenia	136
5.3.	Kierunki dalszych badań	136
	ZAŁĄCZNIKI	138
	SPIS RYSUNKÓW	144
	SPIS TABEL	149
	BIBLIOGRAFIA	151

WYKAZ OZNACZEŃ I AKRONIMÓW STOSOWANYCH W PRACY

E, E_1, E_2, E_3	moduł Younga
G, G_1, G_2, G_3	moduł Kirchhoffa
$\nu, \nu_{12}, \nu_{21}, \nu_{32}, \nu_{23}, \nu_{31}, \nu_{13}$	współczynnik Poissona
R_c	wytrzymałość na ściskanie
R_m	wytrzymałość na rozciąganie
F_s	siła wzdłużna płaszczyzny ścinania
F_n	siła poprzeczna do płaszczyzny ścinania
F_c	siła w kierunku skrawania
F_n	siła poprzeczna do kierunku skrawania
F_f	siła tarcia wzdłuż obszaru styku wióra
N	siła poprzeczna do obszaru styku wióra
φ	kąt ścinania
P	siła wierzchołkowa
F_P i N_P	składowe siły wierzchołkowej
S, S_{min}, S_{max}	siła ścinająca
R, R_{max}, R_{min}	wypadkowa siła skrawania
k_c	właściwa siła skrawania
A	pole powierzchni strefy kontaktu narzędzie–wiór
AE	wartość sygnału emisji akustycznej
F_x	siła styczna do kierunku skrawania
F_y	siła kontaktowa, obciążenie
F_{os}	siła oporu skrawania
F_{op}	siła oporu posuwu
l	długość rysy
G_E	szybkość uwalniania energii
p	obwód zagłębionego ziarna
S	zamknięty kontur wokół wierzchołka ziarna
K_C	odporność na pękanie
A_p	rzutowane pionowo pole obciążenia ziarna
G_F	energia pęknięcia
σ_N	nominalna wytrzymałość graniczna materiału
Λ	nominalny rozmiar struktury
f_t'	wytrzymałość na rozciąganie
B i Λ_0	parametry efektu rozmiaru
z	rzeczywista głębokość skrawania (pojedyncze ziarno)
w_0	teoretyczna szerokość rysy
w_e	rzeczywista szerokość rysy
d_c	teoretyczna głębokość rysy
d_r	rzeczywista głębokość rysy
d_f, d_m, d_{cl}, d_s	współczynniki akumulacji uszkodzeń na osteonach, przestrzeni śródkostnej, liniach cementowych oraz przestrzeni ścinania
$F_1, F_2, F_3, F_{11}, F_{22}, F_{33}, F_{44}, F_{55}, F_{66}$	współczynniki kryterium Tsai–Wu

Ra, Rq, Rz	podstawowe parametry chropowatości powierzchni
γ	kąt natarcia
α	kąt przyłożenia
r_n, r_e, r_o	promień zaokrąglenia: krawędzi skrawającej, naroża ostrza skrawającego i wierzchołka wgłębnika
a_p	głębokość skrawania
t_1	grubość wióra nieobrobionego
t_2	grubość wióra po obróbce
w_1	szerokość skrawania
w_2	wysokość przekroju powierzchni skrawanej
ρ	gęstość kości
μ_t	współczynnik przewodności cieplnej
μ_{tc}	współczynnik tarcia narzędzie–wiór
μ_{tw}	współczynnik tarcia narzędzie–materiał
COF	wypadkowy współczynnik tarcia
μ_c	współczynnik tarcia narzędzie – chrząstka
μ_b	współczynnik tarcia narzędzia – kość
Δz	głębokość penetracji ściernicy
v_x, v_y, v_z	prędkości posuwu
$\Delta x, \Delta y, \Delta z$	wartości posuwu
f	częstotliwość ruchu
Q_{bone}	energia przekazywana przez próbkę kości
Q_{ref}	energia przekazywana przez próbkę referencyjną
l_0	długość próbki
A_0	pole przekroju próbki
K_{sample}	przewodność ciepła próbki
K_{ref}	przewodność cieplna próbki referencyjnej
α	współczynnik wyrównania temperatury
C_p	ciepło właściwe
FF	siła złamania (ang. <i>fracture force</i>)
TC	pęknięcie poprzeczne (ang. <i>transverse crack</i>)
HC	pęknięcie poziome (ang. <i>horizontal crack</i>)
SC	pęknięcie ścinające (ang. <i>shear crack</i>)
IC	pęknięcie macierzy śródkostnej (ang. <i>interstitial crack</i>)
CC	wiór ciągły (ang. <i>continous chip</i>)
CCB	złamanie wióra ciągłego (ang. <i>continous chip break</i>)
PPS	tryb całkowitego odkształcenia (ang. <i>pure plowing state</i>)
SCS	tryb skrawania ścinająco–pękającego (ang. <i>shear crack state</i>)
FCS	tryb skrawania pękającego (ang. <i>fracture crack state</i>)
SEM	skaningowy mikroskop elektronowy
BFA	elektrokorund zwykły brązowy (ang. <i>brown fused alumina</i>)
SiC	węgiel krzemu
$ANOVA$	analiza wariancji (ang. <i>analysis of variance</i>)

STRESZCZENIE

Genezą podjęcia prac badawczych było zapotrzebowanie na wyspecjalizowane oprzyrządowanie operacyjne, spełniające wymogi określone przez chirurgów ortopedów. Zakres pracy doktorskiej obejmuje:

- badania mechanizmu kształtowania powierzchni kostnych za pomocą narzędzi o zdefiniowanej i niezdefiniowanej geometrii ostrzy skrawających,
- opracowanie analitycznych i numerycznych modeli opisujących proces obróbki tkanki kostnej,
- zaprojektowanie prototypu badawczego narzędzia do obróbki powierzchni wyrostków kolczystych.

W ramach pracy przeprowadzono analizę literaturową dotyczącą właściwości fizycznych i mechanicznych tkanki kostnej, jej budowy strukturalnej i pełnionych funkcji. Przyjęto, że tkanka kostna jest materiałem kompozytowym o właściwościach ortotropowych. Ponadto dokonano przeglądu metod obróbki stosowanych w chirurgii ortopedycznej oraz narzędzi i oprzyrządowania operacyjnego. Przeprowadzono badania eksperymentalne, w których tkankę kostną zbitą pochodzenia zwierzęcego poddano obróbce trzema metodami: skrawania ortogonalnego, pojedynczym ziarnem oraz zespołem ziaren ściernych. W ich trakcie przeanalizowano mechanizm skrawania oraz emisję akustyczną, morfologię wiórów, mechanizm propagacji pęknięć, a także następujące parametry: wypadkową siłę skrawania, stan naprężenia, współczynnik tarcia, energię pęknięcia oraz odporność na pęknięcie. Ponadto zwrócono uwagę na zjawiska termodynamiczne, w tym pomiar współczynnika przewodności cieplnej. Uzyskane wyniki stanowiły podstawę do scharakteryzowania mechanizmu skrawania tkanki kostnej modelem fizycznym opisującym trzy przypadki obróbki tkanki różniących się głębokością skrawania. Opracowano również trzy modele numeryczne (analityczne), opisujące ilościowo przebieg skrawania tkanki kostnej zbitej w zależności od przyjętego modelu materiałowego.

Wyniki badań pozwoliły stwierdzić, że anizotropowa struktura oraz głębokość skrawania mają największy wpływ na charakter zjawisk zachodzących podczas ubytkowania. Za istotny czynnik uznano także podatność tkanki na propagację kruchych pęknięć oraz jej kompozytową strukturę.

Przedstawione badania naukowe umożliwiły realizację celu użytecznego, jakim był autorski system kształtowania powierzchni kostnych oparty na obróbce ścierniej. Zaletą tego systemu jest powtarzalność uzyskiwanej topografii powierzchni, stabilność procesu obróbki oraz kontrola nad zachodzącymi procesami. Przeprowadzając ocenę biologiczną oraz szczegółową klasyfikację wyrobu, opracowano dwa prototypy badawcze narzędzia do obróbki powierzchni wyrostków kolczystych w leczeniu choroby Baastrupa. Prototypy poddano badaniom użytkowania i wydajności, które potwierdziły możliwość ich stosowania podczas zabiegów operacyjnych.

ABSTRACT

The initiation of research work was driven by the demand for specialized operative instrumentation that meets the requirements defined by orthopaedic surgeons. The scope of the doctoral thesis includes:

- Investigate the mechanism of shaping bone surfaces using tools with defined and undefined cutting–edge geometries.
- Development of analytical and numerical models describing the process of bone tissue machining.
- Design of a research prototype tool for processing the surfaces of spinous processes.

As part of the study, a literature review was conducted on bone tissue's physical and mechanical properties, its structural composition, and functions performed. It was assumed that bone tissue is a composite material with orthotropic properties. A review of machining methods used in orthopedic surgery and surgical instruments was also conducted. Experimental studies were conducted in which compacted animal–derived bone tissue was machined using orthogonal, single–grain, and abrasive–grain cluster cutting. During these studies, the cutting mechanism, acoustic emission, chip morphology, crack propagation mechanism, and the following parameters were analyzed: cutting force, shear stress, friction coefficient, fracture energy, and fracture toughness.

Furthermore, attention was paid to thermodynamic phenomena, including the measurement of thermal conductivity coefficients. The obtained results served as the basis for characterizing the bone tissue cutting mechanism using a physical model that characterized three different tissue machining cases based on cutting depth. Three numerical (analytical) models were also prepared, quantitatively describing the course of machining compacted bone tissue according to the adopted material model.

The research findings concluded that the anisotropic structure and cutting depth influence the nature of phenomena occurring during subtractive processes. The susceptibility of the tissue to brittle crack propagation and its composite structure were also recognized as significant factors.

The achieved scientific goal enabled the accomplishment of the utilitarian objective, which was the author's system for processing bone surfaces. By conducting a biological evaluation and detailed classification of the product, two research prototypes of tools for processing the surfaces of spinous processes in the treatment of Baastrup's disease were developed. The prototypes underwent usability and performance testing, which confirmed their applicability during surgical procedures.

1. WSTĘP

1.1. Wprowadzenie

1.1.1. Charakterystyka zagadnienia poruszanego w pracy

Narząd ruchu składa się z tkanki kostnej (zbitej i gąbczastej), chrzęstnej, mięśniowej i układu stawowo–więzadłowego. Kość to żywy materiał z licznymi porami i mikropęknięciami, w którego strukturze wyróżniamy fazy: mikrostruktury z osteonami o średnicy 100–300 μm oraz submikrostruktury – blaszki kostne o rozmiarach 3–7 μm , przy czym specyficzne rozłożenie osteonów skutkuje anizotropią materiału. Tkanka kostna jest jednym z najczęściej poddawanych zabiegom operacyjnym narządów ludzkiego ciała. Powodów takiego stanu rzeczy jest wiele: urazy, zmiany zwyrodnieniowe, nowotworowe; do tego należy pamiętać o fakcie starzenia się społeczeństwa. W przypadku tak złożonego materiału brak kontroli nad procesem obróbki może doprowadzić do uszkodzenia naczyń krwionośnych i zakończeń nerwowych, dlatego w trosce o zdrowie pacjenta należy zwrócić szczególną uwagę na mechanizm tego zabiegu technologicznego.

Dotychczasowe badania obróbki kości obejmują wiele zagadnień, nierzadko bardzo złożonych, których podstawy teoretyczne i eksperymentalne nie zostały całkowicie zbadane. Analiza obróbki konwencjonalnej i niekonwencjonalnej koncentruje się głównie na następujących kluczowych aspektach: wpływ parametrów obróbki na zjawiska zachodzące podczas usuwania tkanki, konstrukcja narzędzia, rozwój nowych metod obróbki i konfiguracji narzędzi, automatyzacja i robotyzacja oraz biokompatybilność.

Z punktu widzenia chirurga i pacjenta istotnym jest, aby proces obróbki tkanki kostnej nie pogarszał jej pierwotnego stanu wskutek niekontrolowanych uszkodzeń, emisji ciepła doprowadzającego do martwicy termicznej oraz pozostawiania ciał obcych w obszarze poddanym zabiegowi operacyjnemu. Pojawienie się innowacyjnych rozwiązań związanych z endoprotezoplastyką i przeszczepami kostnymi pociąga za sobą konieczność opracowywania oprzyrządowania operacyjnego umożliwiającego obróbkę powierzchni kostnych w sposób w pełni kontrolowany i ze zwiększoną dokładnością do stanu obecnego. Powszechnie stosowane metody obróbki tkanki kostnej, czyli wiercenie, frezowanie i cięcie, mają zdefiniowaną geometrię ostrzy skrawających. Zdecydowanie rzadziej sięga się po szlifowanie narzędziem o niezdefiniowanej geometrii, natomiast coraz częściej po niekonwencjonalne metody, takie jak cięcie laserowe, a nawet cięcie wodą (tzw. waterjet).

W przypadku precyzyjnej obróbki dobrym wyborem, rekomendowanym przez autora, jest obróbka ścierna o charakterze erozyjnym z zespołem ostrzy o niezdefiniowanej geometrii. Jej zastosowanie w obróbce wykończeniowej i kształtowej wielu materiałów inżynierskich pozwala sądzić, że również w przypadku tkanki kostnej stanie się korzystnym rozwiązaniem. Przemawia za tym wiele względów: mniejsze obciążenia dynamiczne narzędzia i skrawanego materiału, lepsza kontrola nad zachodzącymi procesami, a także możliwość odwzorowywania kształtu narzędzia. Rzecz jasna należy przeprowadzić jeszcze wiele badań, które umożliwią zrozumienie zachodzących podczas obróbki procesów.

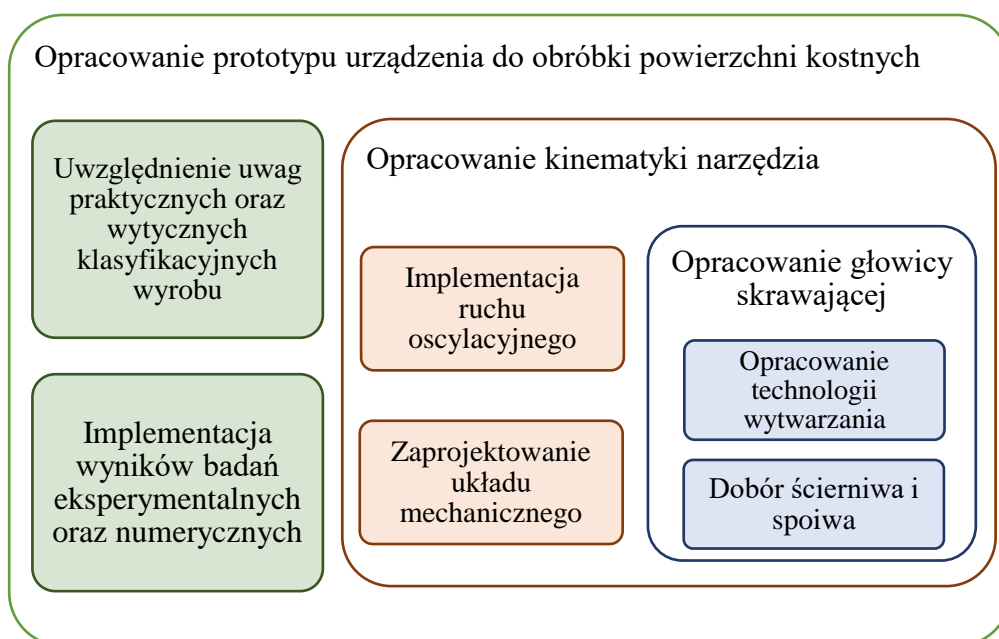
1.1.2. Tezy, założenia i cele

Ze względu na badawczo–praktyczny charakter niniejszej pracy dokonano podziału tezy, założeń i celów na dwie grupy: użyteczną i naukową.

Teza użyteczna brzmi: możliwe jest zastosowanie narzędzia o niezdefiniowanej geometrii ostrzy do kształtowania powierzchni kostnych za pomocą autorskiego systemu obróbki powierzchni kostnych. Powyższy cel główny obejmuje także opracowanie technik stosowanych w zabiegach chirurgii ortopedycznej oraz twarzoczaszki, aby za pomocą obróbki ścierną dało się swobodnie kształtować określone fragmenty układu kostno-szkieletowego z zachowaniem wymagań stawianych przez chirurgów. Celem pośrednim jest konieczność opracowania prototypu badawczego urządzenia (kinematyka i napęd) oraz narzędzia (stereometria i technologia wytwarzania) umożliwiającego obróbkę powierzchni kostnych. Ze względu na złożoność zagadnienia i szeroki zakres schorzeń, które poddawane są zbliżonym zabiegom, przyjęto jeden charakterystyczny, typowy przypadek kliniczny, względem którego projektowano prototypowe narzędzie.

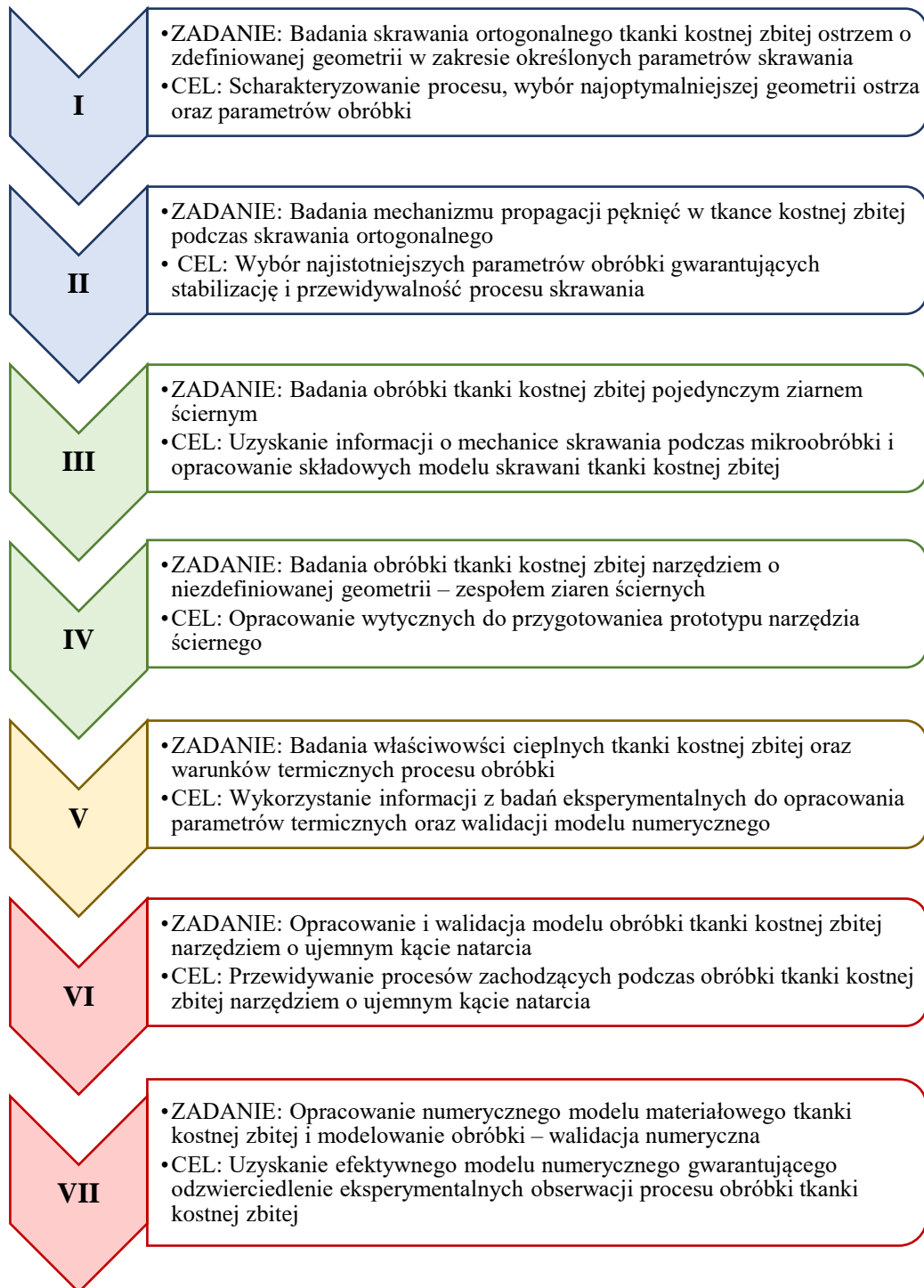
Tezą naukową przedstawionej pracy jest możliwość opisu mechanizmu obróbki tkanki kostnej zbitą i zjawisk jej towarzyszących, za pomocą modelu procesu obróbki uwzględniającego cechy i parametry materiałowe tkanki. W tym celu naukowym założono konieczność przeprowadzenia badań eksperymentalnych, tj. makro- i mikroskopowych analiz procesu skrawania tkanki kostnej z zastosowaniem ostrzy o zdefiniowanej i niezdefiniowanej geometrii. Przystudiowanie wielu procesów fizycznych zachodzących podczas kontaktu ostrza z tkanką kostną, a także rezultatów badań umożliwiło sformułowanie oraz walidację opisowego i analitycznego modelu fizycznego procesu obróbki powierzchni kostnych - w szczególności narzędziem o ujemnym kącie natarcia. Ponadto opracowano trzy modele materiałowe tkanki kostnej zbitą, a następnie za pomocą metody elementów skończonych przeprowadzono symulację procesów obróbki w celach zbadania zachodzących mechanizmów oraz wskazania zbieżności rezultatów z wynikami eksperymentalnymi. Omówione wyżej modele procesu obróbki powierzchni kostnych zapewniły możliwość przewidywania zjawisk zachodzących podczas skrawania, a także jego bezpośrednich skutków.

1.1.3. Sekwencja realizacji zaplanowanych zadań badawczych i projektowych



Rysunek 1.1. Schemat realizacji zaplanowanych zadań projektowych prototypu narzędzia (oprac. własne)

Zagadnienie analizy obróbki powierzchni kostnych wymaga przeprowadzenia szerokiego zakresu badań eksperymentalnych oraz symulacyjnych, a także podjęcia działań umożliwiających przeniesienie wyników laboratoryjnych na salę operacyjną. Zaprezentowane w graficznej formie dwie sekwencje realizacji zaplanowanych zadań projektowych (rys. 1.1) oraz badawczych (rys. 1.2) oddają kolejność podjętych prac.



Rysunek 1.2. Sekwencja realizacji zaplanowanych zadań badawczych (oprac. własne)

Dzięki hierarchizacji działań uzyskano zintensyfikowanie analiz eksperymentalnych, bowiem każdy wynik jednych badań stawał się podstawą realizacji kolejnych. Zadania eksperymentalne podzielono na cztery zasadnicze grupy, które obejmują badania:

1. obróbki tkanki kostnej w skali makro – zadanie I i II,
2. obróbki tkanki kostnej w skali mikro – zadanie III i IV,
3. efektów termicznych towarzyszących obróbce – zadanie V oraz
4. analityczne i numeryczne opracowania modelu tkanki kostnej oraz procesu obróbki – zadanie VI i VII.

Zgodnie z wstępnymi założeniami pracy, celem użytecznym rozprawy było opracowanie prototypu urządzenia do obróbki powierzchni tkanki kostnej ze szczególnym uwzględnieniem parametrów materiałowych tkanki kostnej zbitiej. Podjęte działania obejmowały trzy kluczowe zagadnienia: 1) opracowanie prototypu jako urządzenia medycznego spełniającego wymagania klasyfikacyjne i eksperymentalne, 2) spełnienie wymagań kinematycznych oraz 3) opracowanie unikatowego rozwiązania głowicy skrawającej. Zaplanowane zadania projektowe realizowano równoległe z zadaniami eksperymentalnymi.

1.2. Tkanka kostna jako materiał biologiczny w zagadnieniach inżynierskich

1.2.1. Funkcjonalność tkanki kostnej na poziomie organizmu

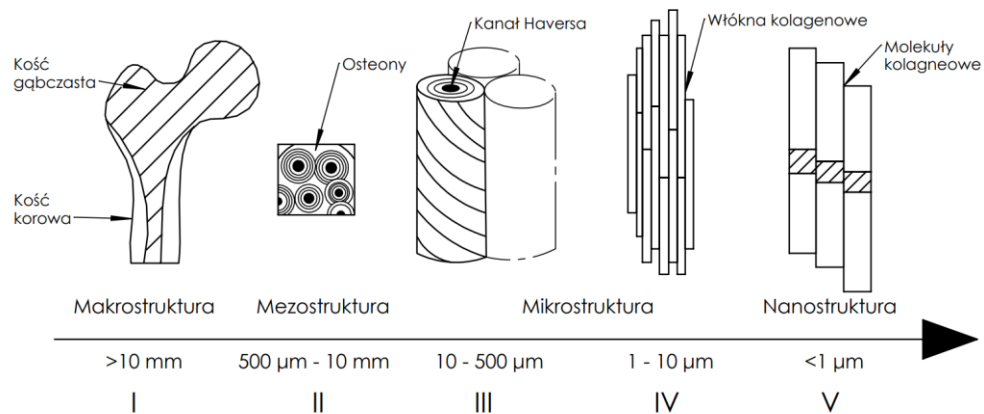
Tkanka kostna jest głównym elementem układu szkieletowego, istotnego zarówno pod względem biomechanicznym, jak i metabolicznym. Kości długie (np. ramienna lub udowa i piszczelowa) stanowią najbardziej charakterystyczny i pełnoprzekrojowy model. W większości przypadków ich końce są wyraźnie szersze od trzonów, a zakończenia pokrywa tkanka chrzęstna tworząca stawy, która służy do przenoszenia obciążeń mechanicznych [1]. Oprócz funkcji podporowej kości dają wsparcie i ochronę pozostałym układom i narządom organizmu, a także stanowią magazyn jonów i szpiku kostnego [1,2]. Jako tkanka żywa, kość jest w ciągłym procesie przebudowy, dostosowując się do wymagań mechanicznych i odbudowując ubytki [3]. Jej funkcje fizjologiczne obejmują hematopoezę, czyli proces, w którym powstają komórki krwi, oraz homeostazę mineralną, będącą rezerwuarem makroskładników: wapnia, fosforanów, sodu, potasu, cynku i magnezu [2,4].

Omawiając strukturę tkanki kostnej, należy podkreślić, że wyróżnia się dwa główne etapy tworzenia kości – pierwotny i wtórny (osteogeneza), przy czym w obu mechanizm tworzenia tkanki istotnie się różni [5]. W przypadku wtórnej osteogenezy tworzą się dwa rodzaje tkanek kostnych, tj. zbita i gąbczasta, o wyraźnie uporządkowanej budowie [6]. Zgodnie z literaturą przedmiotu [7] tkanka kostna ma hierarchiczną strukturę składającą się z 7 poziomów: warstwy nanoskopowych płytek hydroksyapatytu (1) składających się na samoorganizujące się włókienka kolagenowe (2), włókien kolagenowych (3) ułożonych równoległe w warstwy blaszek (4), blaszek zorientowanych koncentrycznie wokół naczyń krwionośnych (5) tworzących osteony (6), które z kolei budują tkanki zbitą i gąbczastą (7). Wymienione struktury stanowią podstawę funkcjonowania tkanki kostnej i oddziałują na jej makroskopowe właściwości mechaniczne.

1.2.2. Charakterystyka strukturalna i mikrostruktura tkanki kostnej w ujęciu cech kompozytowych

Tkanka kostna składa się z dwóch warstw: zwartej skorupy zewnętrznej zwanej tkanką kostną zbitą (kość korowa) oraz porowatego rdzenia wewnętrznego, czyli tkanki kostnej gąbczastej (kość

beleczkowa) [2]. Kość korowa jest gęstsza od gąbczastej i otacza przestrzeń szpikową, zaś beleczkowa składa się z sieci płytek i pręcików rozmieszczonych w przestrzeni szpiku kostnego, które kształtem przypominają plaster miodu.



Rysunek 1.3. Hierarchiczna struktura kości korowej: (I) poziom makrostruktury (całej kości), składający się z tkanki kostnej korowej i beleczkowej, (II) poziom mezostruktury obejmujący grupy osteonów budujących tkankę kostną zbitą, (III–IV) poziomy mikrostruktury obejmujące pojedynczy osteon oraz pojedynczą lamelę, (V) poziom nanostruktury składający się z wielofazowego nanokompozytu kolagenowego (oprac. własne na podstawie [8])

Tkanka kostna gąbczasta charakteryzuje się znaczną porowatością objętościową sięgającą 80% zaś w przypadku tkanki zbitej parametr ten wynosi zaledwie 5–10% [9–11]. Zasadniczo szkielet dorosłego człowieka składa się w 80% z kości korowej i 20% z beleczkowej [9], aczkolwiek w zależności od funkcji i lokalizacji kości proporcje te mogą być różne, np. w kręgach stosunek kości korowej do beleczkowej wynosi 25:75; w głowie kości udowej – 50:50, a w trzonie kości promieniowej – 95:5 [10]. Strukturę tkanki kostnej należy podzielić na trzy hierarchiczne typy: makrostrukturę, mikrostrukturę oraz nanostrukturę (rys. 1.3).

Na makrostrukturę składają się dwie tkanki kostne – zbita i gąbczasta, które rozróżnia się na poziomie kości. Mikrostruktura obejmuje osteony oraz beleczki kostne na poziomie mikrometrycznym, zaś elementy nanometryczne, takie jak włókna kolagenowe lub kryształy hydroksyapatytu, wchodzi w skład nanostruktury [4]. Tkankę kostną budują cztery rodzaje komórek: osteoblasty, osteocyty, osteoklasty oraz komórki wyściełające [11]. Przebudowa kości to proces składający się z trzech faz: inicjacji resorpcji kości przez osteoklasty, etap przejściowy pomiędzy resorpcją a tworzeniem tkanki oraz właściwe tworzenie kości przez osteoblasty [12]. Podczas całego tego procesu osteoblasty, osteoklasty, osteocyty i komórki wyściełające tworzą tymczasową strukturę anatomiczną, zwaną podstawową jednostką wielokomórkową [13]. Jak widać, tkanka kostna to materiał ulegający ciągłym przekształceniom, i to właśnie stanowi podstawowe wyzwanie w projektowaniu obróbki.

Tkanka kostna zbita spełnia trzy podstawowe funkcje mechaniczne: stanowi podstawę chrząstki w stawach, zapewnia przyczep mięśni i więzadeł oraz przenosi i rozprasza wywoływane przez mięśnie obciążenia mechaniczne, a ponadto ochrania szpik kostny [14]. Ogólną rolą tkanki kostnej gąbczastej jest natomiast zapewnienie wytrzymałości i transfer obciążenia zewnętrznego ze stawu w kierunku kości korowej [15].

Ze względu na lepsze wartości właściwości mechanicznych, względną jednorodność, a także jej istotne znaczenie jako podstawy osadzenia endoprotez, wkrętów kostnych lub wszczepów, w dalszych częściach pracy szczegółowej analizie poddano wyłącznie tkankę kostną zbitą.

Możliwość występowania innych typów tkanek i ich wpływu na wyniki badań uwzględniono podczas wykonywania procedur badawczych.

Tkanka kostna zbita, o czym była już mowa wcześniej, stanowi istotną część układu kostnego człowieka charakteryzującą się porowatością o wartości 5–10% [16]. Od tkanki gąbczastej różni się zawartością wapnia, fosforu i wody, a także gęstością i stopniem mineralizacji [17]. Jest niejednorodnym materiałem kompozytowym, który w 77% składa się z minerału hydroksyapatytowego ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) [18], w 22% z białka (kolagen typu I) i w 8% z wody [22].

Podstawowym budulcem korowej tkanki kostnej są osteony – eliptyczne cylindry otaczające kanały Haversa o średnicy 100–300 μm i długości 3–5 mm [19–21] osadzone w tkance śródmiąższowej, od której oddziela je cienka warstwa amorficznej substancji z niedoborem kolagenu zwana linią cementową (0,5 do 1 μm). Każdy osteon zbudowany jest z koncentrycznych lameli (o grubości od 1 do 5 μm), wśród których znajdują się komórki kostne rozmieszczone w elipsoidalnych przestrzeniach (10 do 50 μm). Faza mineralna nadaje tkance kostnej wytrzymałość i sztywność, aczkolwiek wzrost mineralizacji kości zwiększa podatność na uszkodzenia w wyniku kruchego pęknięcia [22]. Wyraźny wpływ na mikrostrukturę tkanki korowej ma także jej wiek, zwiększający ryzyko występowania złamań na skutek osteoporozy [23].

Definicja właściwości kompozytowych tkanki zbitej nie jest jednoznaczna. Duży stopień obciążenia fazy mineralnej otaczającej włókna kolagenowe wskazuje, że kość jest kompozytem ceramicznym z osnową wzmocnioną włóknami. Z drugiej strony obecność pojedynczych kryształów hydroksyapatytu o szerokości 25–50 nm widocznych w badaniu ultrastrukturalnym odbiałczanej kości świadczy o tym, że jest kompozytem polimerowo–matrycowym wzmocnionym nanocząsteczkami [8,28]. Nie tylko struktura molekularna i układ faz mineralnych i organicznych, ale także organizacja kości na poziomie tkanki świadczą o naturze kompozytowej [29]. Tkanekę kostną zbitą można uznać za bioceramicznym kompozyt [8] o dużej zawartości fazy mineralnej 65% wag. oraz organicznej 25% wag. i wody 10% [30,31]. Pod względem objętości składa się z około 33–43% minerałów apatytu, 32–44% substancji organicznych i 15–25% wody [32]. Powyższe właściwości sugerują konieczność prowadzenia analiz na możliwie jednorodnym materiale badawczym, ze szczególnym uwzględnieniem kierunkowości jego właściwości mechanicznych.

1.2.3. Właściwości tkanki kostnej zbitej i charakterystyka propagacji pęknięć

Właściwości mechaniczne, fizyczne i sprężyste

Tkanka gąbczasta jest o 20 do 30% mniej sztywna niż tkanka kostna korowa [24], a różnica ta wynika prawdopodobnie z mikrostruktury, a przede wszystkim organizacji lamelarno–kolagenowej i orientacji osteonów. Z mechanicznego punktu widzenia jest dość oczywiste, że o sztywności i wytrzymałości konstrukcji decyduje nie tylko ilość materiału, ale przede wszystkim jego rozmieszczenie w przestrzeni. Badania naukowe wskazują, że obszary obejmujące tkankę kostną zbitą decydują o przenoszeniu większości obciążeń mechanicznych, zarówno w trzonach, jak i odcinkach dystalnych kości długich [22,25]. Potwierdzają to modele obliczeniowe uwzględniające układ materiału kostnego w przestrzeni, lokalne właściwości materiału oraz kierunki obciążeń [26]. Z jednej strony składniki mineralne kości gwarantują odporność na ściskanie, z drugiej jednak zmniejszają wytrzymałość na obciążenia rozciągające. Sztywność kości korowej związana jest z zawartością minerałów i gęstością kości, natomiast jej wytrzymałość jest silnie skorelowana z jakością macierzy kolagenowej [27]. Woda, luźno związana z włóknami kolagenu [28], jest

niezbędnym składnikiem redukującym naprężenia podczas dynamicznych obciążeń [29]. Wchodząc w skład struktury tkanki kostnej, przyczynia się do ogólnej właściwości biokompozytu, działając jako plastyfikator. Sztywność i twardość kości w funkcjonalny sposób pozwalają szkieletowi zachować kształt ciała oraz chronić ważne narządy i szpik kostny. W ujęciu makroskopowym moduł sprężystości w kości długiej ma znacznie większą wartość w kierunku wzdłużnym (17,4 GPa dla kości ludzkiej i 20,4 GPa dla kości bydłowej) niż w poprzecznym (9,6 GPa dla kości ludzkiej i 11,7 GPa dla kości bydłowej) [30] (tab. 1.1–1.2). Zamieszczone w literaturze przedmiotu wyniki badań [31] [32] wskazują, że w przypadku macierzy śródmiąższowej moduł Younga osiąga większą wartość (22,8 GPa) niż w osteonach. Linia cementowa charakteryzuje się natomiast mniejszą wartością zarówno modułu Younga, jak i wytrzymałości. Parametry takie jak absorpcja energii, odporność na pękanie i ostateczne odkształcenie rozciągające są powiązane z wiekiem, tj. zmniejszają się o 5–10% na dekadę, natomiast moduły sprężystości przy rozciąganiu lub ściskaniu ulegają degradacji tylko o około 2% [22].

Tabela 1.1. Wybrane izotropowe właściwości mechaniczne tkanki kostnej zbitej

Parametr	Kierunek wzdłużny	Kierunek poprzeczny
Moduł Younga, E , GPa	$17,9 \pm 3,9$ [33]	$10,1 \pm 2,4$ [33]
	$18,1 \pm 1,8$ [34]	$5,65 \pm 1,6$ [35]
Moduł sprężystości poprzecznej, G , GPa	$3,3 \pm 0,4$ [34]	$6,49 \pm 3,22$ [35]
	$6,1 \pm 0,57$ [34]	$4,5\text{--}6$ [36]
Współczynnik Poissona, ν	$0,62 \pm 0,26$ [33]	

Należy pamiętać, że ujęte w tabelach 1.1–1.2 wartości wytrzymałości i sztywności kości w dużym stopniu zależą od bardzo wielu różnorodnych czynników, w tym np.: obranej metody badania, stanu nawodnienia, wieku, płci, histologii, porowatości lub zawartości minerałów. Wytrzymałość kości zależy nie tylko od fazy mineralnej, ale także od jakości i właściwości komponentu organicznego, w którym kluczową rolę odgrywa kolagen [37]. Istotnymi determinantami funkcjonalnej integralności fazy organicznej są stopień i charakter enzymatycznego sieciowania kolagenu za pośrednictwem oksydazy lizylowej [38]. Gęstość takiego sieciowania poprawia odporność na pękanie, zwiększa wytrzymałość kości i ich sztywność [39]. Tymczasem sieciowanie nieenzymatyczne (wywołane glikacją) wiąże się z zapobieganiem absorpcji energii przez formacje mikrouszkodzeń, zmniejszaniem twardości i odkształceń kości [40] oraz przyspieszaniem kruchej pęknięcia [41].

Właściwości mechaniczne tkanki kostnej można rozpatrywać także mikroskopowo, analizując pod tym kątem elementy składowe tkanki, tj. osteony, linie cementowe oraz macierz śródkostną. Właściwości te są trudno mierzalne, niemniej na przestrzeni lat wielu badaczy podjęło się oceny tych parametrów (tab. 1.2). Wartości modułu elastyczności oraz współczynnika Poissona wskazują na wyraźnie inną charakterystykę linii cementowej niż w przypadku osteonów i macierzy śródkostnej. Linia cementowa rozdziela pozostałe dwa elementy, dlatego podczas badań należy zwrócić szczególną uwagę na tę przestrzeń, aby w porę zapobiec propagacji pęknięć.

Parametry przedstawione w tabeli 1.2. sklasyfikowano ze względu na możliwość ich użycia podczas przeprowadzania analiz danych eksperymentalnych oraz symulacji metodą elementów skończonych. Powyższe parametry w postaci uśrednionej zastosowano w dalszych częściach pracy. Analiza tych danych wskazuje na niejednoznaczność wartości parametrów dla poszczególnych elementów tkanki kostnej, aczkolwiek zauważalna jest wyraźna różnica pomiędzy modułem Younga osteonu i macierzy śródkostnej, a linią cementową.

Tabela 1.2. Wybrane właściwości izotropowe elementów budujących tkankę kostną zbitą: osteonów, linii cementowej oraz macierzy śródkostnej

Autor i rok badań	Materiał badawczy	Moduł Younga <i>E</i> GPa	Współczynnik Poissona ν
Osteon			
Frasca 1981 [42]	kość piszczelowa, ludzka, 12 lat	18	–
Rho 1997 [43]	kręgi szyjne, 56–61 lat	22,5	–
Rho 1999 [44]	kość udowa, ludzka, 56 lat	18 – 20	–
Hengsberger 2002[45]	kość udowa, ludzka, 89 lat	7,4–18,5	–
Rho 2002 [46]	kości udowe, ludzkie, 35–90 lat	18–23	0,3
Bensamoun 2008[47]	kość udowa, ludzka, 70 lat	13–21	0,3
Mullins 2009 [48]	kręgi szyjne, owcy	17	–
Abdel–Wahab 2011 [49]	kości udowe, wołowe	9	0,17
Mirzaali 2016 [34]	kości udowe, ludzkie, 49 – 70 lat	18	–
Zhou 2020 [50]	kość udowa, wołowa	20	–
Macierz śródkostna			
Frasca 1981 [42]	kość piszczelowa, ludzka, 12 lat	13,8	–
Rho 1999 [51]	kość udowa, ludzka, 56 lat	25,8	–
Rho 2002 [46]	kości udowe, ludzkie, 35–90 lat	21,5–25,4	0,3
Nyman 2006 [52]	kość udowa, ludzka, 42 lat	10,8	–
Mullins 2009 [48]	kręgi szyjne, owcza	20	–
Abdel–Wahab 2011 [49]	kości udowe, wołowe	14	0,153
Faingold 2014 [53]	kości stopy, końska	13,8–15,3	–
Mirzaali 2016 [34]	kości udowe, ludzkie, 49 – 70 lat	20	–
Zhou 2020 [50]	kość udowa, wołowa	21,87	–
Linia cementowa			
Abdel–Wahab 2011 [49]	kości udowe, wołowe	6,85	0,49
Zhou 2020 [50]	kość udowa, wołowa	7,49	–

Gęstość

Gęstość tkanki kostnej definiuje się jako stosunek masy do objętości zmineralizowanej tkanki (przestrzeń porów jest wyłączona z obliczeń objętości). Część badaczy podaje konkretną wartość ρ , np.: 1,861 g/cm³ [54], ale biorąc pod uwagę istotny wpływ cech osobniczych, większość wskazuje na przedział od 1,6 do 2 g/cm³ [55] [56]. Wyróżnia się także gęstość pozorną, będącą stosunkiem masy tkanki kostnej do całkowitej objętości kości oraz ułamek objętościowy – stosunek objętości zmineralizowanej tkanki do objętości próbki (ang. *bone mineral density*, BMD). Gęstość tkanki kostnej zbitej jak i gąbczastej zmienia się nieznacznie w szkielecie osoby dorosłej [56,57] malejąc wraz z wiekiem. Parametr ten także wyraźnie wpływa na składowe naprężenia, wektory odkształceń oraz sztywność – zgodnie z prawem elastyczności przedstawionym w notacji Voigta [58–60]. Wartości modułu sprężystości i wytrzymałości kości mogą różnić się nawet o 70–90% w zależności od badanego materiału biologicznego, co można wytłumaczyć ułamkiem objętościowym lub gęstością pozorną [61,62].

Porowatość

Porowatość jest jednym z najistotniejszych parametrów rozróżniających tkankę kostną zbitą od gąbczastej, a przede wszystkim parametr ten determinuje makroskopowe właściwości mechaniczne kości i, podobnie jak gęstość, znacząco wpływa na właściwości mechaniczne tkanki kostnej [63].

Porowatość tkanki kostnej zbitej jest efektem występowania kanałów Haversa oraz jam resorpcyjnych. Ze względu na różne wielkości porów rozróżniamy następujące ich grupy: collagen – apatite (do 0.1 μm), lacunae–caniculae (do 0.1 μm) oraz Havers–Volkmann (powyżej 10 μm) [64]. Rozmiar i liczba porów znajdują dodatnią korelację z parametrami mechanicznymi tkanki kostnej zbitej [35], co potwierdzają badania metodą densytometrii kostnej [65]. Na poziom porowatości istotny wpływ mają liczne czynniki, takie jak wiek, przebyte choroby, płeć oraz sposób żywienia. Potwierdzają to wyniki badań, które wskazują, że parametr ten osiąga różne wartości – od 3,5% do 8% [66], a nawet 24–28% u osób w podeszłym wieku [67]. Jak widać porowatość ma charakter wysoce osobniczy, ale dla tkanki kostnej zbitej przyjmuje się wartość na poziomie 7,6% dla mężczyzn i 6,7% w przypadku kobiet [68]. Ze względu na potencjalny wpływ porów na propagację pęknięć w strukturze tkanki kostnej, uwzględniono znaczenie omawianego parametru w analizie obróbki.

Porównanie właściwości fizycznych i mechanicznych kości ludzkiej i wołowej

Tkanka kostna zbita pochodzenia zwierzęcego charakteryzuje się zbliżonymi właściwościami mechanicznymi do ludzkiej (tab. 1.3).

Tabela. 1.3. Porównanie właściwości mechanicznych tkanki kostnej zbitej – wołowej i ludzkiej [69]

Parametr	Jednostka	Kość wołowa	Kość ludzka
Moduł Younga, E	GPa	10–22	10–17
Wytrzymałość na rozciąganie, R_m	MPa	140–250	130–200
Wytrzymałość na ściskanie, R_c	MPa	45–150	40–145
Moduł ścinania, G	GPa	3	3
Gęstość, ρ	kg/m ³	1950–2100	1800–2000
Współczynnik Poissona, ν	–	0,33	0,4
Ciepło właściwe, c	J/kgK	1300	1330
Współczynnik przewodności cieplnej, μ_t	W/mK	0,1–0,3	0,1–0,43

Ponadto materiał zwierzęcy jest znacznie bardziej dostępny i zróżnicowany niż tkanki ludzkie, co istotnie ułatwia prowadzenie badań. Z wymienionych wyżej powodów w realizowanej pracy wykorzystano świeże tkanki wołowe pochodzące od osobników zdrowych i nie starszych niż 24 miesiące.

Charakterystyka zjawiska propagacji pęknięć wywołanych quasi–kruchymi właściwościami tkanki

Tkanka kostna charakteryzuje się dużą podatnością na kruche pęknięcie ze względu na quasi – kruche właściwości mechaniczne. Przy wzroście obciążenia pory zawarte w tkance przyczyniają się do zwiększenia propagacji szczeliny pęknięcia, doprowadzając do zniszczenia (dekohezji) tkanki. Wyznaczenie stałej wartości maksymalnego obciążenia, które skutkowałoby zniszczeniem materiału nie jest łatwe, głównie ze względu na anizotropową i osobniczą strukturę tkanki kostnej. W tabeli 1.4 zebrano dane z analizy literaturowej przeprowadzonej pod kątem symulacji metodą elementów skończonych procesów obejmujących analizy skrawania i propagacji pęknięć tkanki kostnej zbitej. W trakcie tych analiz, zarówno numerycznie jak i eksperymentalnie, wyznaczano także niektóre z parametrów materiałowych tkanki kostnej zbitej.

Tabela 1.4. Parametry materiałowe składowych tkanki kostnej zbitej

Autor i rok	Metoda badań	Poruszane zagadnienie	Osteon		Macierz śródkostna		Linia cementowa	
			E, GPa	ν	E, GPa	ν	E, GPa	ν
Hogan 1992 [70]	mikroobróbka MES	ocena procesu mikroskrwania	12	0,3	10,15	0,3	0,09	–
Budyn 2007 [71]	model propagacji uszkodzeń X-FEM	identyfikacja parametrów materiałowych	–	–	14,122	–	–	0,49
Hamed 2010 [72]	modelowanie wieloskalowe FEM	identyfikacja parametrów materiałowych istotnych dla propagacji pęknięć	10,79	–	13,9	–	6	0,4
Mischinski 2011 [73]	model FEM mechaniki pęknięcia	mechanizm propagacji pęknięć tkanki kostnej zbitej	16,6–25,1	0,24–0,33	18,5–27,1	0,24–0,33	–	–
Abdel-Wahab 2012 [31]	X-FEM	wpływ mikrostruktury na propagację pęknięć	9,13	0,17	14,122	0,153	6,58	0,49
Li 2013[74]	X-FEM	wpływ mikrostruktury na propagację pęknięć	12,85	0,17	14,122	0,153	9,64	0,49
Vergani 2014 [75]	model kohezyjny X-FEM	propagacja pęknięć w tkance kostnej	9,13	0,17	14,122	0,153	6,58	0,49
Baptista 2016 [76]	X-FEM	mechanizm propagacji pęknięć	9	0,17	14	0,15	7	0,49
Demirtas 2016 [77]	FEM	mechanizm propagacji pęknięć tkanki kostnej zbitej	22,5	0,3	25,8	0,3	–	–
Idkaidek 2017 [78]	X-FEM	mechanizm propagacji pęknięć	13,5	0,33	14,6	0,3	10,1	0,41
Wang 2017[79]	FEM	identyfikacja parametrów materiałowych	13,5	0,33	14,6	0,3	10,1	0,41
Rodriguez-Florez 2017 [80]	X-FEM	wpływ porowatości wewnętrznej na propagację pęknięć	–	–	10	0,15	–	–
Giner 2017 [81]	testy eksperymentalne i FEM	krytyczna szybkość uwalniania energii wzdłuż linii cementowej	4,4	0,3	4	0,3	3,3	0,3

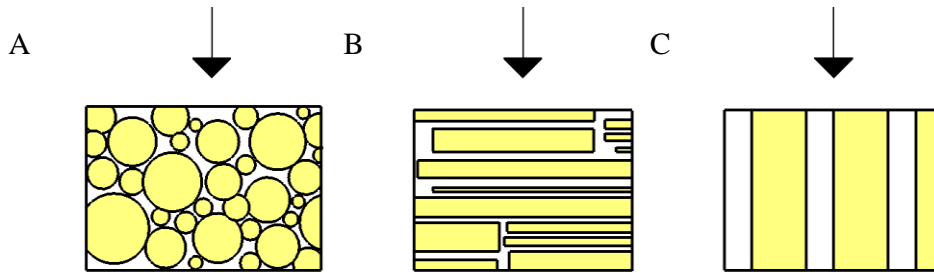
Pęknięcia charakteryzują się liniową morfologią i zwykle ich długość zawiera się w przedziale 30–100 μm . Dzieli się je na pojedyncze długie oraz rozproszone, które składają się ze zbioru krótkich pęknięć (2–10 μm długości). Pęknięcia propagujące wzdłuż osi podłużnej kości zwykle są znacznie dłuższe niż te biegnące poprzecznie [82]. W przypadku kości korowej można zaobserwować tzw. efekt bariery mikrostrukturalnej (ang. *microstructural barrier effect*) [83], który wskazuje, że z jednej strony mikropęknięcia łatwo inicjują i rozprzestrzeniają się w obszarach takich jak kość śródmiażdżowa, ale z drugiej spowalniają bądź zatrzymują się w ubytkach resorpcyjnych lub osteonach. Z badań wynika, że mikropęknięcia o długości poniżej 100 μm zatrzymują się w momencie napotkania osteonu, dłuższe – powyżej 250 μm powiększają się na jego obwodzie (linii cementowej), a te powyżej 300 μm mają wystarczającą energię, żeby przełamać osteon [84]. Zmniejszenie dostępnego obszaru pęknięć spowodowane wzrostem porowatości znacząco zmniejsza odporność na kruche pęknięcie [85], ale jednocześnie mikropęknięcia powodują wzrost odporności na zmęczenie w zakresie określonych naprężeń [86].

1.2.4. Tkanka kostna jako materiał anizotropowy

Tkanka kostna zbita uznawana jest za materiał anizotropowy, a jej właściwości mechaniczne determinowane są składem i mikrostrukturą. Do przyczyn anizotropii tkanki kostnej zalicza się, m.in. preferencyjną orientację włókien kolagenowych i fazy mineralnej wzdłuż kierunku wzrostu [98]. Badania właściwości mechanicznych tkanki kostnej metodą nanointendacji oraz za pomocą ultradźwięków wykazały ich wyraźną kierunkowość na poziomie makro i mikrostrukturalnym [66,99].

Różnice czynników budujących poszczególne elementy kości wpływają na zmienność ich właściwości [52,94]. Sztywność kości w obszarze plastycznym jest funkcją właściwości kolagenu [95], aczkolwiek całkowity poziom sztywności wynika z fazy mineralnej [96]. Zakres anizotropii zależy także od funkcji pełnionej przez kość [23]. Wraz ze wzrostem gęstości zwiększa się wartość modułu Younga oraz wytrzymałości na ściskanie [97]. W tkance kostnej zachodzi silny efekt synergii między fazami mineralną i białkową, na poziomie wiązań chemicznych, aczkolwiek obie fazy są w dużej mierze niezależnymi strukturami [96].

Anizotropia kości charakteryzuje się trzema wzajemnie prostopadłymi płaszczyznami symetrii lustrzanej (rys. 1.4.), które definiują jej ortotropowy charakter szczegółowo opisany w literaturze [87] [88,89]. Przecinając w trzech anatomicznych płaszczyznach (strzałkowej, czołowej i poprzecznej) tkankę kostną zbitą pochodzącą z trzonu kości udowej, uzyskuje się przekroje widoczne na rysunku 1.4. Do określenia kierunku przeprowadzanych pomiarów względem osi osteonów przyjmuje się nazwy: poprzeczny, prostopadły i równoległy. W trzonach kości długich da się w przybliżeniu określić oś symetrii, dzięki której możliwe jest wskazanie rozkładu właściwości w układzie biegunowym [29].



Rysunek 1.4. Korelacja kierunku pomiaru z osiami osteonów: A – poprzecznym, B – prostopadłym i C – równoległym z zaznaczonymi (strzałki) kierunkami pomiarów

Liniową sprężystość materiałów ortotropowych można zdefiniować za pomocą macierzy D (1.1) składającej się z 9 niezależnych parametrów sztywności sprężystej [90]:

$$D_{ijkl} = \begin{bmatrix} D_{1111} & D_{1122} & D_{1133} & 0 & 0 & 0 \\ D_{2211} & D_{2222} & D_{2233} & 0 & 0 & 0 \\ D_{3311} & D_{3322} & D_{3333} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & D_{1212} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & D_{1313} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & D_{2323} \end{bmatrix} \quad (1.1)$$

W celu uproszczenia modelu część badań przeprowadzono z zastosowaniem szczególnych modeli ortotropowych, które mają jednakowe właściwości w jednej płaszczyźnie, a inne w kierunku do niej prostopadłym. Powstały w ten sposób model poprzecznie izotropowy zmniejsza liczbę niezależnych elementów macierzy D do 5, stąd też w wielu przypadkach wartości współczynnika

Poissona ograniczone są tylko do trzech zmiennych: ν_{12} , ν_{31} i ν_{23} . Pomiary podstawowych parametrów ortotropowych wykazują duże różnice wartości w zależności od kierunku orientacji osteonów (tab. 1.5): moduł Younga osiąga największe wartości w przypadku orientacji poprzecznej (rys. 1.4), a w przypadku modułu Kirchhoffa wartości są równie wysokie zarówno dla orientacji poprzecznej, jak i prostopadłej.

Tabela 1.5. Wybrane właściwości ortotropowe tkanki kostnej zbitej, kierunki orientacji osteonów względem kierunku pomiaru: R – równoległy, PP – poprzeczny i PR – prostopadły

Autor i rok badań	Moduł Younga, GPa			Moduł Kirchhoffa, GPa			Współczynnik Poissona					
	R	PP	PR	R	PP	PR	R	PP	PR	R	PP	PR
	E_1	E_2	E_3	G_{12}	G_{23}	G_{13}	ν_{12}	ν_{21}	ν_{23}	ν_{32}	ν_{13}	ν_{31}
Ashman 1984 [91]	112,0	20,0	13,4	4,5	6,2	5,6	0,30	0,21	0,22	0,62	0,12	0,35
Couteau 1998 [92]	11,6	19,9	12,2	4,0	5,4	5,0	0,42	–	0,23	–	0,23	–
Turner 1998 [93]	11,7	19,8	13,2	4,5	6,2	5,6	0,37	–	0,23	–	0,23	–
Kohles 2000 [94]	12,0	20,0	13,4	4,5	6,2	5,6	0,37	–	0,23	–	0,42	–
Taylor 2002 [95]	11,6	19,9	12,2	4,0	5,4	5,0	0,23	0,23	0,42	0,42	0,23	0,23
Krone 2006 [96]	6,3	16,0	6,3	3,3	3,6	3,3	0,3	–	0,45	–	0,3	–
Krone 2006 [96]	6,3	16,0	6,3	3,3	3,6	3,3	0,3	–	0,45	–	0,3	–
Vignoli 2016 [97]	12,0	20,0	13,4	9,0	12,4	11,2	0,37	0,37	0,22	0,22	0,23	0,23
Dhatrak 2019 [98]	12,7	22,8	17,9	5,0	7,4	5,5	0,18	0,35	0,28	0,31	0,31	0,49
Solórzano 2020 [99]	9,7	16,2	9,7	2,8	4,0	4,0	0,4	–	0,25	–	0,25	–
Ruiz 2021 [100]	12,6	19,4	12,6	4,8	5,7	5,7	0,39	–	0,39	–	0,39	–

Szczegółowa analiza właściwości ortotropowych tkanki kostnej zbitej została przedstawiona w dalszej części pracy dotyczącej modelu ortotropowego tkanki.

1.2.5. Właściwości termodynamiczne kości w ujęciu martwicy termicznej i anizotropowości tkanki

Martwica termiczna tkanki kostnej jest znanym zjawiskiem, który stanowi istotny problem w chirurgii urazowej i ortopedycznej [101]. Główną przyczyną jej występowania jest skrawanie za pomocą narzędzi o wysokich prędkościach obrotowych, które skutkuje emisją energii cieplnej w wyniku tarcia [102–104]. Proces martwicy zależy od czasu ekspozycji na temperaturę i właściwości termicznych tkanki [105,106], niemniej za jej początek uznaje się moment, gdy temperatura przekroczy 47°C, osiągając tę wartość w ciągu minuty [107]. Udowodniono, że naczynia nerwowe charakteryzują się dużą wrażliwością na zmiany temperatury [122], a korzenie nerwowe mogą ulec uszkodzeniu przez ciepło wytwarzane podczas wiercenia kości [123]. Temperaturą krytyczną pojawienia się urazu termicznego może być nawet 43 C, tymczasem według

niektórych badaczy [125] temperatura podczas frezowania tkanki kostnej narzędziem skrawającym waha się od 49 do 115°C w zależności od warunków obróbki. Brak kontroli nad ciepłem powstałym w wyniku wiercenia niejednokrotnie prowadzi do martwicy termicznej nerwów wewnątrz ściany tętnic [124]. Ponadto wzrost temperatury niesie z sobą ryzyko zakrzepowo–zatorowe, które stanowi główną przyczynę udaru mózgu podczas zabiegu neurochirurgicznego [123]. Biorąc pod uwagę powyższe, temperatura związana z obróbką tkanek jest niezwykle istotnym parametrem, który należy stale monitorować, tymczasem niewielu naukowców skupiło się na badaniach pomiaru temperatur podczas przetwarzania tkanek, zwłaszcza kości i chrząstek. Zagadnienie to powinno zatem stanowić jeden z głównych problemów badawczych współczesnej inżynierii zabiegów chirurgicznych.

Podstawowym czynnikiem materiałowym determinującym podatność termiczną tkanki jest współczynnik przewodności cieplnej [57]. Stosowanie ich podczas badań symulacyjnych umożliwia optymalizację procesu obróbki kości i dostosowanie narzędzi do określonych wymagań [108,109]. Dotychczasowe badania (przedstawione w tabeli 1.6) określiły współczynnik przewodzenia ciepła w szerokim zakresie wartości, tj. od 0,2 do 12,8 W·(mK)⁻¹. Porównanie uzyskanych przez naukowców wyników wskazuje na szeroki rozkład parametrów (tab. 1.6) sugerujący niewłaściwie przygotowane badania lub inne przyczyny, w tym warunki pomiarów, różnice w próbkach lub kierunki przepływu ciepła. Ważnymi parametrami badania było pochodzenie próbek (bydłce, wieprzowe lub ludzkie) oraz ich stan (suchy lub świeży). Badania różnią się także metodą stosowaną do wyznaczania współczynnika.

Tabela 1.6. Współczynnik przewodności cieplnej tkanki kostnej zbitej

Autor badań	Pochodzenie	μ_t (W·(mK) ⁻¹)	Uwagi
Chato 1965 [110]	człowiek	0,38	próbki świeże (mokre)
Vachon 1967 [111]	bydło	2,27	próbki świeże (mokre)
		0,60	próbki suche
Lundskog 1972 [112]	człowiek	3,56	próbki suche
Biyikli 1986 [113]	człowiek	0,30	próbki świeże (mokre)
		0,20	próbki suche
Zelenov 1986 [114]	człowiek	12,8	kierunek wzdłużny, próbki świeże (mokre)
		9,90	kierunek styczny, próbki świeże
		9,70	kierunek promieniowy, próbki świeże
Moses 1995 [115]	koń	0,80	próbki suche
		0,70	próbki świeże (mokre)
		0,58	kierunek wzdłużny
Davidson 2000 [116]	bydło	0,54	kierunek promieniowy
		0,53	kierunek styczny
Feldmann 2016 [117]	człowiek	0,68	próbki suche
	bydło	0,64	próbki suche
Zhang 2017 [118]	bydło	0,54	próbki suche
SWISS [119]	bydło	0,32	tkanka korowa
		0,31	tkanka gąbczasta
Zawadzki 2023 [120]	świnia	0,31	próbki świeże (mokre)
	bydło	0,34	próbki świeże (mokre)
	świnia	0,28	próbki suche
	bydło	0,27	próbki suche

Przewodność cieplną wyznacza się na podstawie ilości ciepła przepuszczonego przez próbkę, jej wymiarów oraz różnicy temperatur. Techniki stosowane do opisu tego zjawiska można podzielić na metody stacjonarne i przepływowe [121]. W przypadku tych ostatnich w próbce następuje przepływ ciepła niezależny od czasu, mierzona jest natomiast odpowiedź termiczna [122]. Techniki pomiarowe można również podzielić na metody bezkontaktowe charakteryzujące się optycznym źródłem ciepła oraz optyczną metodą jego rejestracji, a także metody kontaktowe, w których źródło ciepła i badany obiekt znajdują się w bezpośrednim kontakcie [121]. Kolejnym ważnym parametrem charakteryzującym przewodzenie ciepła w warunkach nieustalonych jest dyfuzyjność cieplna określająca, jak szybko materiał reaguje na zmiany temperatury [110]. Znajomość wartości dyfuzyjności i przewodności cieplnej jest niezbędna do przewidywania zachowania materiału podczas ogrzewania, chłodzenia i symulacji przestrzennych zmian temperatury.

Istotnym warunkiem powodzenia badań jest dobór jednej z dwóch powszechnie stosowanych metody pomiaru: porównawczej lub bezpośredniej. W przypadku pierwszej z nich współczynnik przewodzenia ciepła próbki referencyjnej powinien być zbliżony do wartości docelowej. Ponadto należy zwrócić uwagę na strukturę kości i porowatość oraz na fakt, że w przypadku świeżych próbek woda może znacząco wpłynąć na wynik pomiaru, powodując zwiększoną wymianę ciepła – dlatego też istotne jest porównanie współczynnika przewodzenia ciepła kości świeżej i suchej. Kolejnym parametrem jest gęstość tkanki i jej porowatość, przy czym wielkość próbki i miejsce jej pobrania mogą znacząco wpłynąć na wyniki pomiarów. Istotne znaczenie mają również cechy indywidualne, w tym wiek dawcy.

Ponieważ w prezentowanych badaniach (tab. 1.6) nie ma zgodności co do wartości współczynnika przewodzenia ciepła, przeprowadzono własne badania metodą porównawczą zgodnie z normami ASTM D5470 i z większą liczbą próbek. Miały one na celu określenie wartości przewodnictwa cieplnego tkanki korowej oraz współczynnika dyfuzyjności cieplnej.

1.3. Przegląd zagadnienia obróbki tkanki kostnej we współczesnej chirurgii ortopedycznej

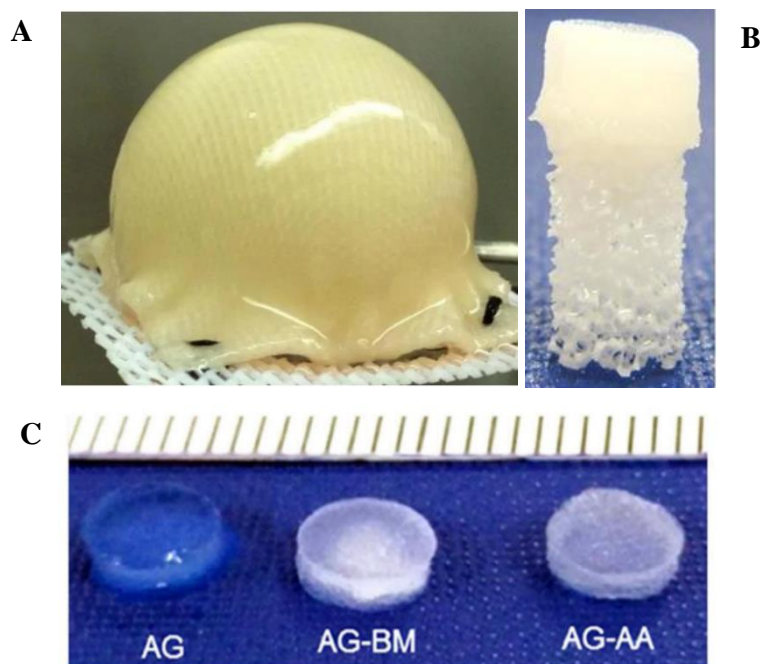
1.3.1. Wskazania do przeprowadzenia zabiegów chirurgii tkanki kostnej oraz metody leczenia

Najczęstszymi przyczynami leczenia układu ruchu są zmiany urazowe [140], choroba zwyrodnieniowa stawów i reumatoidalne zapalenie stawów [123] oraz zmiany nowotworowe. Wśród wskazań do przeprowadzenia zabiegów na tkance kostnej należy wymienić przede wszystkim: uszkodzenia mechaniczne (złamania z przemieszczeniem), zaawansowane zmiany zwyrodnieniowe w obrębie tkanek stawowych oraz złamania osteoporotyczne [124].

Obecnie istnieje wiele metod leczenia: artroskopowe i otwarte zabiegi naprawcze [125], przeszczep tkanek miękkich [126] oraz allogeniczny [127], autologiczny przeszczep chondrocytów [128] [123], a także, najczęściej stosowane, całkowite lub częściowe endoprotezoplastyki stawów oraz stabilizacje stawów i kości [123]. Operacje te wymagają wcześniejszego przygotowania powierzchni kostnych, stawowych i okołostawowych do wykonania zabiegu [129,130]. Popularność standardowych zabiegów chirurgicznych, takich jak wymieniona całkowita endoprotezoplastyka stawu biodrowego [131] i kolanowego [132], powoduje, że, paradoksalnie, ani technologia obróbki powierzchni kostnych, ani dostępność specjalistycznego sprzętu nie ulega znaczącym zmianom. W rzeczywistości wiele z wymienionych wyżej procedur medycznych powinno ulec modernizacji ze względu na pojawienie się nowych typów endoprotez [133] lub metod odtwarzania uszkodzonych funkcji stawów. Dzięki postępowi w zakresie inżynierii tkankowej ingerencja w strukturę stawu jest minimalizowana przez zastosowanie endoprotez

powierzchniowych [131,133] oraz wprowadzenie nowych technik stosujących rusztowania [125]. Nowe metody leczenia zapewnią odpowiednią jakość operacji, nie zagrażają zdrowiu pacjenta, minimalizują zakłócenia, a także przyspieszają procedurę zabiegu, korzystnie wpływając na czas rekonwalescencji pacjenta.

1.3.2. Zabiegi chirurgii tkanki kostnej stosowane w chirurgii ortopedycznej



Rysunek 1.5. Przykłady nowoczesnej inżynierii tkankowej: A – anatomicznie ukształtowana chrząstka tkankowa [134], B – dwufazowe rusztowanie na bazie jedwabiu i bioaktywnej ceramiki [135] i C – biomimetyczna struktura zastępcza do układu mięśniowo–szkieletowego [136]

Kość jest drugą najczęściej przeszczepianą tkanką na świecie, zaraz po transfuzji krwi. Konieczność sięgania po tego typu zabiegi do naprawy i regeneracji tkanek wynika nie tylko ze starzenia się populacji, ale ze złamań kości, resekcji guza lub innych chorób kości [137]. Z punktu widzenia obróbki powierzchni kostnych szczególną uwagę należy zwrócić na dwa zabiegi chirurgiczne: autoprzeszczep, które polegają na tym, że wszczepia się zdrową tkankę w uszkodzony lub brakujący obszar w celu naprawy złożonych złamań kości oraz resekcje kości, czyli oddzielenie nieprawidłowych tkanek od zdrowego kośćca.

W przypadku operacji stawów wyróżnia się takie zabiegi jak: artrodeza, artroplastyka, endoprotezoplastyka pierwotna i rewizyjna oraz synowektomia. Procesy obróbcze znajdują najszersze zastosowanie w następujących czynnościach medycznych: artroplastyce polegającej na wymianie, przebudowie lub wyrównaniu powierzchni stawowej w celu złagodzenia bólu i przywrócenia prawidłowego funkcjonowania stawu; endoprotezoplastyce, czyli zastąpieniu naturalnego, zmienionego zwyrodnieniowo stawu elementem sztucznym – endoprotezą, która przejmuje funkcje uszkodzonej struktury; oraz rewizji, która jest zabiegiem wymiany endoprotezy z powodu obłuzowania implantu [36]. Obróbka kości ma dwie główne gałęzie: konwencjonalne – obejmujące metody kontaktowe stosujące narzędzia mechaniczne oraz niekonwencjonalne – z nowatorskimi technikami sięgającymi m.in. po ultradźwięki. Przykładowe, nowoczesne metody leczenia schorzeń stawowych wymagających zastosowania precyzyjnej obróbki przedstawiono na rysunku 1.5.

1.3.3. Metody obróbki skrawaniem stosowane w chirurgii ortopedycznej

Liczba operacji ortopedycznych na świecie sięga około 22,3 mln zabiegów rocznie. Nic zatem dziwnego, że jest to jedna z najszybciej rozwijających się procedur medycznych [138]. Do podstawowych metod obróbki powierzchni tkanek kostnej i chrzęstnej zalicza się zabiegi wiercenia, cięcia i frezowania [36]. Procesy cięcia kości korowej stosuje się w endoprotezoplastyce stawów, implantach dentystycznych i operacjach kręgosłupa [139,140], a wiercenie służy głównie do łączenia odłamów kostnych, mocowania implantów lub unieruchamiania kości [141]. Pomimo powszechnego stosowania tych zabiegów, procesy te wciąż narażają pacjenta na ryzyko pęknięć i mikropęknięć tkanki, które mogą skutkować niestabilnością zabiegów i obłuzowywaniem się śrub, wkrętów lub nawet implantów [142,143]. W przypadku wiercenia, które jest istotną częścią wielu procedur chirurgii ortopedycznej, m.in. stabilizacji wewnętrznej tkanek oraz mocowania endoprotez, najistotniejszymi zagadnieniami, na które należy zwrócić uwagę, są oszacowanie i kontrola siły wiercenia, zapobieganie przebijaniu wiertła, a przede wszystkim kontrola wytwarzania ciepła, które może powodować martwicę termiczną [144].

Frezowanie kości stosowane jest najczęściej podczas operacji chirurgii twarzoczaszki oraz zabiegów neurochirurgicznych. Aby dopasować parametry obróbki i uniknąć uszkodzenia naczyń nerwowych podczas frezowania, chirurdzy muszą określić warunki cięcia, tj. strukturę kości poddawanej zabiegowi oraz stopień penetracji narzędzia skrawającego. Uzyskanie kontroli procesu obróbki może znacząco przyczynić się do poprawy bezpieczeństwa operacji oraz zmniejszenia zmęczenia fizycznego i psychicznego chirurga [145,146]. Do innych metod stosowanych w obróbce tkanki kostnej zaliczyć można obróbkę termiczną, cięcie laserowe i wodne (ang. *waterjet*) oraz cięcie z zastosowaniem ultradźwięków i mikrofal [36].

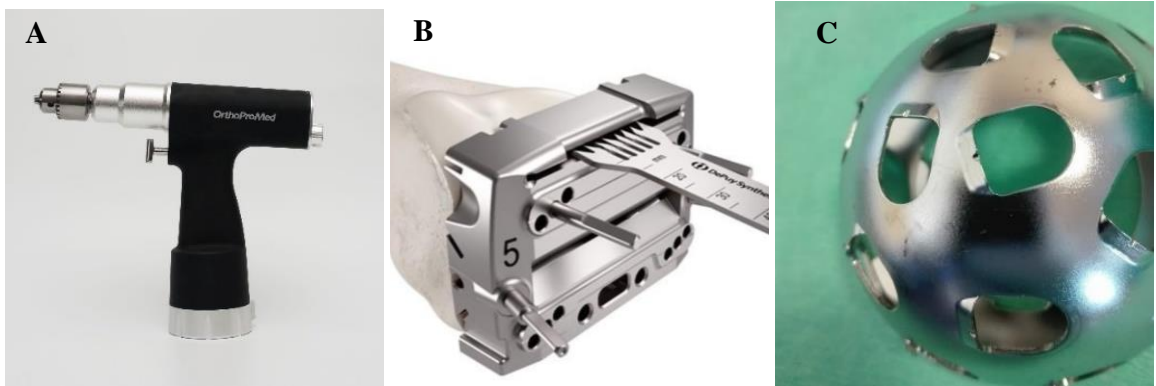
Ostatnią metodą obróbki mechanicznej stosowanej podczas leczenia tkanki kostnej i chrzęstnej jest obróbka ścierna polegająca na usuwaniu materiału przez przyspieszone zużycie/pęknięcie powierzchni za pomocą cząstek ściernych związanych, bądź niezwiązanych z narzędziem o określonym kształcie. Technika ta stosowana jest głównie do uzyskania wysokiej jakości wykończenia powierzchni (chropowatości) z pożądanym rozkładem naprężeń szczątkowych oraz bez uszkodzeń powierzchniowych i podpowierzchniowych, a także z wąską tolerancją wymiarową [36]. W przypadku zabiegów chirurgicznych jej zastosowanie jest ograniczone i sprowadza się głównie do stosowania głowic ściernych podczas frezowania w trakcie operacji chirurgii twarzoczaszki [147], bądź cięcia tarczami diamentowymi w ramach endoprotezoplastyki lub zabiegu chirurgii kręgosłupa [148].

Analizując literaturę przedmiotu pod kątem opisów wymienionych wyżej badań, warto zwrócić uwagę na różnorodność materiałów badawczych, stosowanych metod, założeń i warunków eksperymentalnych. Źle dobrana i nieodpowiednio przeprowadzona procedura chirurgiczna może skutkować powikłaniami prowadzącymi do odrzucenia przez organizm przeszczepu lub endoprotezy [149], dlatego tak istotne jest, głównie z utylitarne punktu widzenia, przeprowadzenie kompleksowych, szczegółowych badań, dotyczących obróbki struktur kostnych.

1.3.4. Narzędzia i oprzyrządowanie operacyjne w chirurgii ortopedycznej i chirurgii twarzoczaszki

Narzędzia i oprzyrządowanie stosowane w chirurgii można podzielić na dwa podstawowe typy: jednorazowe i wielorazowe, które wymaga dezynfekcji i sterylizacji każdorazowo po wykonanym zabiegu [150]. Ze względu na zastosowanie narzędzia można podzielić również na ogólne (stosowane w wielu typach operacji) oraz specjalistyczne (używane podczas określonych

zabiegów). Podstawowe instrumenty ortopedyczne są przeznaczone do leczenia nieprawidłowości stawów i manipulacji kośćmi, więzadłami, tkanką mięśniową lub ścięgnami. Główny zestaw zabiegowy zawiera retraktory, odgryzacze, kleszcze, chwytaki, uchwyty na igły, osteotomy, rurki ssące, zaciski i inne niezbędne instrumenty. Ogólnochirurgiczne zestawy dzieli się na dwa typy: duży, używany do zabiegów wymagających większej liczby narzędzi i mały, w którym liczba ta jest zminimalizowana, zwykle zgodnie ze zwyczajami panującymi w danej jednostce szpitalnej [151]. W przypadku operacji związanych z obróbką powierzchni kostnych takich jak przeszczepy kostne, częściowa bądź całkowita wymiana stawów, zestawy narzędziowe zawierają specjalistyczne narzędzia przeznaczone do danej techniki zabiegowej, np. endoprotezoplastyki. Narzędzia te służą przede wszystkim do wiercenia, frezowania i cięcia tkanki kostnej (rys. 1.6).



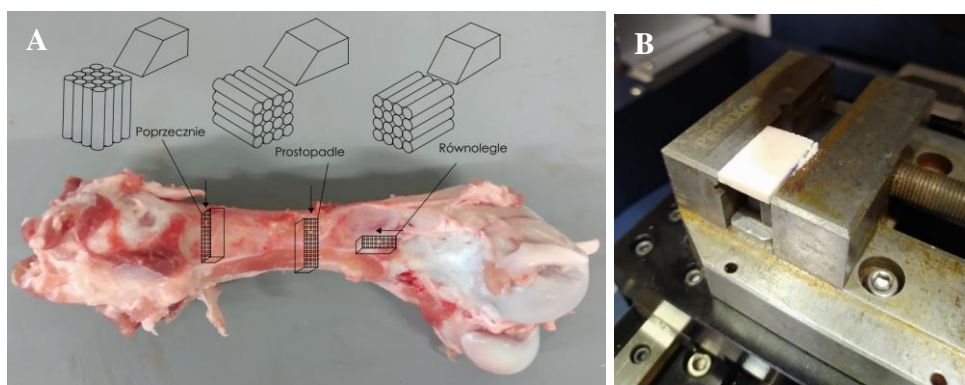
Rysunek 1.6. Urządzenia specjalistyczne do przeprowadzania zabiegów chirurgii ortopedycznej: A – wiertarka ręczna [152], B – zespół do cięcia powierzchni stawowych [153] oraz C – narzędzie do frezowania powierzchni panewki stawu biodrowego (oprac. własne)

2. BADANIA EKSPERYMENTALNE

2.1. Charakterystyka przeprowadzonych badań eksperymentalnych

2.1.1. Materiał badawczy

Ograniczony dostęp do próbek badawczych pochodzenia ludzkiego, a także konieczność pozyskania zgody komisji bioetycznej na ich użycie do analiz spowodowało, że w badaniach zastosowano próbki tkanki kostnej i chrzęstnej pochodzenia zwierzęcego (rys. 4.1).



Rysunek 2.1. Materiał badawczy: A – kość udowa, wołowa, z zaznaczonymi kierunkami orientacji osteonów względem osi trzonu oraz B – fragment tkanki umieszczony w uchwycie imadła (oprac. własne)

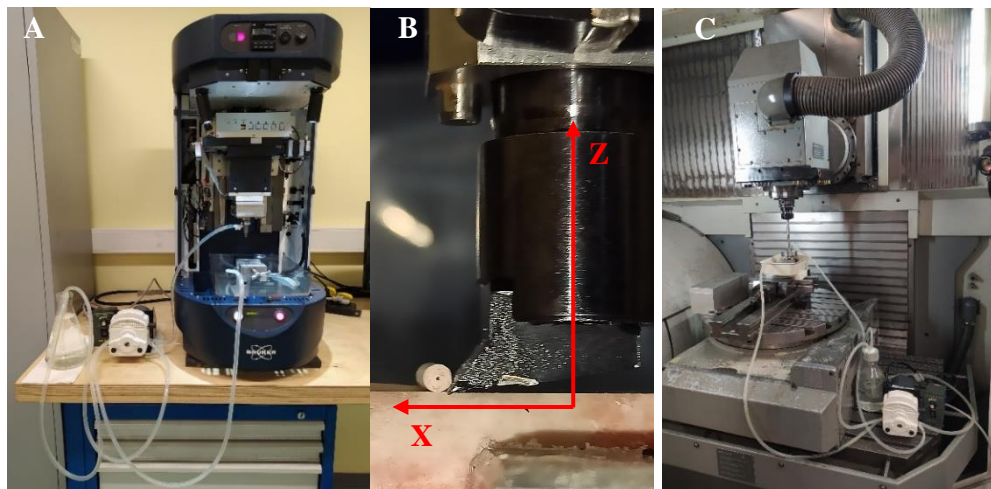
W zależności od etapu badań użyto: proksymalnych i dystalnych końców kości udowej wołowej i ich trzonów. Fragmenty kości przechowywano w płynie Ringera w celu podtrzymania ich właściwości mechanicznych. Ze względu na anizotropową strukturę kości korowej konieczne było przygotowanie próbek o trzech niezależnych orientacjach, w których punktem odniesienia był kierunek osteonów [154] – przykład ich kierunkowości zaprezentowano na rysunku 4.1. Z fragmentów centralnych części trzonów kości udowych wycięto próbki o wymiarach 20 mm × 4 mm × 10 mm i szerokość 4 mm. Cięcia dokonano w kierunkach promieniowym, osiowym i obwodowym, a uzyskany materiał posłużył do przeprowadzenia skrawania w kierunku równoległym, poprzecznym i prostopadłym. Próbki wypolerowano papierem ściernym o ziarnistości 320, zanurzone w płynie Ringera i przechowywano w lodówce w temperaturze 0°C. Po badaniu przechowywano je w zamrażarce laboratoryjnej ZLN 85C w temperaturze -25°C. Fragmenty uzyskane z końców proksymalnych i dystalnych nacięto bocznie w celu sztywnego zamocowania w szczękach imadła lub za pomocą innego uchwytu i przechowywano tak samo jak pozostałe próbki.

Z przeprowadzonej analizy literaturowej wynika, że, nie ma statystycznie istotnych różnic między właściwościami mechanicznymi kości korowej zamrożonej i świeżej [155,156]. W przypadku próbek przechowywanych w temperaturze -20°C degradacja właściwości mechanicznych mierzonych metodą nacięcia punktu referencyjnego wynosi poniżej 15%, a kolejne cykle zamrażania-rozmrażania nie mają wpływu na przyspieszenie procesu niszczenia próbek [157]. Ponadto niektórzy autorzy wprost uznają, że próbki kości pochodzenia zwierzęcego mogą być stosowane do badań właściwości mechanicznych kości ludzkich [157]. Wiele dotychczasowych badań eksperymentalnych potwierdza tę praktykę [147,158–161]. Przykładowe porównanie właściwości mechanicznych oraz fizycznych przedstawiono w tabeli 1.3.

2.1.2. Stanowiska badawcze wykorzystywane w trakcie badań eksperymentalnych

Badania eksperymentalne wymagały zastosowania urządzeń umożliwiających poprawną ocenę mechanizmu obróbki.

Do badań mechanizmu skrawania ortogonalnego, obróbki pojedynczym ziarnem oraz zespołem ziaren zastosowano tribotester marki UMT Bruker (BillERICA, MA, USA) wyposażony w 3–osiowy układ ruchu napędzany silnikami krokowymi o wysokiej rozdzielczości pomiaru 0,01 N, nieliniowości 0,02% oraz częstotliwości próbkowania (rys. 4.2). Dwuosiowe czujniki siły (oś Z pion i oś X poziom) mierzyły jej wartość w zakresie od 0,05 do 235 N – DFM20 oraz 0,05 do 5 N – DFM5. Dodatkowy czujnik emisji akustycznej umożliwił rejestrację drgań powstałych w trakcie obróbki. Sterowanie urządzeniem odbywało się poprzez wprowadzanie danych wejściowych, tj. parametrów ruchu (drogi i prędkości), głębokości skrawania oraz obciążenia. Narzędzia skrawające umieszczono w uchwycie korpusu górnego, wyposażonego w czujnik siły, który wykonywał ruchy w kierunku pionowym (osi Z) oraz poziomym (osi X) zaś próbki kości w imadle osadzonym na stoliku liniowym, który z kolei poruszał się w poziomie, tj. w kierunku osi Y. Imadło znajdowało się w pojemniku będącym jednocześnie zbiornikiem na wodę, która podczas procesu skrawania trafiała w przestrzeń obróbki. Obieg cieczy był układem zamkniętym: pompa perystaltyczna pobierała wodę z naczynia, a następnie za pomocą silikonowego wężyka trafiała bezpośrednio na tkankę lub w przypadku ściernic, w specjalnie do tego celu zaprojektowany kanał; po odpompowaniu z pojemnika z próbką i imadłem, ponownie trafiała do zbiornika początkowego, przy czym jego kształt umożliwiał osadzanie się na jego dnie produktów obróbki.

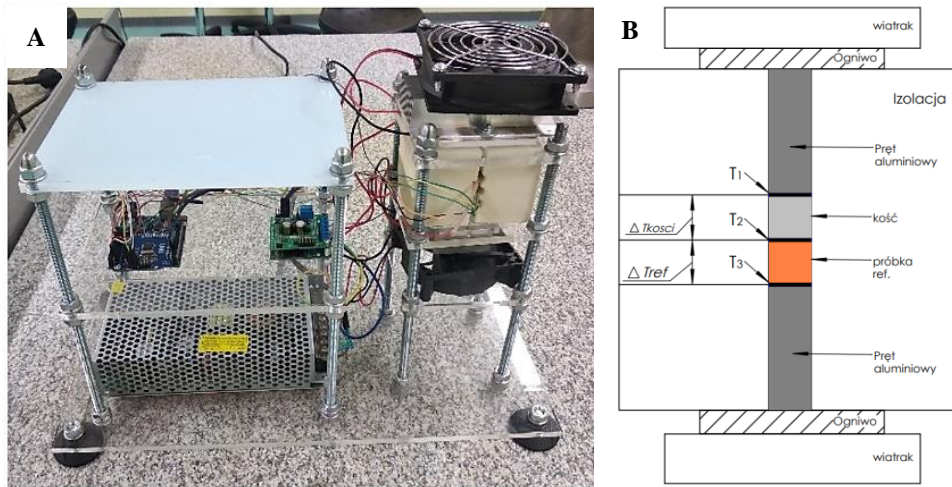


Rysunek 2.2. Stanowiska badawcze: A – tribotester Bruker UMT, B – układ współrzędnych czujnika siły C – oraz centrum obróbcze DMU przystosowane do zabiegów obróbki skrawania ortogonalnego i ściernego

Do części badań dotyczących analizy wydajności narzędzi ściernych użyto centrum obróbczego DMU, które zapewniało stabilizację próbki oraz swobodę ruchu narzędzia w trzech osiach. Zastosowano je przede wszystkim ze względu na możliwość zwiększenia prędkości ruchu narzędzia, a także zastosowanie innego niż posuwisto–zwrotny ruchu narzędzia. Kontrola nacisku odbywała się za pomocą zaprojektowanego przez autora pracy adaptera wyposażonego w sprężynę wywołującą ustaloną siłę nacisku w kierunku osi Z. Podobnie jak w przypadku tribotestera stanowisko wyposażono w pompę perystaltyczną, odstojnik na wodę i pojemnik zbiorczy.

Aparaturą od podstaw zaprojektowaną przez autora było urządzenie służące do pomiaru przewodności cieplnej oraz dyfuzyjności cieplnej tkanki kostnej metodą porównawczą. Opracowano je z myślą o pomiarze przewodności cieplnej próbek pochodzenia organicznego

o niewielkich rozmiarach, ponieważ dostępne urządzenia komercyjne nie umożliwiały takich analiz.



Rysunek 2.3. Pomiar przewodności cieplnej tkanki kostnej: A – widok stanowiska do oraz B – schemat przestrzeni pomiarowej (oprac. własne wg [120])

Wybrany element grzewczym było ogniwo Peltiera, a całość urządzenia została umieszczona w szczelnej komorze pozwalającej na wytworzenie obniżonego ciśnienia lub wprowadzenie gazów, zapewniającego stałość temperaturową (obniżenie przewodności cieplnej środowiska). Największym problemem towarzyszącym procesowi transportu ciepła, w tym przypadku wytwarzanego przez ogniwo Peltiera, była jego utrata na ścianach bocznych próbek [117], dlatego strefę pomiaru otoczono pianką poliuretanową o współczynniku $0,025 \text{ W} \cdot \text{mK}^{-1}$ [118] (rys. 4.3). Ciepło doprowadzano do próbek za pomocą dwóch aluminiowych prętów: jedna strona stykała się z próbką, a druga z modułem Peltiera (TEC-1) zamontowanym w korpusie wykonanym polimetakrylu. Ze względu na minimalizację różnicy temperatury otoczenia (21°C) ustalono stałe wartości tego parametru w dwóch punktach: 40°C w przypadku górnej powierzchni próbki odniesienia i 10°C w dolnej ścianie badanej próbki. Do pomiaru ciepła pomiędzy tymi punktami zastosowano dwa termistory NTC 10k (z błędem pomiaru $\pm 0,5\%$), przy czym jeden osadzono między prętem aluminiowym a próbką testową, zaś drugi między próbką referencyjną a drugim prętem aluminiowym. Uzyskiwane wyniki były następnie uśredniane. Urządzenie skalibrowano i przetestowano na próbkach wykonanych z materiałów o znanych współczynnikach przewodności cieplnej: PMMA, PCV i drewna.

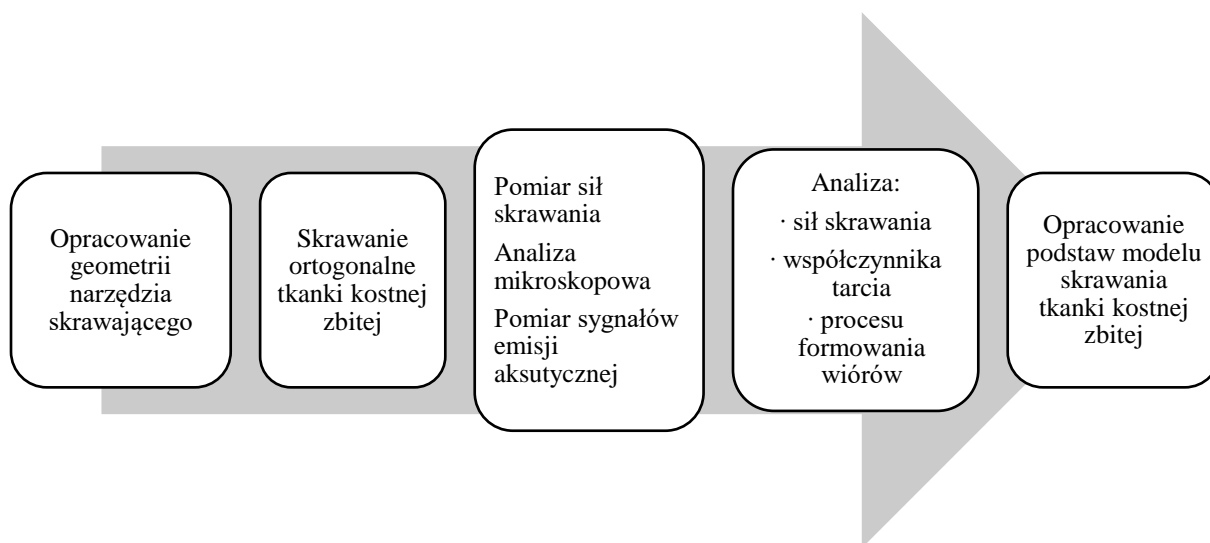
Poza wymienionymi powyżej urządzeniami, w trakcie badań eksperymentalnych zastosowano następującą aparaturę:

- mikroskop stereoskopowy MOTIC SMZ-168-TL z kamerą mikroskopową,
- skaningowy mikroskop elektronowy Vega 3,
- profilometr optyczny Alicona IF-Portable RL,
- profilometr stykowy Hommel T8000,
- kamery termowizyjne: FLIR T620 S.C. oraz GTC 400C BOSH L-BOXX,
- piłę liniową Buehler Isomet 4000,
- suszarkę laboratoryjną SOLID LINE ED-S 56,
- zamrażarkę laboratoryjną ZLN 85C SMART,
- myjkę ultradźwiękową, wagi laboratoryjne, pompę perystaltyczną oraz inne drobne oprzyrządowanie.

2.2. Skrawanie ortogonalne ostrzem o zdefiniowanej geometrii

2.2.1. Wprowadzenie

Podstawowymi zabiegami chirurgii kostnej, u których podstaw leży mechanizm skrawania ortogonalnego, są proste cięcia za pomocą narzędzi takich jak osteotom lub piła. Najbardziej kompleksowe badania dotyczące mechanizmu skrawania tkanki kostnej zbitiej wymienioną metodą przeprowadzili naukowcy z University of Nottingham [158] i University of Tokyo [161]. Ze względu na zróżnicowanie doboru geometrii ostrzy skrawających i parametrów obróbki (tab. 2.1.), obraz zjawisk zachodzących podczas tego procesu w odniesieniu do tkanki nie został całkowicie rozpoznany. W większości dotychczasowych badań dominowało zastosowanie narzędzi skrawających o wąskim zakresie geometrii, które ograniczają ogólny obraz procesu skrawania.



Rysunek 2.4. Schemat badań obejmujących opracowanie podstaw modelu skrawania tkanki kostnej zbitiej

W trakcie przedstawionych poniżej badań eksperymentalnych (rys. 2.4.) przyjęto głębokości skrawania w dwóch ujęciach: technologicznym i materiałowym. Ujęcie materiałowe dotyczyło cech strukturalnych tkanki kostnej zbitiej, tj. grubość blaszki kostnej oraz rozmiarów osteonów i na ich podstawie przyjęto głębokości obróbki 0,5 do 50 μm oraz 50 do 175 μm . Ujęcie technologiczne uwzględniało zmienną głębokość skrawania pojedynczego ziarna będącego częścią zespołu ziaren, dlatego finalny zakres głębokości skrawania przyjął wartości od 0,5 do 200 μm .

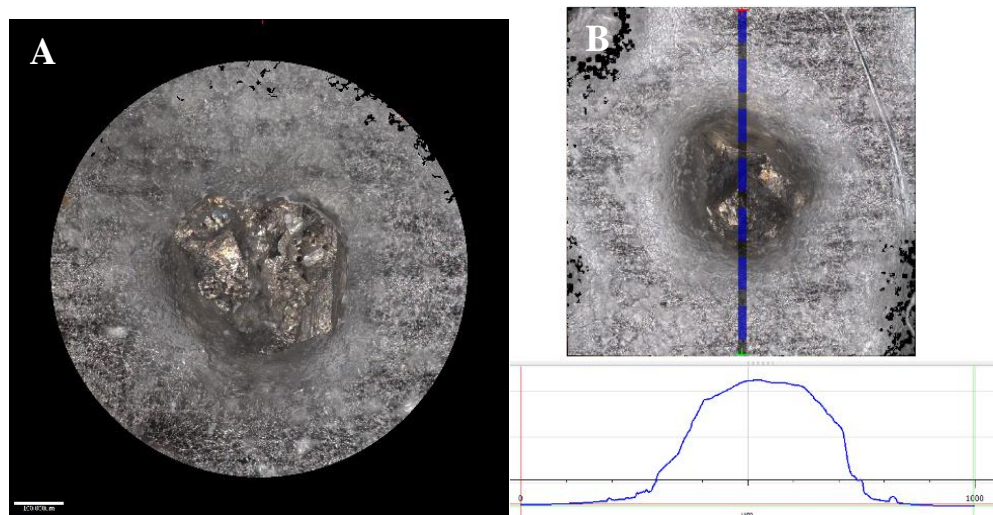
Zgodnie ze wstępnymi założeniami pracy badania eksperymentalne miały poszerzyć wiedzę na temat mechanizmów skrawania tkanki kostnej zbitiej w zależności na przykład od geometrii ostrza skrawającego. Przedstawione w tabeli 2.1. wartości m.in. kątów natarcia nie wyczerpują całkowitego zakresu możliwych przypadków.

Mając na uwadze utylitarny cel pracy i założenie wstępne o zastosowaniu narzędzia o niezdefiniowanej geometrii ostrzy skrawających, przeprowadzono ocenę geometrii ziaren ściernych w celu oszacowania przyjmowanych przez nie wartości kątów natarcia mających istotne znaczenie podczas procesu obróbki. Analizę przeprowadzono za pomocą pomiaru topografii powierzchni ziaren ściernych cBN (ang. *cubic boron nitride*) profilometrem optycznym Alicona IF-Portable RL (rys. 2.5.).

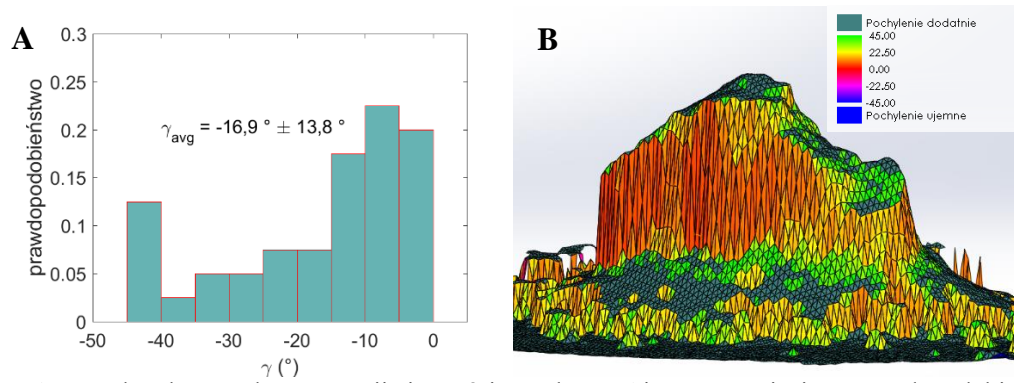
Tabela 2.1. Zestawienie badań poruszających zagadnienie skrawania ortogonalnego tkanki kostnej zbitej

Autor	$\gamma, ^\circ$	$\alpha, ^\circ$	Próbka	$a_p, \mu\text{m}$	Materiał ostrza	Podjęta analiza
Jacobs 1974 [162]	0, 15, 35, 45, -5	-	piszczel wołowa	12, 24, 36, 48	stal szybko tnąca	morfologia wiórów, siły skrawania
Malkin 1976 [163]	40, 10, -10	10	piszczel wołowa	5-400	stal szybko tnąca	siły skrawania
Itoh 1983[164]	0, 5, 10, 20, -5	-	kość udowa ludzka i wieprzowa	200 - 500	stal szybko tnąca	siły skrawania, współczynnik tarcia, morfologia wiórów
Plaskos 2002 [165]	0, 20, 40	10	kość udowa wołowa	2-200	stal szybko tnąca	siły skrawania, morfologia wiórów
Sugita 2009 [166]	30	-	kość udowa wołowa	100, 200	stop tytanu	siły skrawania, morfologia wiórów
Liao 2016 [158]	8	8	kość udowa wołowa	10, 50, 150	węgiel spiekany	opis morfologii powierzchni i wiórów, siły skrawania
Bai 2020 [161]	10	7	kość udowa wołowa	5-200	węgiel spiekany	siły skrawania, morfologia wiórów

Analizie poddano 100 ziaren ściernych, wyznaczając na każdym z nich dwa prostopadłe względem siebie profile pozwalające określić łącznie cztery kąty natarcia. Wyniki poddano analizie statystycznej, tworząc histogram prawdopodobieństwa wystąpienia określonej ujemnej wartości badanego kąta (rys. 2.6A). Średnią wartość oszacowano na poziomie $-16,9^\circ \pm 13,8^\circ$, co odpowiadało zakresowi od $-3,1^\circ$ do $-30,7^\circ$. Powierzchnia ziarna nie jest jednorodna (rys. 2.6.B), bowiem składa się z wielu mikro-płaszczyzn, dlatego za konieczne uznano przeprowadzenie pomiarów w zakresie do -40° .



Rysunek 2.5. Definiowanie geometrii ziaren: A – widok pojedynczego ziarna ściernego oraz B – sposób pomiaru profilu poprzecznego umożliwiającego wyznaczenie kątów natarcia



Rysunek 2.6. Charakterystyka geometrii ziaren ściernych: A – histogram opisujący prawdopodobieństwo wystąpienia określonej wartości ujemnego kąta natarcia i B – wizualizacja 3D pojedynczego ziarna z kolorystycznym przedstawieniem wartości kąta natarcia poszczególnych elementów siatki (oprac. własne)

Na podstawie wniosków z przeprowadzonych analiz literaturowych i pomiarów geometrii ziaren cBN przygotowano eksperyment ortogonalnego skrawania tkanki kostnej zbitej (rys. 2.4.) narzędziem o zdefiniowanej geometrii, w szerokim zakresie kątów natarcia γ i przyłożenia α oraz głębokości skrawania a_p . Przyjmując maksymalną wartość ujemnego kąta natarcia równą -40° , zdecydowano o symetrycznym określeniu maksymalnej dodatniej wartości kąta natarcia wynoszącej 40° .

Zaprojektowano narzędzia skrawające ze stali szybkoobrotowej wyprodukowanej przez firmę Avanti-Tools Sp. z o.o. (Poznań, Polska). Do narzędzi o zdefiniowanej geometrii zaliczono 27 ostrzy skrawających (tab. 2.2.), które zamontowano w specjalistycznym uchwycie ze stali konstrukcyjnej (kompatybilnym z UMT Bruker, Billerica, MA, USA), którego szczegółową charakterystykę przedstawiono w rozdziale 2.1.2. Składowe wypadkowej siły skrawania F_t oraz F_c (rys. 2.7B) rejestrowano w dwóch osiach za pomocą czujnika siły. Proces obróbki ortogonalnej odbywał się poprzez zadawanie parametrów wejściowych wyspecyfikowanych w tabeli 2.2.

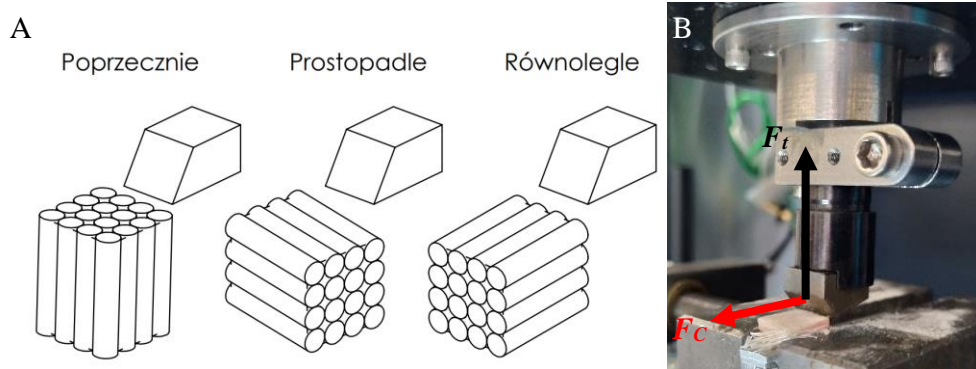
Tabela 2.2. Geometria ostrzy skrawających oraz parametry wejściowe przeprowadzonych badań

Parametr	Symbol i jednostka	Wartość
kąt natarcia	$\gamma, ^\circ$	40, 30, 20, 10, 0, -10, -20, -30, -40
kąt przyłożenia	$\alpha, ^\circ$	5, 10, 15
szerokość narzędzia	w_0, mm	10
promień zaokrąglenia krawędzi skrawającej	$r_n, \mu\text{m}$	25
głębokość skrawania	$a_p, \mu\text{m}$	0.5, 1, 2, 2.5, 5, 10, 25, 50, 100, 125, 150, 175, 200
prędkość skrawania	$v_c, \text{mm/min}$	30
Parametry pracy		Charakterystyka
kierunki skrawania względem orientacji osteonów (patrz rys. 5.2.)		poprzecznie, prostopadle i równoległe
warunki		podawanie wody w przestrzeń obróbki

Badania eksperymentalne przeprowadzone w innych ośrodkach wskazują, że w przypadku prędkości ruchu narzędzia v_c równego 30 mm/min nie dochodzi do martwicy termicznej tkanki [158], dlatego do badań własnych przyjęto właśnie taką wartość. Dodatkową korzyścią była możliwość rejestracji obrazów mikroskopowych. Przyjęte, również na podstawie analizy

literaturowej, głębokości skrawania a_p objęły zakres zmienności struktury tkanki kostnej zbitej od poziomu blaszek kostnych 0,5–50 μm do średnicy osteonów 200 μm [167].

Do obserwacji procesu skrawania ortogonalnego zastosowano mikroskop optyczny Motic z kamerą mikroskopową do rejestracji obrazu o maksymalnej rozdzielczości 2048×1536 pikseli. Stan ostrzy skrawających oraz ocena wiórów powstających w trakcie skrawania ściernego oceniono za pomocą skaningowego mikroskopu elektronowego VEGA 3. Badania morfologii powierzchni tkanki kostnej oraz wiórów przeprowadzono profilometrem optycznym Alicona IF–Portable RL.

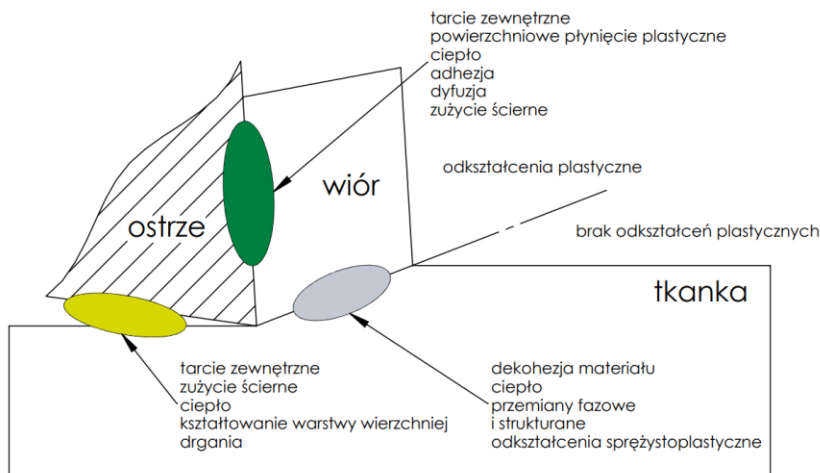


Rysunek 2.7. Od lewej: A – trzy kierunki orientacji osteonów względem powierzchni skrawającej ostrza oraz B – kierunki pomiaru składowych wypadkowej siły skrawania (oprac. własne wg [168])

2.2.2. Mechanika procesu skrawania ortogonalnego

Zastosowaną w omówionym poniżej badaniu analizę skrawania oparto na modelu uwzględniającym zjawiska fizyczne występujące w czasie obróbki. Uproszczony schemat oddziaływania ostrza na obrabiany materiał przedstawiono na rysunku 2.8. Wyodrębniono w nim trzy obszary wpływu obejmujące określone zjawiska i parametry.

Na rysunku 2.9, zgodnie ze zmodyfikowanym modelem Merchanta [169], siłę tnącą S podzielono na siły: 1) wzdłuż płaszczyzny ścinania F_s , 2) poprzecznie do płaszczyzny ścinania F_n , 3) wzdłuż kierunku skrawania F_c oraz 4) poprzecznie do kierunku skrawania F_t . W obszarze styku wióra siłę ścinającą rozłożono między siłę tarcia F_f wzdłuż obszaru styku wióra, a siłę N poprzecznie względem obszaru styku. Podobnie jak w przypadku siły ścinającej, siłę P można również analizować na płaszczyźnie ścinania i powierzchni styku wiórów.



Rysunek 2.8. Obszary zjawisk fizycznych występujące w trakcie skrawania ortogonalnego (oprac. własne wg [170])

Przyjmując kąt ścinania jako φ i kąt natarcia jako γ [171][190], uzyskujemy równania:

$$\begin{cases} F_s = F_c \cos\varphi - F_t \sin\varphi \\ F_n = F_c \sin\varphi + F_t \cos\varphi \end{cases} \quad (2.1)$$

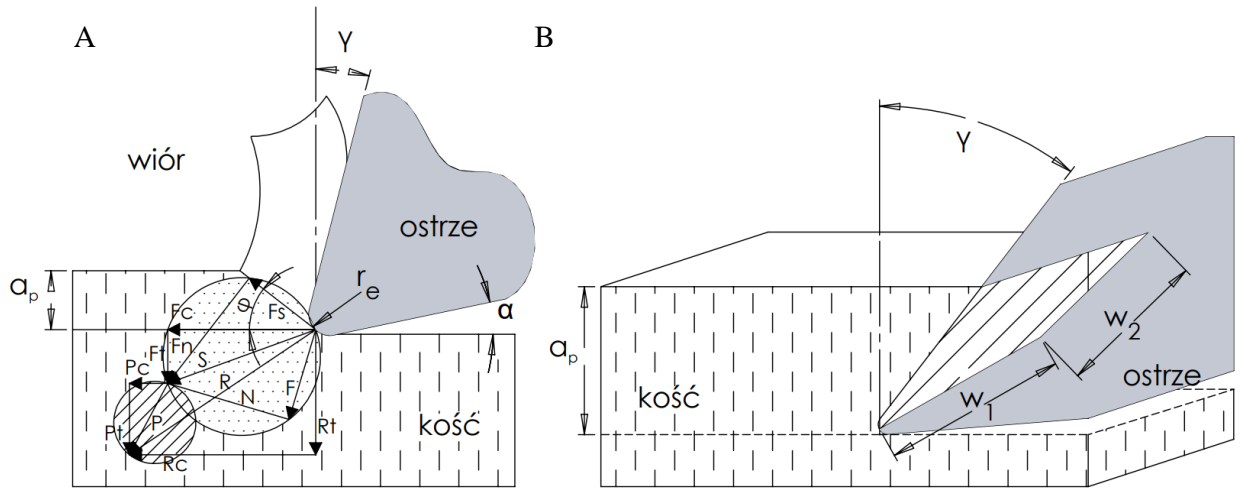
$$\begin{cases} F = F_c \sin\gamma + F_t \cos\gamma \\ N = F_c \cos\gamma - F_t \sin\gamma \end{cases} \quad (2.2)$$

Kąt ścinania φ można wyznaczyć poniższym równaniem, w którym t_Δ to stosunek głębokości skrawania a_p do grubości wióra t_l [170]:

$$\tan\varphi = \frac{t_\Delta \cdot \cos\gamma}{1 - t_\Delta \cdot \sin\gamma} \quad (2.3)$$

Zakładając, że wartość współczynnika tarcia strefie kontaktu narzędzia z obrabianym materiałem jest taka sama jak w strefie kontaktu wiórów z narzędziem można przyjąć, że podczas procesu skrawania $\mu_{tc} = \mu_{tw} = COF$. Współczynnik tarcia narzędzie-wiór μ_{tc} wyznaczono na podstawie równania [171]:

$$\mu_{tc} = \frac{F_f}{N} = \frac{F_c \sin\gamma + F_t \cos\gamma}{F_c \cos\gamma - F_t \sin\gamma} \quad (2.4)$$



Rysunek 2.9. Od lewej: A – schemat ideowy zastosowanego modelu skrawania oraz B – strefy kontaktu przedmiotu obrabianego z narzędziem skrawającym (oprac. własne wg [169,171])

Wartość siły P można sprowadzić do następującego równania [171]:

$$P = \sqrt{F_p^2 + N_p^2} \quad (2.5)$$

Upraszczając model Merchanta zgodnie z założeniami:

$$\mu_{tc} = \frac{F_f}{N} = \mu_{tw} = \frac{F_p}{N_p}, \quad (2.6)$$

otrzymano:

$$\begin{cases} F_p = F_f \\ N_p = N \end{cases} \quad (2.7)$$

Korzystając z powyższych założeń (2.5–2.7), sprowadzono wartość siły P do postaci:

$$P = \sqrt{F_f^2 + N^2}, \quad (2.7)$$

gdzie:

$$F_f = F = F_c \sin\gamma + F_t \cos\gamma. \quad (2.8)$$

Zgodnie z powyższymi założeniami przyjęto, że:

$$\begin{cases} N_p = P_t = N \\ R_t = F_t + P_t. \end{cases} \quad (2.9)$$

Na tej podstawie wyznaczono siłę ścinającą S :

$$S = F_t * \cos\gamma - F_n * \sin\gamma. \quad (2.10)$$

Kontynuując upraszczanie:

$$\begin{cases} F_p = P_c = F_f \\ R_c = F_c + P_c, \end{cases} \quad (2.11)$$

uzyskano wartość wypadkowej siły skrawania R :

$$R = \sqrt{R_t^2 + R_c^2} = \sqrt{(F_t + N)^2 + (F_c + F_f)^2}. \quad (2.12)$$

Wyniki pomiarów doświadczalnych pozwoliły również na wyznaczenie bezpośredniej wartości oporu skrawania k_c z równania [170]:

$$k_c = \frac{F_c}{A} = \frac{F_c}{w_1 * w_2} = \frac{F_c}{w_1 * \frac{a_p}{\cos\gamma}} = \frac{F_c * \cos\gamma}{w_1 * a_p}. \quad (2.13)$$

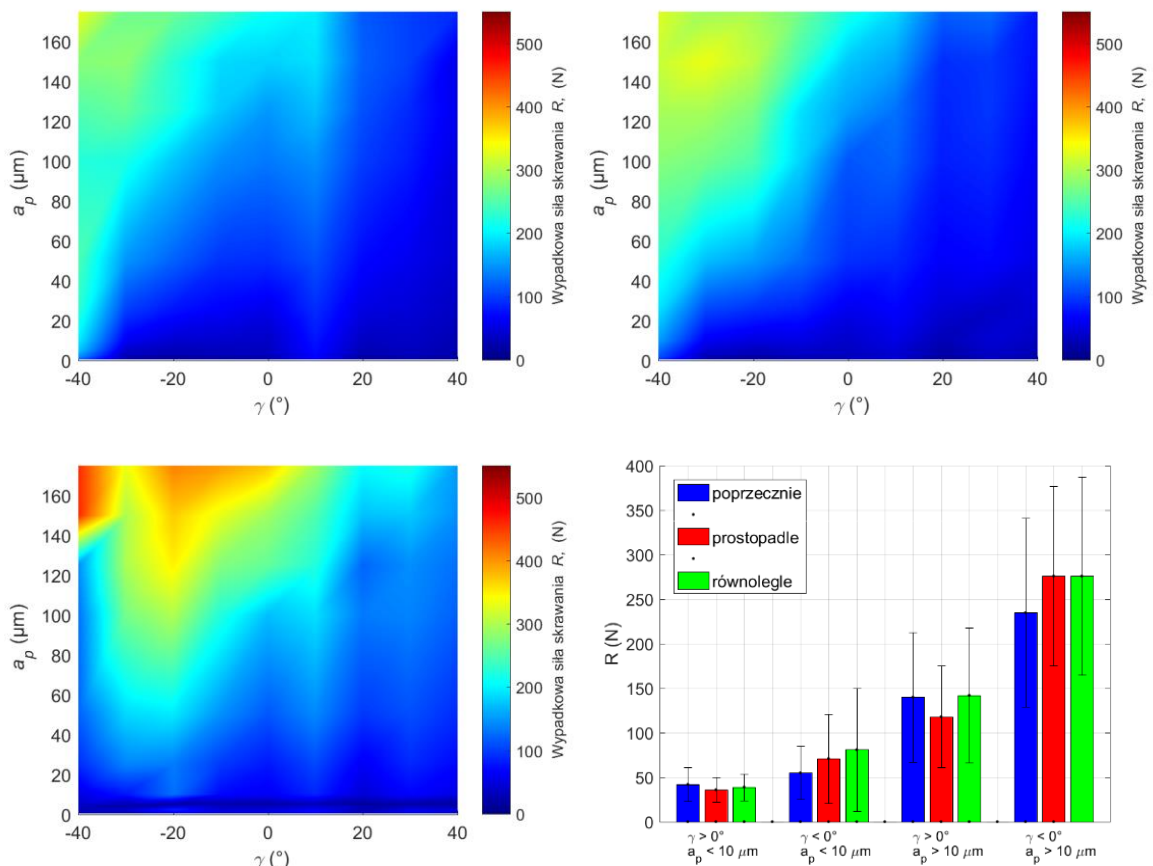
2.2.3. Wyniki i dyskusja

Wypadkowa siła skrawania

Przebieg zmian wypadkowej wartości siły skrawania R w kierunku prostopadłym można podzielić na cztery grupy: 1) $\gamma > 0^\circ$ i $a_p < 10 \mu\text{m}$, 2) $\gamma < 0^\circ$ i $a_p < 10 \mu\text{m}$, 3) $\gamma > 0^\circ$ i $a_p > 10 \mu\text{m}$ oraz 4) $\gamma < 0^\circ$ i $a_p > 10 \mu\text{m}$ (rys. 2.10D). Gdy $\gamma < 0^\circ$, wówczas wartości R , niezależnie od kąta przyłożenia α , są znacznie większe niż w przypadku, gdy $\gamma \geq 0^\circ$.

W przypadku wszystkich wymienionych wyżej grup im większa wartość γ (w kierunku dodatnim), tym wartości R maleją, co potwierdzają współczynniki korelacji liniowej $\rho > 0,9$. Gdy $a_p < 10 \mu\text{m}$ wartości R są zbliżone, a gdy $a_p > 10 \mu\text{m}$ następują dynamiczne wzrosty i spadki wartości rejestrowanych sił składowych F_c i F_t . Zjawisko to nasila się przy zastosowaniu narzędzi o $\gamma < 0^\circ$. W zestawieniach przedstawionych na rys. 2.10. nie zaprezentowano wyników dla $a_p > 200 \mu\text{m}$, ponieważ poziom nieregularności zmian wywołanych niekontrolowanymi pęknięciami powodował trudności w uśrednieniu wyników. Biorąc pod uwagę wartość kąta przyłożenia α , najlepszą korelacją między stabilnym przebiegiem a wartościami R jest $\alpha = 5^\circ$. R_{max} dla poszczególnych kątów przyłożenia α wynosiły: $R_{max} = 335 \pm 24 \text{ N}$ ($\alpha = 5^\circ$), $411 \pm 35 \text{ N}$ ($\alpha = 10^\circ$) i $352 \pm 31 \text{ N}$ ($\alpha = 15^\circ$). Zwiększenie kąta przyłożenia wpłynęło na wzrost regularności zmian, szczególnie w zakresie ujemnych kątów natarcia. Można stwierdzić, że zwiększenie α powoduje zmianę rozkładu naprężeń w przestrzeni przedmiotu obrabianego, co jest istotne dla $\gamma < 0^\circ$ ze względu na ściskający charakter skrawania. Minimalna wartość wypadkowej siły skrawania R_{min} dla $\gamma = -40^\circ$ dla kątów $\alpha = 5^\circ$, 10° i 15° wyniosła odpowiednio: $118 \pm 18 \text{ N}$, $79 \pm 11 \text{ N}$ i $42 \pm 8 \text{ N}$.

Zmiany wypadkowej siły skrawania R w kierunku równoległym powielają zmiany w kierunku prostopadłym (rys. 2.10). R_{max} dla poszczególnych kątów przyłożenia α wynosiły: $R_{max} = 325 \pm 15 \text{ N}$ ($\alpha = 5^\circ$), $363 \pm 8 \text{ N}$ ($\alpha = 10^\circ$) i $439 \pm 11 \text{ N}$ ($\alpha = 15^\circ$). Wypadkowe wartości siły skrawania R dla $\alpha = 15^\circ$ były większe niż w przypadku krzywych prostopadłych i poprzecznych. Dla dodatniego kąta natarcia przebieg R charakteryzował się liniową zmianą potwierdzoną współczynnikiem korelacji $\rho > 0,98$, zaś dla $\gamma < 0^\circ$ współczynnik ten zmniejszył się do wartości 0,86. Dla $a_p < 10 \mu\text{m}$ widoczna była tendencja do utrzymywania zbliżonych wartości, zwłaszcza przy kącie przyłożenia $\alpha = 5^\circ$ i 10° . Minimalna wartość wypadkowej siły skrawania R_{min} dla $\gamma = -40^\circ$ i kątów $\alpha = 5^\circ$, 10° i 15° wyniosła odpowiednio: $94 \pm 4 \text{ N}$, $41 \pm 3 \text{ N}$ i $117 \pm 7 \text{ N}$.



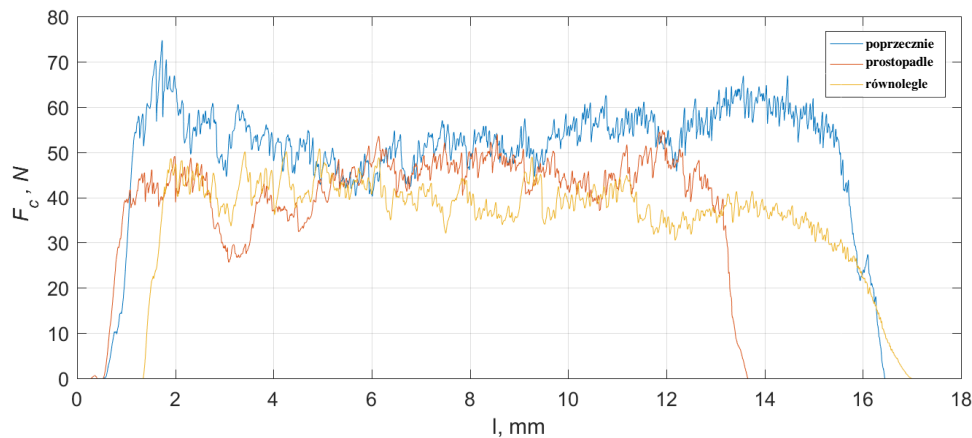
Rysunek 2.10. Wykresy wartości wypadkowej siły skrawania w zależności od kąta natarcia i głębokości skrawania w poszczególnych kierunkach ruchu narzędzia: A – prostopadle, B – równolegle, C – poprzecznie oraz średnie wartości wypadkowej siły skrawania, w zależności od kierunku orientacji osteonów, głębokości skrawania i kąta natarcia D (oprac. własne wg [168])

Najbardziej znacząca rozbieżność R charakteryzuje ruch w kierunku poprzecznym (rys. 2.10). Współczynnik korelacji wyników uzyskano na poziomie $\rho < 90$. Szczególnie dla $a_p > 50 \mu\text{m}$ odnotowano zmienność wypadkowej siły skrawania w ujęciu kątów natarcia. Charakterystyczne jest, że liniowy przebieg wypadkowej siły skrawania jest zachowany dla wszystkich kątów skrawania przy $a_p < 10 \mu\text{m}$. Dla większych głębokości nieregularność procesu wzrasta, utrzymując trend wzrostowy. R_{max} dla poszczególnych kątów przyłożenia α wynosiły: $R_{max} = 459 \pm 40 \text{ N}$ ($\alpha = 5^\circ$), $377 \pm 20 \text{ N}$ ($\alpha = 10^\circ$) i $285 \pm 44 \text{ N}$ ($\alpha = 15^\circ$). Minimalną wartości wypadkowej siły skrawania R_{min} rejestrowano dla różnych kątów natarcia i przyłożenia $\alpha = 5^\circ$, 10° i 15° , odpowiednio $14 \pm 2 \text{ N}$, $26 \pm 2 \text{ N}$ i $17 \pm 3 \text{ N}$.

Na rysunku 2.10D zestawiono wartości wypadkowej siły skrawania w zależności od orientacji osteonów, wartości kąta natarcia i głębokości obróbki w czterech grupach. W każdej z nich, w zależności od kierunku skrawania, średnie wartości R osiągnęły zbliżone wartości, przy czym zaczęły się zwiększać wraz ze wzrostem głębokości skrawania i przy ujemnych wartościach γ . Wyniki pomiarów wskazują, że stosowanie małych głębokości skrawania ujednocila wartość sił skrawania niezależnie od geometrii narzędzi – co jest istotnym wnioskiem poznawczym.

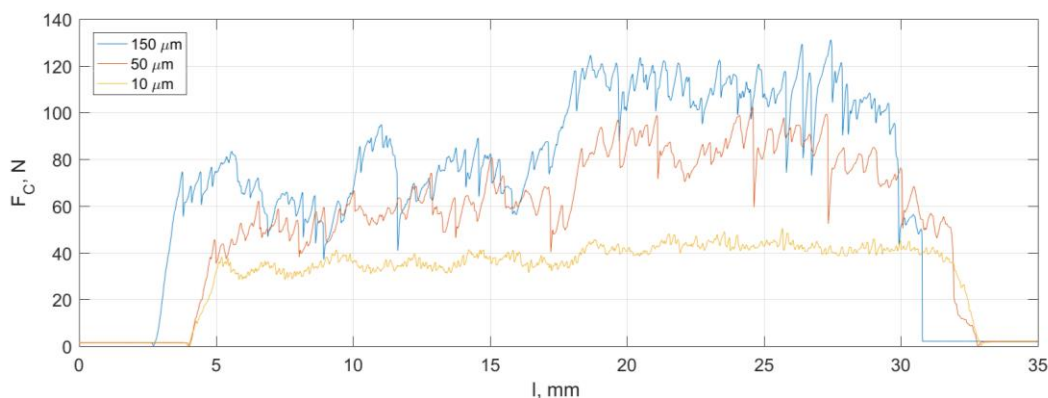
Ogólne wartości siły stycznej do kierunku ruchu narzędzia F_c (składowej siły skrawania R) przyjmują najmniejsze wartości w kierunku prostopadłym i równoległym (rys. 2.11). Kierunek poprzeczny charakteryzuje się znacząca nieregularnością przebiegów i największymi wartościami

F_c , a zależność ta widoczna była już na etapie bezpośrednich pomiarów. Zwiększenie F_c świadczy o wzroście odporności na ścinanie, a nasilenie fluktuacji o wzroście propagacji pęknięć w trakcie formowania wiórów, ponadto nieregularne zmiany wartości sygnału zwiększają się dla $a_p > 50 \mu\text{m}$ [161].



Rysunek 2.11. Przebieg zmian wartości F_c dla trzech kierunków skrawania: prostopadłego, poprzecznego i równoległego, dla $\gamma = 30^\circ$, $\alpha = 5^\circ$ i $a_p = 25 \mu\text{m}$ (oprac. własne wg [168])

Uzyskane wyniki potwierdzają badania przeprowadzone przez innych badaczy [176], z których wynika wyraźna korelacja wzrostu siły i głębokości skrawania oraz zależność między skrawaniem w kierunku poprzecznym a uzyskaniem największych wartości sił skrawania. Autorskie analizy potwierdzają również inne wnioski zawarte w literaturze przedmiotu [161], tj.: procesy są regularne przy $a_p < 50 \mu\text{m}$ (rys. 2.11); następnie pojawiają się liczne fluktuacje sygnału wywołane wzrostami a_p i siły F_c oraz powstawaniem nierównomiernego wióra; ostatecznie dochodzi do dynamicznego spadku wartości siły R . Stwierdzono także tendencję do wzrostu wartości F_c przy jednoczesnym zmniejszaniu się kąta natarcia γ [172], co jest spowodowane redukcją długości kontaktu narzędzia z wiórem, a tym samym – siły tarcia.



Rysunek 2.12. Przebieg zmian wartości F_c dla trzech głębokości skrawania $a_p = 150, 50$ i $10 \mu\text{m}$ w kierunku poprzecznym dla $\gamma = -40^\circ$ i $\alpha = 5^\circ$ (oprac. własne)

Zgodnie z obserwacjami narzędzia o $\gamma < 0^\circ$ miały tendencję do ślizgania się po powierzchni tkanki kostnej, przy $a_p < 25 \mu\text{m}$, wgniatając ją prostopadle do kierunku ruchu i zwiększając właściwą siłę skrawania. W takim przypadku skrawanie tkanki i tworzenie wiórów były ograniczone. Zarejestrowane siły skrawania (rys. 2.12) wskazywały na wzrost obciążeń mechanicznych w stosunku do $\gamma > 0^\circ$. Wzrastała również nieregularność procesu, o czym świadczyły dynamiczne spadki wartości F_c , co z kolei było skutkiem propagacji pęknięć.

Zwiększenie kąta natarcia skutkowało zagnieżdżaniem się ostrza w materiale, co skutkowało regularnością obróbki. Zauważalna jest tendencja do intensyfikacji zmian wartości F_c wraz ze zmianą głębokości skrawania. Wartości podane w literaturze [172] to: $F_c = 35, 66$ i 87 N dla następujących parametrów: $a_p = 20, 50$ i 80 μm , $\gamma = -10^\circ$ w kierunku poprzecznym, zaś autor uzyskał następujące wyniki: $F_c = 36, 57$ i 89 N i $R = 65, 94$ i 144 N.

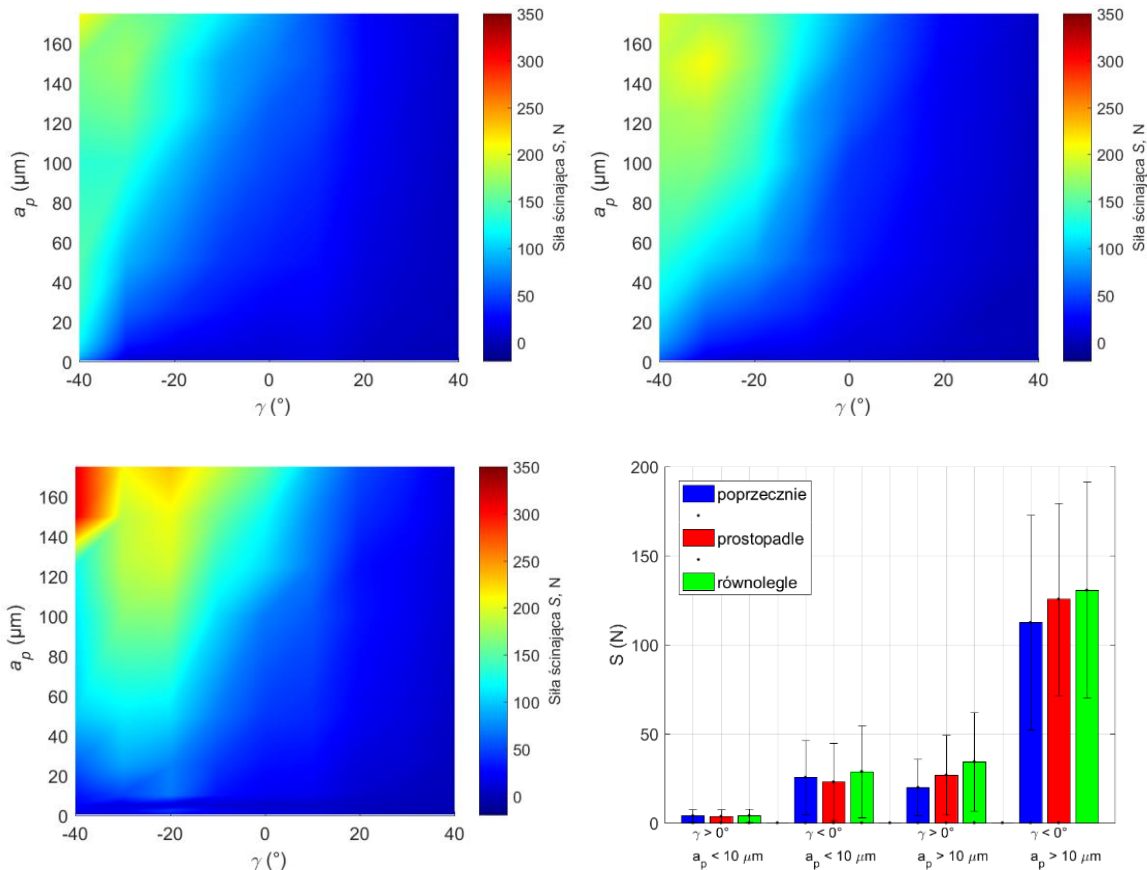
Jednokierunkowa analiza średniej wariancji ANOVA wskazuje na rozróżnialność wyników badań względem kąta natarcia. Analizując wartości wypadkowej siły skrawania dla dwóch grup $a_p > 10$ μm i $a_p \leq 10$ μm , otrzymano dwa identyczne współczynniki $p = 1,12 \cdot 10^{-16}$. Ponadto test Tukey'a dla grupy $a_p \leq 10$ μm wskazuje na rozróżnialność wyłącznie tych par, dla których $\gamma = -30^\circ$ i -40° , zaś dla grupy $a_p > 10$ μm rozróżnialność na poziomie $p < 0,005$ obejmuje cały zakres pomiarowy. Analiza wypadkowej siły skrawania względem kierunku skrawania wskazuje na $p < 0,05$, co gwarantuje statystyczną rozróżnialność wyników.

Siła ścinająca

Siła ścinająca S , która ma zbliżony przebieg zmian do wypadkowej siły skrawania R (rys. 2.13), wyraża siłę wymaganą do ścinania materiału przedmiotu obrabianego wzdłuż płaszczyzny ścinania podczas obróbki prostopadłej. Charakterystyka zmian S pokrywa się z wahaniami formowania wióra, o czym będzie szerzej mowa w dalszej części pracy. Porównując wpływ głębokości skrawania i kąta natarcia na wartość S , widać, że dla $\gamma < 0^\circ$ i $a_p > 10$ μm wzrost wartości tego parametru jest znacznie większy, niż w stosunku do zbliżonych wartości pozostałych grup (rys. 2.13D), zatem największe naprężenia ścinające towarzyszą ujemnemu kątowi natarcia.

W przypadku skrawania w kierunku prostopadłym maksymalne wartości siły skrawającej wystąpiły dla $\gamma = -40^\circ$, wynosząc: $S_{max} = 212 \pm 15$ N ($\alpha = 5^\circ$), 226 ± 12 N ($\alpha = 10^\circ$) i 235 ± 18 N ($\alpha = 15^\circ$). W kierunku równoległym do osi osteonów S_{max} dla poszczególnych kątów przyłożenia α osiągnął wartość: 209 ± 6 N ($\alpha = 5^\circ$), 205 ± 11 N ($\alpha = 10^\circ$) i 266 ± 21 N ($\alpha = 15^\circ$), zaś w kierunku poprzecznym: 314 ± 28 N ($\alpha = 5^\circ$), 192 ± 16 N ($\alpha = 10^\circ$) i 192 ± 11 N ($\alpha = 15^\circ$). Analiza zmian S wskazuje na wzrost wartości tej siły w kierunku dodatnich kątów natarcia dla kierunku poprzecznego, co może wynikać z orientacji osteonów w strukturze kostnej (rys. 2.13). Warto zauważyć, że dla $\alpha = 40^\circ$ i $a_p = 0,5-10$ μm oraz $\alpha = 30^\circ$ i $a_p = 0,5-10$ μm dla wszystkich kątów przyłożenia uzyskano ujemne wartości siły ścinającej, co może wskazywać na tendencję narzędzia do braku zagłębiania się w tkance kostnej. Przypuszczenie to potwierdzają obserwacje wypadkowej siły skrawania R , które wskazują, że jej wartość zwiększa się wraz ze spadkiem γ na skutek zmniejszenia penetracji narzędzia w tkance na korzyść poślizgu, tarcia i odkształcenia plastycznego materiału. Zjawisko to dotyczy wszystkich kierunków orientacji osteonów i może być niebezpieczne.

Wyniki pomiarów wskazują na wyraźną tendencję do jednoczesnego wzrostu wartości S i a_p , a następnie ich spadku wynikającego ze zmiany γ na wartość dodatnią. Podawana w literaturze średnia siła ścinających wzdłuż płaszczyzny ścinania w kierunku prostopadłym S równa jest $112,1$ N [162], co stanowi wartość zbliżoną do uzyskanych przez autora.



Rysunek 2.13. Siła ścinająca w zależności od kąta natarcia i głębokości skrawania w poszczególnych kierunkach ruchu narzędzia: A – prostopadle, B – równolegle, C – poprzecznie oraz D – średnie wartości siły ścinającej, w zależności od kierunku orientacji osteonów, głębokości skrawania i kąta natarcia (oprac. własne wg [168])

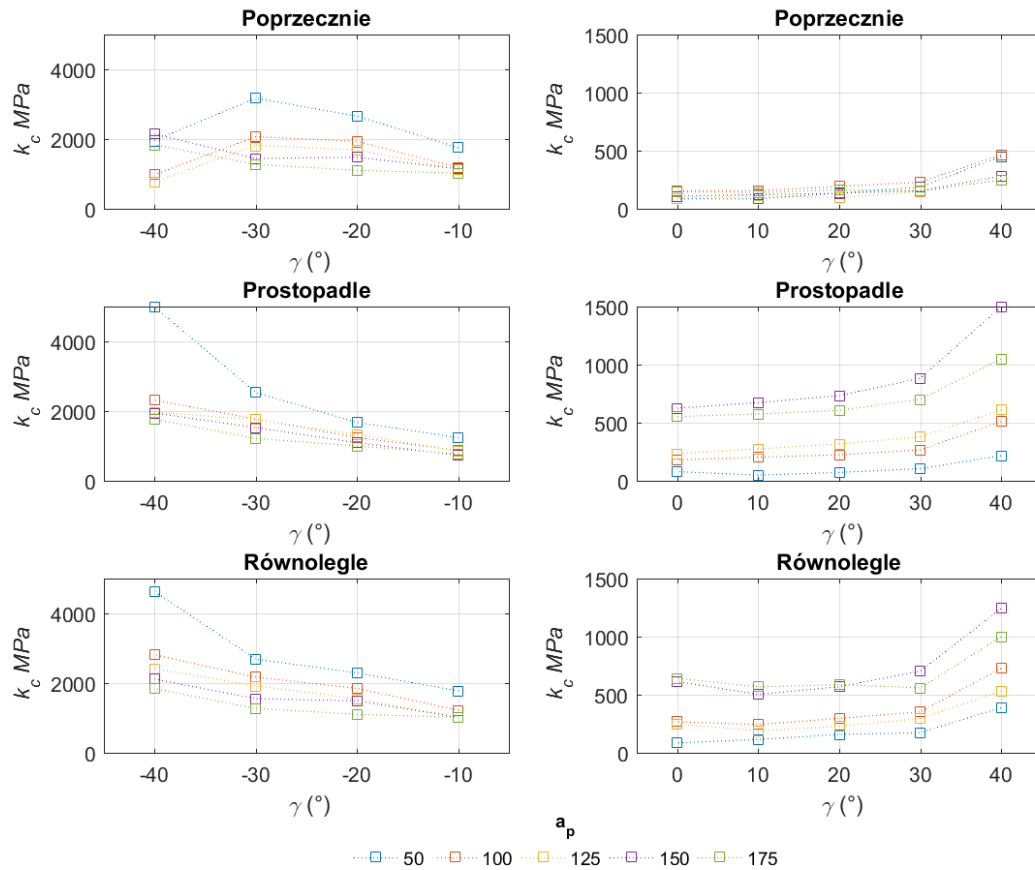
Jednokierunkowa analiza średniej wariancji ANOVA wskazuje na rozróżnialność wyników badań względem kierunku skrawania ($p = 1 \cdot 10^{-6}$) oraz kąta natarcia ($p = 1,11 \cdot 10^{-6}$). Analiza statystyczna głębokości skrawania wykazała całkowitą rozróżnialność danych ($p = 1,12 \cdot 10^{-6}$), ponadto zarówno testy Tukey'a jak i Holm'a wskazują na brak istotności porównywania wartości naprężeń ścinających dla $a_p \leq 10 \mu\text{m}$.

Opór skrawania

Opór skrawania określono na podstawie wartości F_c uzyskanej eksperymentalnie z zastosowaniem ograniczonej liczby wpływających na nią czynników, tj.: głębokości skrawania, kąta natarcia oraz orientacji osteonów. Uzyskane wyniki pozwoliły stwierdzić, że przy głębokości skrawania mieszczącej się w zakresie od 10 do 50 μm następuje przejście od mikro- do makroskrawania zgodnie z efektem wielkości. W zakresie $0,5 < a_p < 25 \mu\text{m}$ wartości kc dla różnych kątów natarcia, przy jednakowych głębokościach skrawania, są zbliżone, a dla $50 < a_p < 175 \mu\text{m}$ obserwowalny jest spadek wartości kc w zakresie dodatnich wielkości γ . Wartości kc dla $a_p < 25 \mu\text{m}$ osiągają poziom GPa, by następnie dla $a_p > 25 \mu\text{m}$ obniżyć się do poziomu MPa (rys. 2.14). Nie zarejestrowano wpływu α na wartość kc .

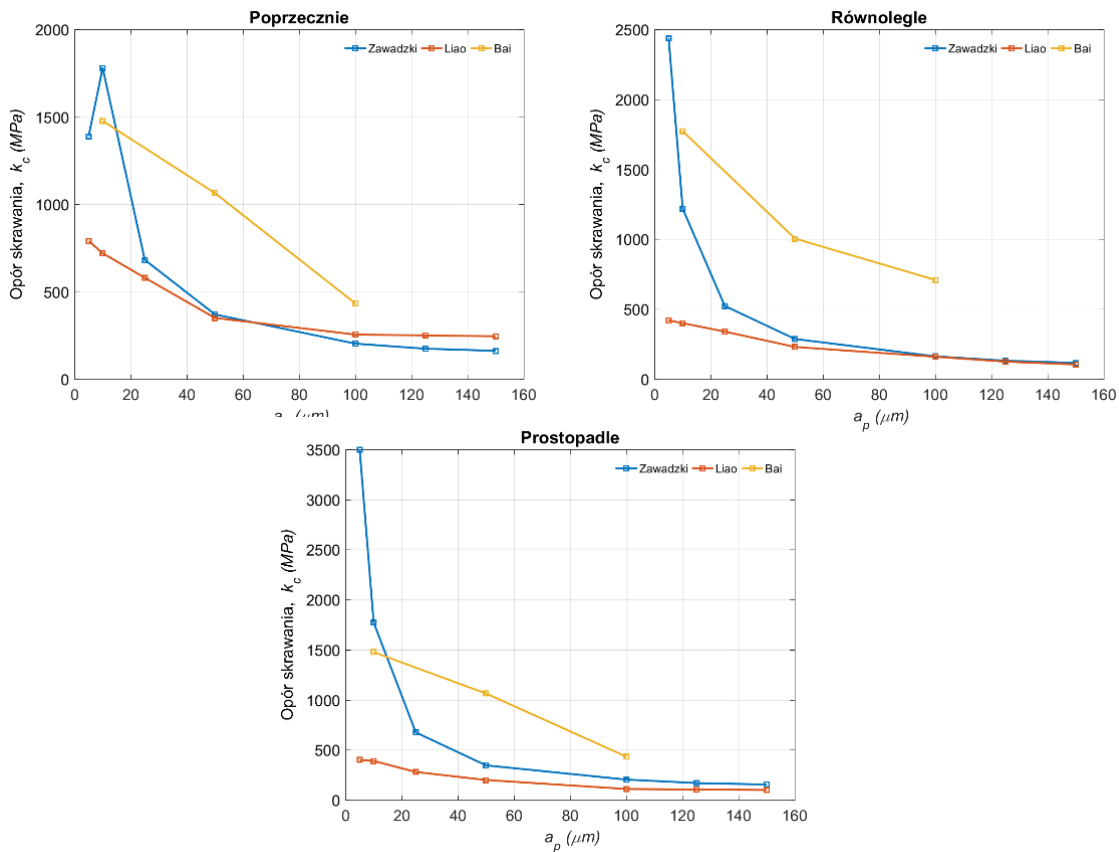
Orientacja osteonów wpływa na wartość kc , co po pierwsze związane jest z kumulacją naprężeń wewnątrz osteonów, a po drugie z efektem wielkości, tj.: mikrostruktura obrabianego materiału wpływa na mechanizm tnący [190]. Średnica osteonów waha się od 150 do 350 μm , przy czym

każda z jednostek otoczona jest warstwą cementu o grubości 5 μm oraz oddzielona macierzą śródmiąższową o grubości około 5 μm [191]. Powyższe rezultaty wskazują na istotny wpływ mikrostruktury materiału wynikający z niejednorodności struktury kompozytywnej tkanki kostnej.



Rysunek 2.14. Przebiegi zmian oporu skrawania w zależności od: kierunków orientacji osteonów, głębokości skrawania a_p i kątów natarcia γ (oprac. własne wg [168])

Efekt skali jest również związany z korelacją promienia krawędzi skrawającej z mikrostrukturą materiału, dzięki której możliwe jest określenie minimalnej grubości wióra [173]. Zgodnie z analizami literaturowymi, aby doszło do procesu skrawania, wartość a_p musi zawierać się w przedziale od $0,05r_n$ do $0,38r_n$ [174]. Podczas badań zastosowano narzędzie skrawające o promieniu naroża wynoszącym 25 μm , a minimalna głębokość skrawania a_{pmin} wynosiła od 1,25 do 9,5 μm . Uzyskany wynik był więc zgodny z założeniami teoretycznymi, potwierdzając, że przy $a_p = 10 \mu\text{m}$ następuje przejście z mikro- do makroobróbki. W mikroobróbce, ze względu na przyjęcie wartości a_p na poziomie a_{pmin} , naprężenia ścinające rozkładają się wokół powierzchni zaokrąglenia, a materiał ulega głównie deformacji [175] – stąd wysokie wartości k_c . Powyżej a_{pmin} następuje konwencjonalne skrawanie, w którym dominuje ścinanie wzdłuż płaszczyzny ścinania. Obróbka z $a_p < a_{pmin}$ powoduje zwiększenie sił poślizgu, a co się z tym wiąże – sił skrawania i chropowatości powierzchni [176]. Wskazane granice są zależne od analizowanej próbki i mogą ulegać przesunięciom.



Rysunek 2.15. Porównanie wartości oporów skrawania (z uwzględnieniem trzech warunków obróbki) uzyskanych przez Liao i in. [176], Bai i in. [179] z wynikami autora (oprac. własne wg [168])

Badacze z University of Nottingham [176] zarejestrowali opory skrawania w zakresach: 100–450 MPa w kierunku równoległym, 100–450 MPa w prostopadłym i 250–750 MPa w poprzecznym dla $a_p = 5\text{--}150\ \mu\text{m}$. Ponadto użyli tylko jedno narzędzie o parametrach $\gamma = 8^\circ$, $\alpha = 8^\circ$ i $r_n = 1\ \mu\text{m}$ i zastosowali prędkość skrawania 33 mm/min. Naukowcy z University of Tokyo [179] nie podają zarówno wartości r_n i k_c , ale na podstawie: pomiaru F_c , parametrów narzędzia skrawającego ($\gamma = 10^\circ$, $\alpha = 7^\circ$), szerokości skrawania 3 mm i $a_p = 10, 50, 150\ \mu\text{m}$, można wyznaczyć wartość oporu skrawania (rys. 2.15).

Do badań porównawczych zastosowano narzędzia o parametrach: $\gamma = 10^\circ$, $\alpha = 5^\circ$ i $r_n = 25\ \mu\text{m}$ i prędkość skrawania 30 mm/min.

Z zestawienia rezultatów badań zarówno innych naukowców, jak i autora wynika, że na mechanizm skrawania kości ma wpływ anizotropia materiału oraz parametry obróbki, a najmniejszy opór skrawania występuje w kierunku równoległym do osteonów (rys. 2.15). Zauważalny wzrost k_c związany jest ze zjawiskiem minimalnej grubości wióra nieobrobionego, który z kolei determinowany jest przez r_n . W autorskich badaniach r_n osiągnęło znacząco większą wartość niż w odniesieniach literaturowych [158], dlatego podobieństwo wyników zaobserwowano tylko dla $a_p > 25\ \mu\text{m}$.

Jednokierunkowa analiza średniej wariancji wskazuje na rozróżnialność oporu skrawania względem kierunku obróbki ($p = 1,56 \cdot 10^{-6}$), zarówno w odniesieniu do wszystkich kierunków, jak i poszczególnych par wyznaczonych metodą Tukey'a: $p_{\text{poprzecznie/prostopadłe}}$, $p_{\text{prostopadłe/równoległe}} < 0,05$ i $p_{\text{poprzecznie/równoległe}} < 0,01$). Pomimo rozróżnialności oporu skrawania względem kąta natarcia

($p = 1,11 \cdot 10^{-6}$) odrębność zauważalna jest wyłącznie w zestawieniu ujemny–dodatni kąt natarcia ($p < 0,01$), co wskazuje istotność danych według analizy Bonferroniego i Holma.

Współczynnik tarcia w strefie kontaktu narzędzia z tkanką

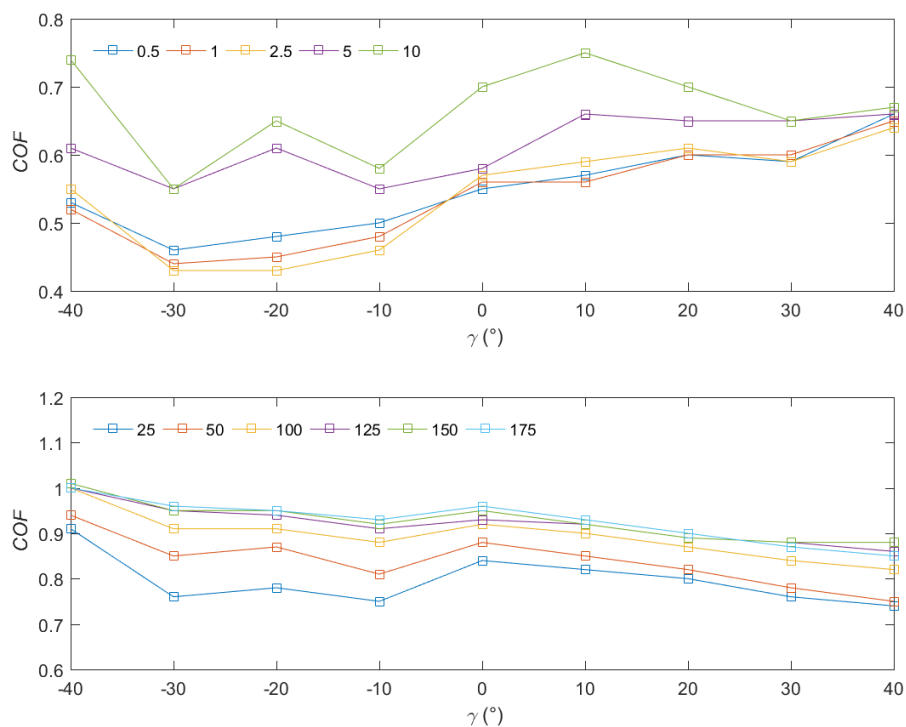
Tabela 2.3. Wyniki pomiarów wartości COF dla skrawania tkanki kostnej zbitej narzędziem o zdefiniowanej geometrii ostrza (oprac. własne wg [168])

Kierunek	α					
	5°		10°		15°	
Poprzecznie	COF	δ	COF	δ	COF	δ
$\gamma > 0^\circ \wedge a_p \leq 10$	0,53	$\pm 0,19$	0,53	$\pm 0,14$	0,67	$\pm 0,09$
$\gamma > 0^\circ \wedge a_p > 10$	0,92	$\pm 0,09$	0,90	$\pm 0,10$	0,93	$\pm 0,05$
$\gamma \leq 0^\circ \wedge a_p \leq 10$	0,61	$\pm 0,09$	0,68	$\pm 0,10$	0,63	$\pm 0,04$
$\gamma \leq 0^\circ \wedge a_p > 10$	0,85	$\pm 0,06$	0,85	$\pm 0,08$	0,85	$\pm 0,06$
Równoległe						
$\gamma > 0^\circ \wedge a_p \leq 10$	0,53	$\pm 0,08$	0,53	$\pm 0,08$	0,69	$\pm 0,10$
$\gamma > 0^\circ \wedge a_p > 10$	0,88	$\pm 0,09$	0,91	$\pm 0,07$	0,95	$\pm 0,06$
$\gamma \leq 0^\circ \wedge a_p \leq 10$	0,62	$\pm 0,05$	0,62	$\pm 0,04$	0,79	$\pm 0,12$
$\gamma \leq 0^\circ \wedge a_p > 10$	0,83	$\pm 0,06$	0,86	$\pm 0,06$	0,86	$\pm 0,06$
Stycznie						
$\gamma > 0^\circ \wedge a_p \leq 10$	0,62	$\pm 0,17$	0,58	$\pm 0,11$	0,51	$\pm 0,13$
$\gamma > 0^\circ \wedge a_p > 10$	0,95	$\pm 0,05$	0,92	$\pm 0,06$	0,94	$\pm 0,05$
$\gamma \leq 0^\circ \wedge a_p \leq 10$	0,67	$\pm 0,16$	0,69	$\pm 0,11$	0,58	$\pm 0,10$
$\gamma \leq 0^\circ \wedge a_p > 10$	0,87	$\pm 0,08$	0,88	$\pm 0,07$	0,87	$\pm 0,06$

W zależności od głębokości skrawania a_p (parametru wynikającego z minimalnej grubości wióra nieobrobionego $1,25 < a_{pmin} < 9,5 \mu\text{m}$ oraz wielkości γ), wartości współczynnika tarcia (COF) można podzielić na kilka grup: COF jest największy dla wszystkich kierunków skrawania, gdy $\gamma > 0^\circ \wedge a_p > 10$, a najmniejszy dla $\gamma > 0^\circ \wedge a_p \leq 10$; ponadto (w porównaniu do przebiegów prostopadłego i poprzecznego) najmniejsze odchylenie COF charakteryzuje kierunek równoległy, zwłaszcza dla $a_p \leq 10$ (tab. 2.3). Wzrost głębokości skrawania skutkuje zmniejszeniem rozbieżności danych, co świadczy o stabilności procesu i mniejszej podatności na zakłócenia. Wartość COF dla ujemnego kąta natarcia charakteryzuje się mniejszą dynamiką zmian.

Z analizy rysunku 2.16 przedstawiającego zmiany krzywych COF dla dwóch grup a_p (kierunek równoległy, $\alpha = 5^\circ$) wynika, że w przypadku $a_p < 10$ współczynnik ten nieznacznie zwiększa się wraz ze wzrostem γ , a dla $a_p > 10$ przebieg ten jest odwrotny. Ponadto w przypadku $\gamma > 0^\circ$ współczynnik tarcia przyjmuje zbliżone wartości dla całego zakresu a_p , a dla $\gamma \leq 0^\circ$ charakteryzują się większą nieregularnością.

Z analizy literaturowej wynika, że brak jest bezpośrednich wyników badań dotyczących współczynnika tarcia w strefie kontaktu wierzchołka ostrza z tkanką kostną. Można znaleźć dane dotyczące kontaktu płaszczyzna–płaszczyzna dla pary płytka tantalowa–kość korowa – w takiej konfiguracji wartość COF wynosiła $0,86 \pm 0,11$ [196]. Inni badacze przeprowadzający testy frettingu dla pary tytan–kość korowa uzyskali maksymalne wartości COF na poziomie 0,51 [197]. Podobne wyniki otrzymali także naukowcy z Radboud University Medical Center [198], którzy wyznaczyli średni $COF = 0,64 \pm 0,04$.



Rysunek 2.16. Porównanie uzyskanych wartości COF dla obróbki ortogonalnej w kierunku równoległym i $\alpha = 10^\circ$ (oprac. własne wg [168])

Otrzymane przez autora rezultaty prezentują wartości zbliżone do przytoczonych danych literaturowych (tab. 2.4). Inaczej jest w przypadku kontaktu ostrze–kość; w tej konfiguracji zupełnie zmienia się mechanika relacji pary ciernej (tj. przeciwpróbki i kości), dochodzi do nagromadzenia naprężeń wzdłuż płaszczyzny tnącej, na niewielkiej przestrzeni. Biorąc pod uwagę powyższe oraz zróżnicowanie parametrów skrawania, współczynniki COF mieściły się w zakresie od $0,53 \pm 0,19$ do $0,94 \pm 0,05$.

Zgodnie z teorią prof. dr. hab. inż. Mieczysława Kawalca minimalna wartość głębokości skrawania równa jest iloczynowi współczynnika tarcia i promienia zaokrąglenia naroża ostrza skrawającego [177]. Podstawiając do powyższego wzoru wyniki z tabeli 2.4, uzyskano minimalną głębokość skrawania umożliwiającą sformowanie wióra, tj. $13,25\text{--}23,5 \mu\text{m}$. Otrzymany wynik znacząco poszerzył zakres potencjalnej strefy przejściowej z mikro– do makroobróbki.

Tabela 2.4. Zestawienie przykładowych wartości współczynnika tarcia w parze tkanka kostna zbita – przeciwpróbka (oprac. własne wg [168])

Rodzaj przeciwpróbki	COF
Kość Gąbczasta	0.61 ± 0.07 [183]
Porowaty tantal	0.86 ± 0.11 [183]
Ti6Al4V płytka	0.47 [184]
Stal 316L	0.46 [183]
Powłoka tantalowa	0.74 ± 0.07 [183]
Tytan spiekany	0.63 ± 0.1 [185]
Płytki stalowe	0.68–0.94 [186]
Tytan – kulka łożyskowa	0.51 [187]
Ti6Al4V – płytka druk 3D	$0.64 \pm 0,04$ [185]

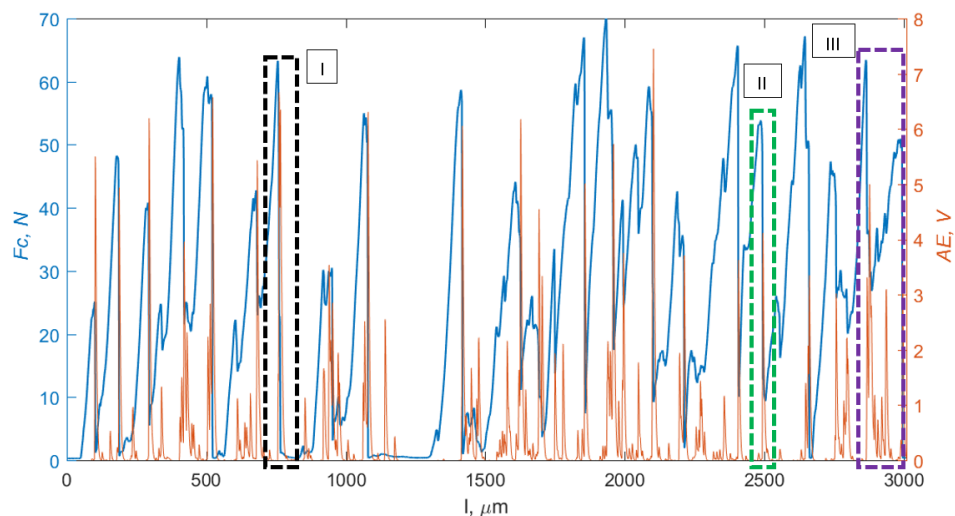
Jednokierunkowa analiza średniej wariancji nie wykazała istotności kąta przyłożenia, kąta natarcia i kierunku skrawania w przypadku pomiarów COF . Ponadto dwukierunkowa analiza statystyczna wariancji wykazała istotność głębokości skrawania a_p ($p < 0,0001$) oraz rozróżnialność w układzie kąta natarcia i głębokość skrawania ($p < 0,0001$).

2.2.4. Proces powstawania i morfologia wiórów

Emisja akustyczna

Detekcja sygnału akustycznego (AE) może być użyta do scharakteryzowania procesu tworzenia się wiórów. Badania naukowe wielu badaczy (w tym Hase i in. [178]) wskazują na wyraźną różnicę w sygnale akustycznym między wiórami typu ciągłego i przerywanego. Z przeglądu literatury wynika, że dłuższy czas narastania sygnału AE świadczy o formowaniu wiórów pierwszego rodzaju [179], a także, że AE jest skorelowane z szybkością powstawania odkształcenia plastycznego i tarcieniem ślizgowym [180].

Rysunek 2.17 obrazuje przykładowy wynik autorskiego pomiaru siły skrawania F_c oraz sygnału AE z uwzględnieniem trzech przebiegów w funkcji toru l . Pierwszy z nich (I, kolor czarny) pojawia się wraz z osiągnięciem maksymalnej siły łamania wióra, z jednoczesnym spadkiem wartości F_c do zera, czemu towarzyszy analogiczny wzrost sygnału AE , który następnie maleje aż do całkowitego zaniku ($AE = 0$); analizowany przebieg ma miejsce wówczas, gdy powstają wióry łamane i fragmentaryczne. Drugi (II, kolor zielony) zachodzi wtedy, gdy F_c spada gwałtownie, ale wartość siły skrawania nadal jest większa od zera ($F_c > 0$), zaś AE maleje do zera. Proces ten zachodzi w przypadku tworzenia wiórów: łukowego, spiralnego krótkiego i spiralnego stożkowego, które charakteryzują się niewielkimi rozmiarami i powtarzalnym kształtem z licznymi pęknięciami. Ostatni przebieg (III, kolor fioletowy) dotyczy wiórów typu ciągłego. W tym przypadku F_c narasta stopniowo i powoli, a sygnał AE nie osiąga całkowitego zera, co sugeruje, że w wiórze następują poprzeczne pęknięcia bez przerywania ich ciągłości.



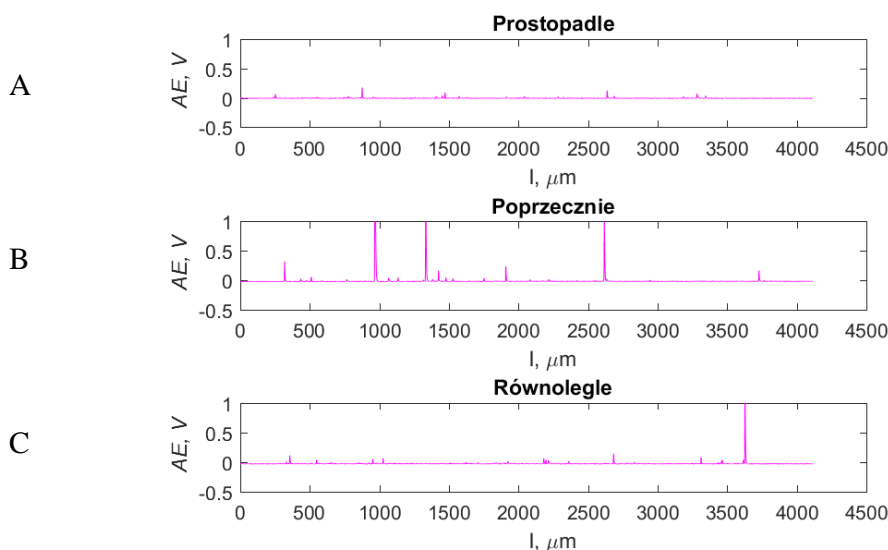
Rysunek 2.17. Porównanie przebiegów F_c i AE w funkcji toru l z zaznaczonymi przebiegami: I — wióry elementarne; II — wióry łukowe, spiralne krótkie i spiralnie stożkowe; III — wióry ciągłe (oprac. własne wg [168])

Analiza mechanizmu formowania się wiórów została szczegółowo omówiona w literaturze przedmiotu, choć naukowcy zajmujący się tym zagadnieniem nie uwzględnili w swoich badaniach ujemnych kątów natarcia [16] [19] [15]. Zaprezentowane poniżej wyniki autorskich badań w pewnych zakresach potwierdzają udokumentowane już rezultaty, ale, co ważne, stanowią także ich uzupełnienie.

Podczas skrawania w kierunku prostopadłym na głębokości powyżej $150 \mu\text{m}$ zaobserwowano liczne pęknięcia powodujące nieregularne wykruszanie fragmentów tkanki. Dla $\gamma > 0^\circ$ zauważalna była propagacja pęknięć wzdłuż kierunku ruchu narzędzia, a przy $\gamma < 0^\circ$ dominowały zjawiska

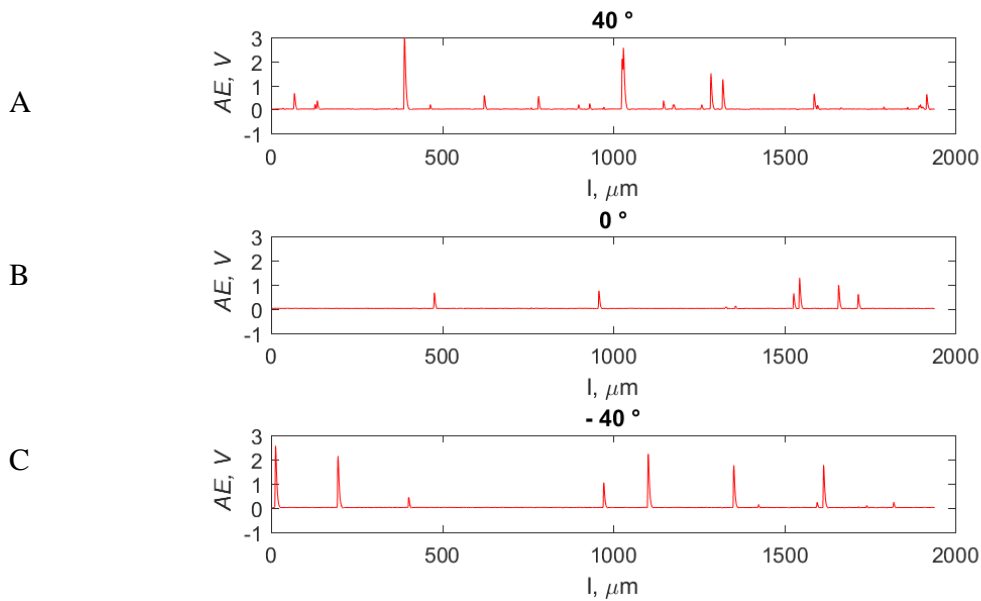
zgniatania tkanki i propagacji pęknięć poprzecznych. Na rysunku 2.18 porównano wartości AE dla różnych orientacji osteonów, które zarejestrowane podczas obróbki z kątem natarcia 20° i na głębokości $a_p = 25 \mu\text{m}$. Uzyskano następujące wyniki średnich wartości AE : $0,01 \pm 0,002 \text{ V}$ dla kierunku równoległego, $0,03 \pm 0,002 \text{ V}$ dla prostopadłego oraz $0,04 \pm 0,002 \text{ V}$ dla poprzecznego. Największe wartości maksymalne, tj.: $2,2 \text{ V}$ uzyskano w kierunku poprzecznym (dla porównania: $AE_{max_równoległy} = 0,35 \text{ V}$ i $AE_{max_prostopadły} = 0,54 \text{ V}$). Największa częstotliwość wystąpień takich wartości AE , które przekraczały omówione wyżej średnie nastąpiła w odniesieniu do ruchu poprzecznego (553 wystąpień), a w dalszej kolejności równoległego (245 wystąpień) i prostopadłego (80 wystąpień). Obróbka w kierunku poprzecznym charakteryzowała się formowaniem wiórów w sposób niekontrolowany, nagły i intensywny, natomiast w przypadku pozostałych kierunków widoczne było zwiększenie regularności, z największą stabilizacją dla kierunku równoległego.

Zgodnie z modelem Ernsta–Merchanta γ wpływa na wartość energii pęknięcia ścinającego. W przypadku ujemnego kąta natarcia w pierwszym etapie obróbki zgromadzona energia pęknięcia jest znacznie większa niż dla $\gamma > 0$, co powoduje propagację silniejszych pęknięć w głąb struktury tkanki kostnej.



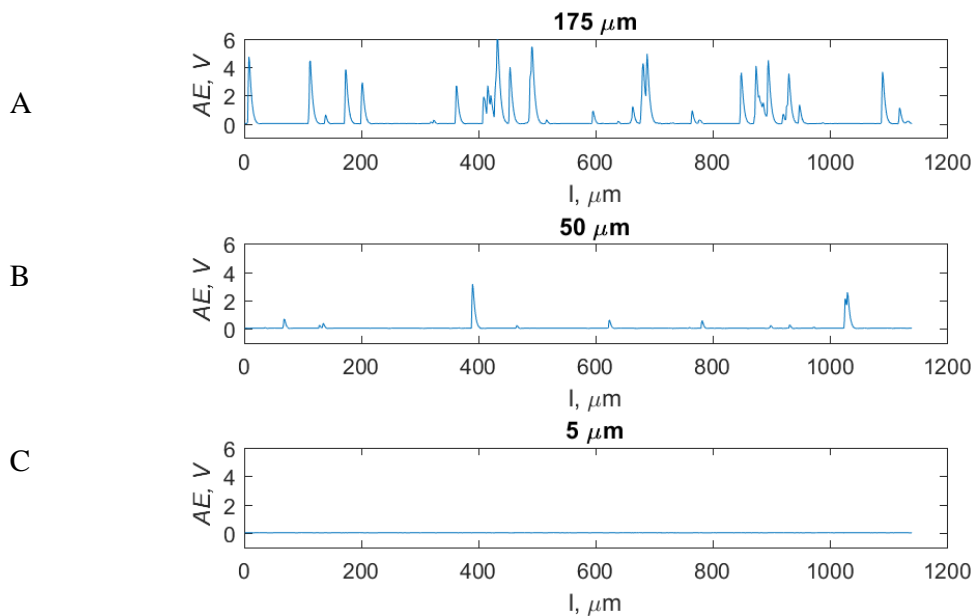
Rysunek 2.18. Wyniki pomiarów AE procesów formowania wiórów podczas skrawania ortogonalnego przy stałej $a_p = 25 \mu\text{m}$ i $\gamma = 20^\circ$, w kierunkach: A – prostopadłym, B – poprzecznym i C – równoległym (oprac. własne wg [168])

Na rysunku 2.19 przedstawiono wykresy pęknięć dla różnych kątów natarcia γ (40° , 0° , -40°) i stałej głębokości skrawania równej $50 \mu\text{m}$. Z analizy wynika zauważalnie mniejsza liczba pęknięć dla $\gamma = 0^\circ$. Średnie wartości współczynnika AE osiągały zbliżone wielkości: $AE_{avg_40} = 0,06 \pm 0,02 \text{ V}$, $AE_{avg_0} = 0,03 \pm 0,01 \text{ V}$ oraz $AE_{avg_40} = 0,05 \pm 0,01 \text{ V}$, choć większa liczba pęknięć występowała w przypadku kąta skrawania $\gamma = 40^\circ$ przy jednoczesnym spadku liczby pęknięć w kierunku zerowego kąta natarcia. Maksymalne wartości kształtowały się następująco: $AE_{max_40} = 3,15 \text{ V}$, $AE_{max_0} = 1,28 \text{ V}$ i $AE_{max_40} = 2,56 \text{ V}$ (rys. 2.19). W przypadku ujemnych wartości γ propagacja pęknięć miała podobny charakter jak w przypadku kątów dodatnich.



Rysunek 2.19. Wyniki pomiarów AE procesów formowania wióra podczas skrawania ortogonalnego przy stałej $a_p = 50 \mu\text{m}$ w kierunku równoległym dla różnych kątów natarcia: A – $\gamma = 40^\circ$, B – $\gamma = 0^\circ$ i C – $\gamma = -40^\circ$ (oprac. własne wg [168])

Jak pokazano na rysunku 2.20, zwiększenie głębokości obróbki zwiększa rozmiar pęknięć i wpływa na charakterystykę wiórów. Dla $a_p = 175 \mu\text{m}$ wartość napięcia uzyskana za pomocą czujnika AE osiągnęła maksima na poziomach: $AE_{max_175} = 6,13 \text{ V}$, $AE_{max_50} = 3,15 \text{ V}$ i $AE_{max_5} = 0,03 \text{ V}$. Wyniki dla $a_p = 5 \mu\text{m}$ były niezauważalne ze względu na brak zarejestrowanych pęknięć. Średnie wartości AE_{avg} dla poszczególnych głębokości skrawania wynosiły: $AE_{avg_175} = 0,4 \pm 0,1 \text{ V}$, $AE_{avg_50} = 0,06 \pm 0,02 \text{ V}$ oraz $AE_{avg_5} = 0,02 \pm 0,01 \text{ V}$.



Rysunek 2.20. Wyniki pomiarów AE procesów formowania wióra podczas skrawania ortogonalnego: przy stałym kącie natarcia $\gamma = 40^\circ$ w kierunku prostym przy stałej głębokości skrawania: A – $a_p = 175 \mu\text{m}$, B – $a_p = 50 \mu\text{m}$ i C – $a_p = 5 \mu\text{m}$ (oprac. własne wg [168])

Na głębokości $175 \mu\text{m}$ podczas formowania wiórów wystąpiły nieregularne pęknięcia, a proces ustalił się na głębokości $50 \mu\text{m}$, zmniejszając częstotliwość i siłę pęknięć. Dla wartości poniżej $5 \mu\text{m}$ nie odnotowano pęknięć, a proces ustabilizował się na poziomie uniemożliwiającym

rejestrację zmian ze względu na wysoką czułość przetwornika. Powyższe rezultaty wskazują na występowanie odrębnych mechanizmów skrawania, pęknięcia tkanki i powstawania wiórów.

Spośród trzech kierunków skrawania to kierunek poprzeczny skutkowało znacznie większą liczbą niekontrolowanych zachowań podczas formowania wióra. Ponadto pionowe ścinanie osteonów wymagało większej siły skrawania, a morfologia struktury powodowała trudny do przewidzenia mechanizm pęknięcia.

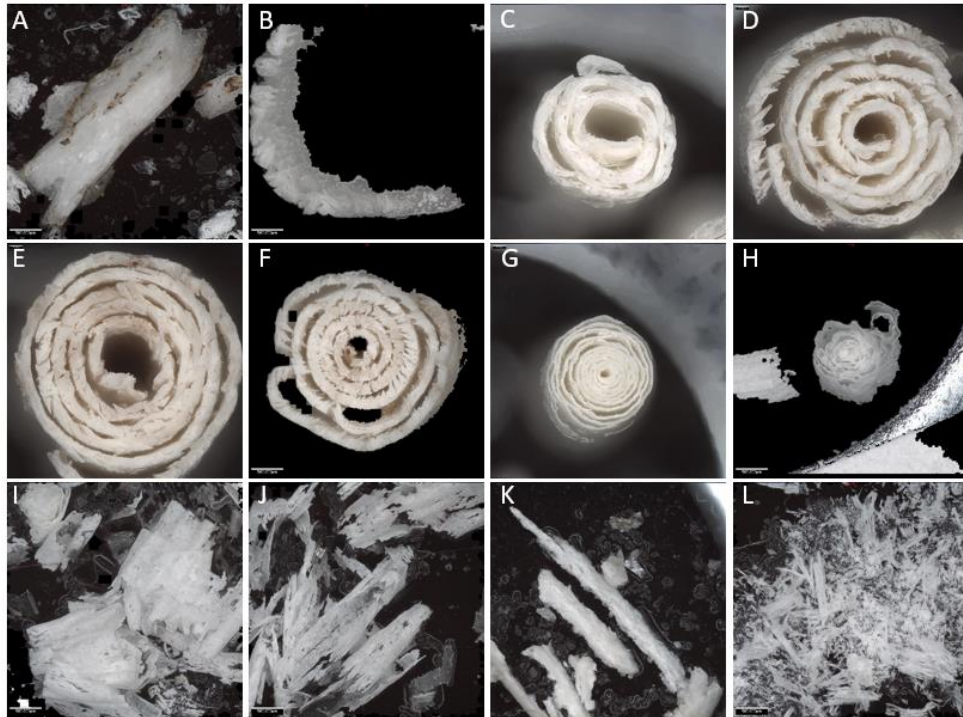
Zgodnie z wynikami jednokierunkowej analizy wariancji zaobserwowano, że parametry: kierunek skrawania ($p = 1,1 \cdot 10^{-16}$), wartość kąta natarcia ($p = 9,56 \cdot 10^{-7}$) i głębokość skrawania ($p = 1,1 \cdot 10^{-16}$) istotnie wpływają na otrzymane wyniki ($p < 0,01$). Ponadto ocena metodą Bonferoniego i Holma wskazuje na brak istotności pomiędzy bezpośrednimi rezultatami par: skrawania w kierunku równoległym i prostopadłym oraz ujemnym i dodatnim kątem skrawania. Tak jak w przypadku omówionych wcześniej badań, głębokość skrawania a_p wskazuje na największą istotność.

Morfologia wiórów

Na rysunku 2.21 przedstawiono typy wiórów, jakie otrzymano w wyniku skrawania narzędziem o geometrii $\gamma = 30^\circ$ i $\alpha = 15^\circ$ w kierunku równoległym do osi osteonów. Ich morfologia zmieniała się wraz z głębokością obróbki; i tak przy $a_p = 200 \mu\text{m}$ wióry uzyskały strukturę heterogeniczną wskutek wyłamywania się materiału (rys. 2.21A); na głębokości $175 \mu\text{m}$, w wyniku występujących naprężeń, zaobserwowano wióry fragmentaryczne oraz krótkie spiralne o intensywnie spękanych krawędziach (szacunkowa długość, być może związana z wielkością osteonu, wynosiła 1–3 mm, rys. 2.21A–C). Wióry o charakterze spiralnym otrzymywano w zakresie od $150 \mu\text{m}$ do $50 \mu\text{m}$, przy czym właśnie dla tych głębokości materiał odpadowy charakteryzował się największą liczbą zwojów, które zwiększały jego średnicę i minimalizowały pęknięcia krawędzi (rys. 2.21C–F). Dla $a_p = 100 \mu\text{m}$ uzyskano wióry o jednolitej strukturze, bez pęknięć poprzecznych.

Zmniejszenie głębokości skrawania skutkowało zwiększeniem nieregularności wiórów i odstępów między kolejnymi warstwami oraz licznymi otworami i pęknięciami poprzecznymi. Na głębokości $5 \mu\text{m}$ materiał odpadowy rozpadał się wskutek pęknięcia i kruszenia; gdy $a_p < 10 \mu\text{m}$ pojawiały się wióry spiralne, ale już spłaszczone i krótkie, czemu towarzyszyło powstawanie odprysków w formie igieł i drobnego proszku, zaś poniżej $5 \mu\text{m}$ tylko niewielka liczba wiórów przybierała kształt spirali (rys. 2.21H–L).

W tabeli 2.5 zebrano uogólniony opis kształtów wiórów w zależności od głębokości skrawania i kąta natarcia narzędzia. Wyróżniono trzy grupy wiórów: 1) fragmentaryczne – powstałe w wyniku nieskorelowanych pęknięć; 2) spiralne – formowane w sposób kontrolowany i przewidywalny oraz 3) pyłowo–proszkowe – narzędzie ślizgało się po powierzchni tkanki, powodując ścieranie warstwy wierzchniej. Wióry z drugiej grupy, które charakteryzują obróbkę kontrolowaną, występowały głównie w zakresie głębokości skrawania od 150 do $25 \mu\text{m}$ i kącie natarcia od 40 do 10° . Gdy $a_p > 150 \mu\text{m}$ zaobserwowano wióry fragmentaryczne (typ 2.), heterogeniczne, a poniżej $10 \mu\text{m}$ tworzyły się głównie odpryski igiełkowe i pył (typ 3.). W przypadku obu wariantów, tj.: $a_p = 150$ do $5 \mu\text{m}$ i $\gamma = -10^\circ$ oraz $a_p = 100$ do $5 \mu\text{m}$ i $\gamma = -20^\circ$, dało się zauważyć powstawanie krótkich wiórów igiełkowych z niewielką liczbą wiórów spiralnych.



Rysunek 2.21. Widok wiórów powstałych w wyniku obróbki o parametrach: $\gamma = 30^\circ$, $\alpha = 15^\circ$, kierunek równoległy oraz głębokości skrawania: A – 200 μm , B – 175 μm , C – 150 μm , D – 125 μm , E – 100 μm , F – 50 μm , G – 25 μm , H – 10 μm , I – 5 μm , J – 2,5 μm , K – 1 μm , L – 0,5 μm (oprac. własne wg [168])

Obróbka z dużymi ujemnymi kątami natarcia sprawiła, że narzędzie miało tendencję do zgniatania i wykruszania tkanki, a nie tworząc przy tym wiórów ciągłych, co powodowało powstawanie nieregularnej topografii warstwy wierzchniej. Obserwacje innych naukowców [41] potwierdzają wyniki powyższych badań, w tym także obserwację, że powstawanie wiórów: ciągłego (przy małej głębokości skrawania) i łamanego (przy dużej wartości a_p) jest skorelowane z wielkości siły ścinającej – im jest większa, tym częstsza morfologiczna nieciągłość wióra [159] [166].

Tabela 2.5. Charakterystyka geometrii wiórów powstałych podczas obróbki z uwzględnieniem kąta natarcia γ i głębokości skrawania a_p (w odniesieniu do rys. 2.21); typy wiórów: A – elementowe, B – spiralne krótkie, C – spiralne płaskie, D – spiralne stożkowe, E – łuk, F – krótki łuk, G – igła, H – proszek (oprac. własne wg [168])

γ°	$a_p \mu\text{m}$											
	200	175	150	125	100	50	25	10	5	2.5	1	0.5
40	A	B, A	B	B	C	C	C	F, E	G	G	H	H
30	A	B	B	C	C	D	D	E	F	F	G	H
20	A	B	B	C	C	D	D	F, E	F	F	G	H
10	A	B	B	C	C	D	D	F, E	F	F	G	H
0	A	E	E	E	E	G	G	G	G	G	H	H
-10	A	A	B, J	B	B	B	B	F	F	G	G	H
-20	A	A, G	A, G	A, G	E	E	B	F	F	G	G	H
-30	A	A, G	A, G	A, G	A, G	A, G	A, G	G	G	G	G, H	H
-40	A	A, G	A, G	A, G	A, G	A, G	A, G	G	G	G	G, H	H

2.2.5. Podsumowanie badań mechanizmu obróbki

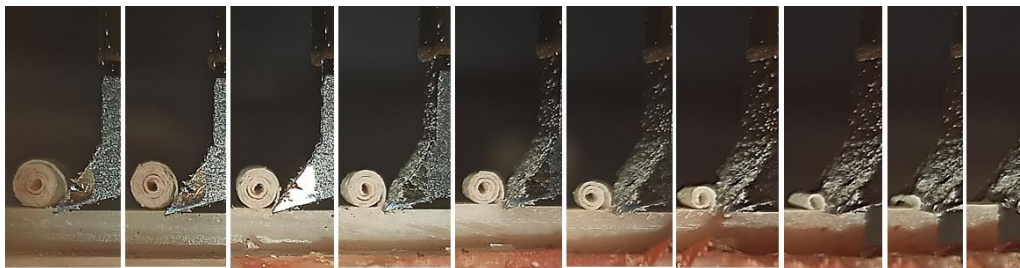
Największy wpływ na wartość wypadkowej siły skrawania R ma orientacja osteonów, kąt natarcia γ oraz głębokość skrawania a_p , przy czym wartość tego parametru jest największa, gdy:

- zwiększa się głębokość skrawania a_p ,
- obróbka odbywa się w kierunku poprzecznym względem ułożenia osteonów,
- kąt natarcia γ ma wartość ujemną.

Parametrami obróbki, które mogą posłużyć do uzyskania jak najmniejszych wartości wypadkowej siły skrawania R są: $\gamma = 10^\circ$, $a_p < 50 \mu\text{m}$ oraz równoległy kierunek skrawania (rys. 2.22). Kąt natarcia γ ma największy wpływ na wartość siły ścinającej, tj. S maleje liniowo wraz ze wzrostem kąta natarcia γ w kierunku dodatnim, a wartości S_{max} rejestruje się dla kierunku poprzecznego. Kąt natarcia γ nie wpływa na wartość właściwej siły skrawania kc dla $a_p \leq 25 \mu\text{m}$, zaś dla $a_p > 25 \mu\text{m}$ następuje jego wzrost wraz ze zmianą γ w kierunku ujemnym. Ponadto wartość promienia krawędzi skrawającej r_n ma istotny wpływ na kc , a wielkość współczynnika tarcia zależy od głębokości skrawania a_p i kąta natarcia γ , tj. wraz ze wzrostem γ wartość COF :

- maleje przy $a_p > 25 \mu\text{m}$ oraz
- zwiększa się przy $a_p < 25 \mu\text{m}$.

Kolejnym elementem charakteryzującym proces powstawania wiórów są sygnały AE , których analiza dostarcza informacji na temat parametrów skrawania, takich jak: kierunek, głębokość i kąt natarcia-



Rysunek 2.22. Przykład formowania się wióra (kierunek od prawej do lewej) w trakcie skrawania tkanki kostnej zbitej; odstęp pomiędzy klatkami 1 sekunda; $a_p = 50 \mu\text{m}$

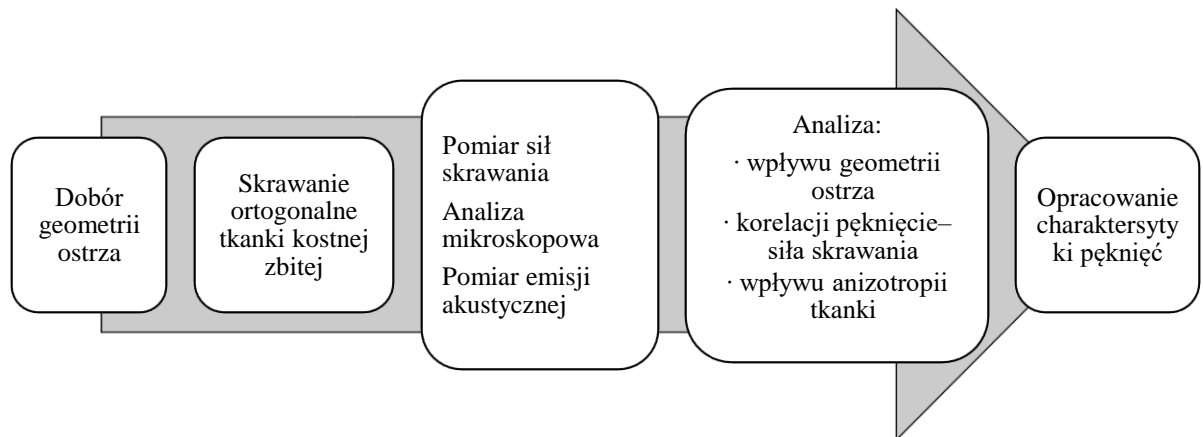
Minimalna grubość nieobrobionego wióra wynosząca od $1,25$ do $9,5 \mu\text{m}$ lub $13,25$ do $23,5 \mu\text{m}$ znajduje odzwierciedlenie w mechanizmie powstawania i morfologii wiórów. Głębokość mniejsza niż $25 \mu\text{m}$ charakteryzuje obecność krótkich, fragmentarycznych wiórów z tendencją do tworzenia spirali, wiórów igiełkowych i wreszcie, wraz z dalszym spadkiem a_p , proszku i pyłu. Poniżej wymienionej wcześniej głębokości zauważalny spadek pęknięć i formowania się wiórów wykazują także sygnały AE .

Nowatorstwo badań wynikające z zastosowania szerokiego zakresu geometrii narzędzi skrawających potwierdza możliwość zastosowania obróbki ścierniej do skrawania tkanki korowej. Wprowadza również nowe informacje na temat tworzenia się wiórów i zjawisk związanych z tym procesem. Analiza wykazała, że zastosowanie narzędzi skrawających o geometrii ostrza porównywalnej z ziarnami ściernymi może znacząco wpłynąć na korzystny, kontrolowany proces obróbki odbywającej się w całym zakresie głębokości i geometrii ostrzy. Pomimo widocznych różnic w wartościach sił skrawania i rodzaju powstających wiórów, zastosowanie ujemnych kątów natarcia pozwala na obróbkę tkanek. Badania te potwierdzają, że ziarno ściernie o nieokreślonej geometrii może spełniać swoją funkcję i być stosowane w zabiegach chirurgicznych.

2.3. Ocena mechanizmu propagacji pęknięć w tkance kostnej zbitej

2.3.1. Wprowadzenie

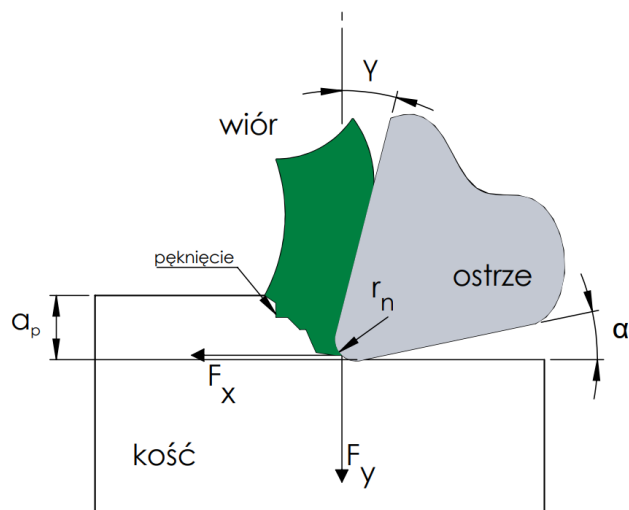
Jednym z krytycznych zagadnień dotyczących obróbki tkanki kostnej zbitej jest charakterystyka procesu złamań i propagacji pęknięć. Tkanka kostna charakteryzuje się podatnością na kruche pęknięcie, które następuje, gdy naprężenie średnie przenoszone przez materiał jest mniejsze niż wartość granicy plastyczności i któremu towarzyszy bardzo małe odkształcenie plastyczne oraz ograniczona absorpcja energii.



Rysunek 2.23. Plan badań obejmujących opracowanie charakterystyki propagacji pęknięć (oprac. własne)

Pionierskie badania dotyczące tego procesu prowadzili naukowcy z Queen Mary College [181], którzy wskazali, że współczynnik intensywności naprężeń i krytyczna szybkość uwalniania energii odkształcenia zależy od orientacji osteonów, gęstość kości, prędkość propagacji pęknięć i geometrii próbki. Badania przeprowadzone przez innych naukowców za pomocą kombinacji podejść eksperymentalnych i numerycznych, wykazały, że odporność na złamań poprzeczne jest istotnie większa od złamań równoległych, a to z kolei potwierdza anizotropowość tkanki kostnej zbitej [182]. Szeroko zakrojone badania nad propagacją pęknięć w tkance korowej przeprowadzili także badacze z Lund University [183]. W autorskich, eksperymentalnych badaniach zmierzających do oceny mechanizmu propagacji pęknięć w tkance kostnej zbitej, których plan ujmuje rys. 2.23, zastosowano parametry wejściowe oraz geometrię ostrzy skrawających omówionych w poprzednim rozdziale (tab. 2.2).

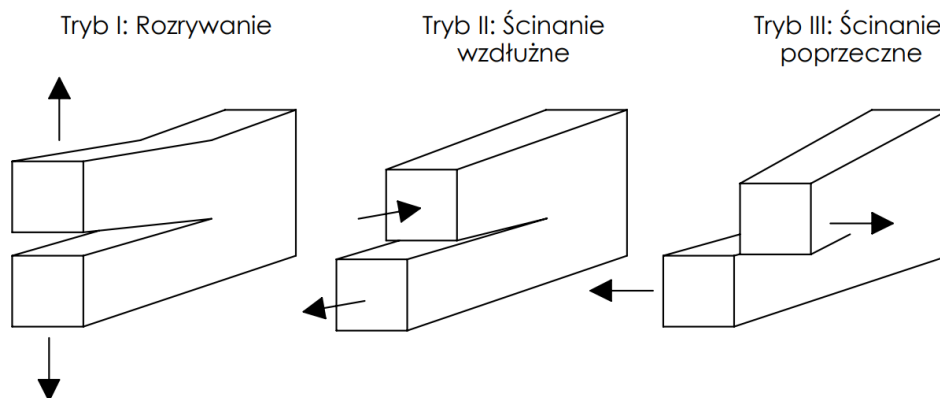
Ponadto przyjęto uproszczony względem wcześniejszego model rozkładu siły skrawania, którego schemat ideowy zaprezentowano na rys. 2.24. W bieżącym rozdziale szczególną uwagę zwrócono na siły styczną F_x oraz kontaktową F_y , które rejestrowano bezpośrednio za pomocą dwuosiowego czujnika siły, przy czym w analizowanych przypadkach skupiano się głównie na F_x , czyli bezpośrednim czynnikiem wywołującym pęknięcia. Kontrola położenia narzędzia w osi Z zapewniała stałą wartość głębokości skrawania a_p , zaś wartość kątów natarcia γ i przyłożenia α oraz promienia naroża r_n zależała od zastosowanego narzędzia.



Rysunek 2.24. Schemat ideowy zastosowanego modelu obróbki (oprac. własne wg [184])

Charakterystykę propagacji pęknięć przygotowano z uwzględnieniem trzech głównych typów pęknięcia (rys. 2.25), zgodnie z założeniami teorii kruchego pęknięcia Griffith'a [186] i jej uogólnienia przez Irwin'a [185]:

- I – czyste rozrywanie – rozciąganie powierzchni szczelin w kierunkach prostopadłych do płaszczyzny pęknięcia,
- II – ścinanie wzdłużne – powierzchnie szczeliny ślizgają się względem siebie w wyniku działania ścinającego przyłożonego równoległe do płaszczyzny pęknięcia,
- III – ścinanie poprzeczne – powierzchnie szczeliny przesuwają się względem siebie w kierunku równoległym do frontu szczeliny.

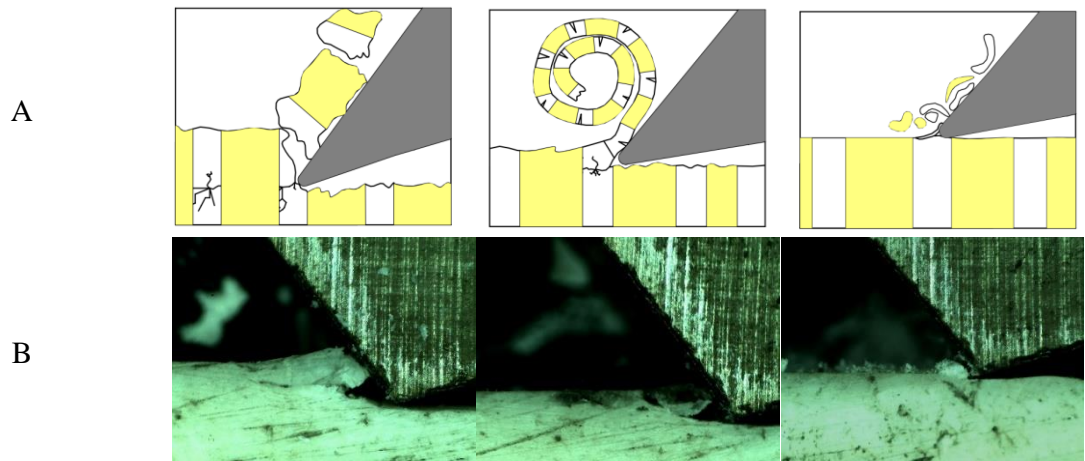


Rysunek 2.25. Trzy tryby propagacji pęknięć (oprac. własne wg [185])

2.3.2. Badania eksperymentalne

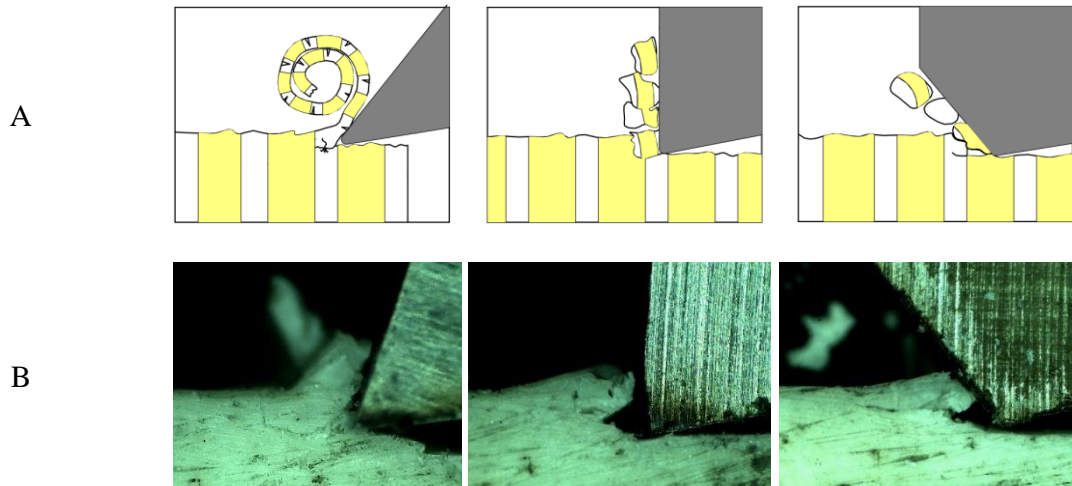
Analiza optyczna propagacji pęknięć w tkance kostnej

Badania metodą skrawania ortogonalnego narzędziem o zdefiniowanej geometrii ostrza wykazały, że podczas obróbki zachodzi wiele różnorodnych mechanizmów pęknięcia, a podstawowym parametrem wpływającym na charakterystykę pęknięcia była głębokość skrawania a_p , (rys. 2.26). Wyróżniono trzy przebiegi linii pęknięć: nieregularny, regularny oraz zmienny, przy czym przypadek pierwszy występował, gdy $a_p > 100 \mu\text{m}$. Początkowa propagacja pęknięcia przebiegała wówczas wzdłuż kierunku skrawania, a w wyniku kumulacji naprężeń kierowała się następnie najkrótszą drogą w stronę powierzchni tkanki – w ten sposób dochodziło do złożenia pęknięcia wzdłużnego i ścinającego. Długość ścieżki, a także punkt zmiany kierunku propagacji nie był możliwy do określenia. Dla głębokości skrawania zbliżonych do $50 \mu\text{m}$ (drugi przebieg) zaobserwowano zwiększenie regularności propagacji pęknięcia, która następowała wzdłuż kierunku skrawania, a poziom naprężeń w tkance nie wywoływał niekontrolowanych pęknięć poprzecznych. Zastosowanie głębokości skrawania poniżej $10 \mu\text{m}$ (trzeci przebieg) charakteryzował się propagacją jedynie na poziomie pęknięć powierzchniowych. Regularność pęknięć była trudna do oszacowania, m.in. ze względu na znaczące odkształcenia elastyczne niwelujące propagację kruchych pęknięć. Omawiana we wcześniejszych punktach pracy morfologia wiórów jest zauważalnie powiązana z charakterystyką kruchych pęknięć.



Rysunek 2.26. Wizualizacja propagacji pęknięć A – dla parametrów obróbki: $\gamma = 40^\circ$, $\alpha = 15^\circ$, $a_p = 175, 50, 10 \mu\text{m}$ oraz fotografie mikroskopowe B – dla $\gamma = -40^\circ$, $\alpha = 15^\circ$, $a_p = 175, 50, 10 \mu\text{m}$ (oprac. własne wg [184])

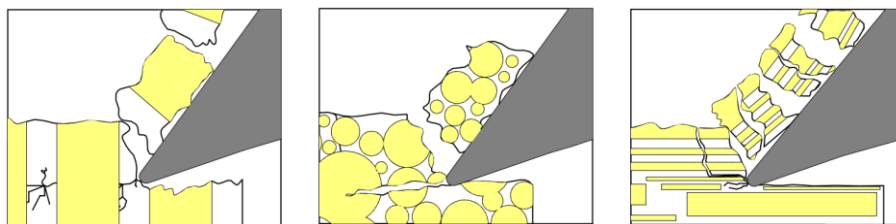
Kolejnym kluczowym parametrem wpływającym na morfologię pęknięć jest geometria narzędzia skrawającego (rys. 2.27). W przeciwieństwie do kąta natarcia γ , który wyraźnie oddziałuje na zachodzące mechanizmy obróbki, przeprowadzone badania nie wykazały wpływu kąta przyłożenia α na propagację pęknięć, dlatego w dalszej części rozdziału jest on pomijany. Dla $\gamma = 40^\circ$ obserwowalne są pęknięcia o najdłuższym przebiegu wzdłuż kierunku skrawania, bez zauważalnej penetracji wglębnej, a w ich efekcie formują się wióry ciągłe, niezależnie od orientacji osteonów. Zmiana wartości kąta natarcia γ w kierunku ujemnym skutkuje stopniowym przechodzeniem z regularnych pęknięć wzdłużnych w niekontrolowane pęknięcia poprzeczne o charakterze ścinającym. Naprężenia wywołane naciskiem powierzchni ostrza wywołują odkształcenie materiału, kumulując energię zgodnie z efektem porowatości, co prowadzi do propagacji przypadkowych pęknięć. Skutkiem tych procesów jest występowanie wiórów fragmentarycznych i nieregularnych oraz znacznych uszkodzeń powierzchni tkanki.



Rysunek 2.27. Wizualizacja propagacji pęknięć A – dla parametrów obróbki $\gamma = 40^\circ, 0^\circ, -40^\circ, \alpha = 15^\circ, a_p = 50 \mu\text{m}$ oraz fotografie mikroskopowe B – dla $\gamma = 40^\circ, 0^\circ, -40^\circ, \alpha = 15^\circ, a_p = 100 \mu\text{m}$ (oprac. własne wg [184])

Trzecim parametrem istotnie wpływającym na mechanizm skrawania jest orientacja krawędzi skrawającej względem osteonów stanowiących główny składnik kompozytu kostnego (rys. 2.28). W równoległym kierunku skrawania do osi osteonów występuje wyraźna horyzontalna propagacja pęknięcia wzdłuż linii cementowej. Rozprzestrzenianie się pęknięcia w kierunku powierzchniowym następuje w punktach najmniejszego oporu (w wyniku obecności struktury cementowej lub macierzy śródkostnej). Skrawanie w kierunku prostopadłym do struktury osteonów, podobnie zresztą jak w kierunku równoległym, cechuje się nieregularną propagacją pęknięć obejmującą wszystkie elementy struktury, z tendencją do przesuwania się po przestrzeniach cementowych.

W przypadku kierunku poprzecznego zauważalne jest występowanie pęknięć włącznie penetrujących materiał kostny. Pęknięcie w poprzek osi osteonu następuje dopiero po skumulowaniu naprężenia, do tego czasu tworzą się mikropęknięcia penetrujące przestrzeń wokół ogniska. Po osiągnięciu granicznej wartości naprężeń następuje propagacja pęknięcia poprzecznie względem osteonu, a następnie pionowo wzdłuż linii cementowej lub przestrzeni śródkostnej.



Rysunek 2.28. Propagacja pęknięcia w strukturze tkanki kostnej zbitej, grafiki poglądowe: $\gamma = 40^\circ, \alpha = 15^\circ, a_p = 170 \mu\text{m}$, kierunki kolejno: poprzeczny, prostopadły i równoległy (oprac. własne wg [184])

Na rysunku 2.29 przedstawiono schemat występowania pęknięcia ścinającego: narzędzie o ujemnym kącie natarcia, które ma stały kontakt z tkanką, najpierw częściową ją odkształca, a następnie wywołuje pęknięcie. Tego typu złamanie kruche wykazuje charakter pęknięcia przeziarnistego lub międzykrystalicznego [187], bowiem miejsce przerwania ciągłości tkanki przemieszcza się wzdłuż granic ziaren, a nie przez nie same, co zwykle ma miejsce, gdy granica ziaren jest słaba i krucha. Spostrzeżenie to znajduje odzwierciedlenie w strukturze tkanki kostnej zbitej składającej się z osteonów otoczonych kruchą i cienką cementową granicą w osnowie macierzy śródkostnej.

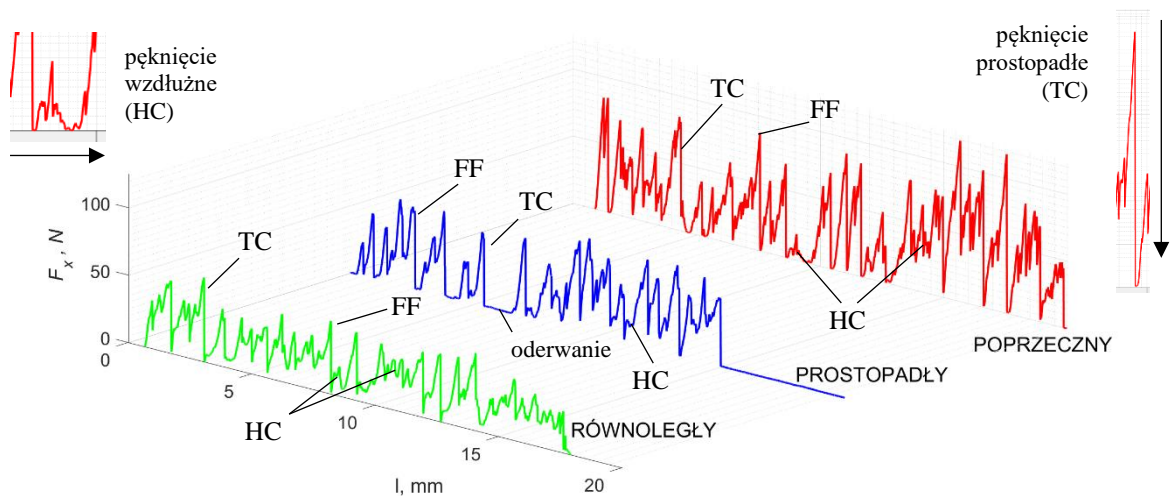


Rysunek 2.29. Fotografia pęknięcia tkanki kostnej zwartej, kierunek równoległy, $a_p = 125 \mu\text{m}$ (oprac. własne wg [184])

Wymienione powyżej trzy parametry: γ , a_p i orientacja osteonów nie tylko wprost wpływają na propagację pęknięć, ale także oddziałują na siebie. Głębokość skrawania ma dominujący charakter w przypadku wartości skrajnych ($a_p < 10 \mu\text{m}$ i $a_p > 150 \mu\text{m}$), a wpływ geometrii ostrza widoczny jest w przypadku skrawania z ujemnymi wartościami kąta natarcia, dla głębokości około $50 \mu\text{m}$. W przypadku dodatnich kątów natarcia i $a_p = 10$ do $150 \mu\text{m}$ to orientacja osteonów najbardziej oddziałuje na propagację pęknięć. W trakcie obróbki ziarnami ściernymi, gdzie dominują ujemne kąty natarcia i głębokości skrawania mniejsze niż $100 \mu\text{m}$ to właśnie orientacja osteonów może mieć najistotniejszy wpływ na propagację pęknięć.

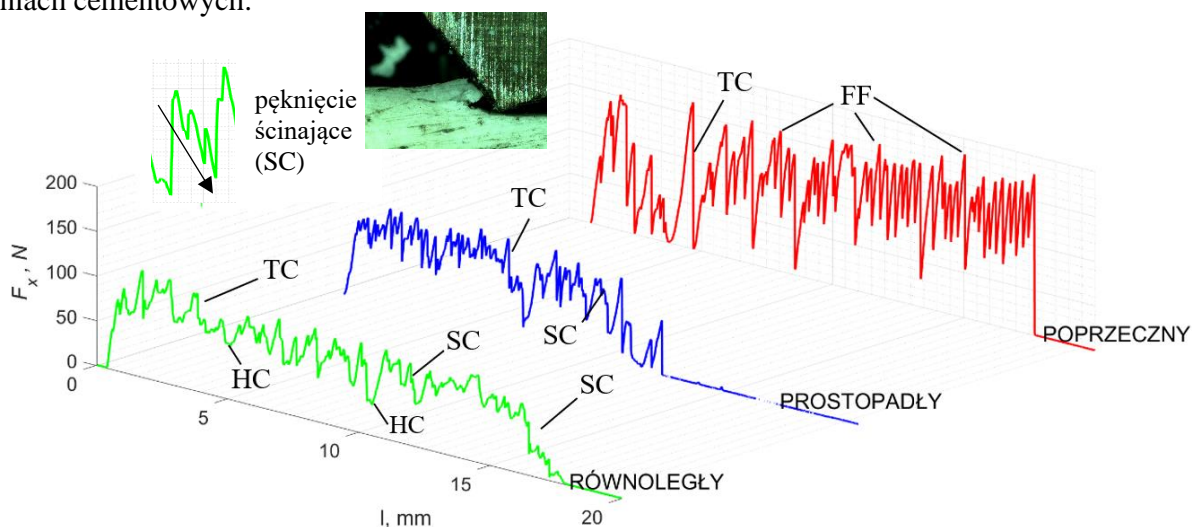
Analiza sił towarzyszących propagacji pęknięć

Propagacja pęknięć skorelowana jest z wartościami siły stycznej F_x . W procesie cicia o parametrach: $a_p > 175 \mu\text{m}$ i $\gamma > 0$ zarejestrowano najwyższe amplitudy zmian wartości F_x (rys. 2.30), przy czym w przypadku skrawania w kierunku poprzecznym tuż po osiągnięciu lokalnego $F_{x\text{max}}$ (FF) następuje gwałtowny spadek do $F_{x\text{min}} = 0$. Podobny przebieg zarejestrowano dla kierunku prostopadłego, aczkolwiek przy mniejszych wartościach F_x . Amplitudy te wskazują na występowanie nagłych pęknięć prostopadłych wywołanych naprężeniami skoncentrowanymi na dużej powierzchni materiału (TC). Skrawanie w kierunku równoległym stabilizuje proces, ale minimalizując ΔF_x , intensyfikuje się jednak występowanie pęknięć horyzontalnych wzdłuż kierunku skrawania (HC). Gdy $F_{x\text{min}} = \text{const}$ dochodzi do gwałtownego pęknięcia wzdłuż kierunku skrawania, które skutkuje krótkotrwałym brakiem kontaktu wierzchołka narzędzia z ciętą tkanką.



Rysunek 2.30. Wartość siły F_x w trakcie skrawania w trzech kierunkach orientacji osteonów: prostopadłym, równoległym i poprzecznym, dla $a_p = 175 \mu\text{m}$ i $\gamma = 40^\circ$ (oprac. własne wg [184])

W literaturze można znaleźć podobne do uzyskanych przez autora wyniki dla kierunku prostopadłego i poprzecznego, co potwierdza tezę, że propagacja pęknięć wzdłuż kierunku skrawania następuje po liniach cementowych [12]. Trzeba jednak zaznaczyć, że w fazie końcowej wysokie wartości naprężeń odkształconego materiału powodują powstawanie pęknięć przebiegających w poprzek osteonów. Inni badacze [11] wskazują, że w kierunku równoległym propagacja spękań nie musi zachodzić tylko w kierunku równoległym do ruchu narzędzia i może ulec zmianie w wyniku pęknięcia przestrzeni cementowych (podobne obserwacje poczynili także w odniesieniu do kierunków prostopadłego i poprzecznego). Proces ten nazwano delaminacją osteonów, przy czym wspomniani naukowcy nie uwzględniali w nim kompresji materiału występującego w trakcie obróbki narzędziem o ujemnym kącie natarcia. Ponadto należy zwrócić uwagę na fakt, że osteony nie są jednorodne pod względem struktury i rozmiarów, co skutkuje nieregularnymi pęknięciami. W przypadku kierunku poprzecznego propagują się one w przestrzeniach matrycy śródmiąższowej, a dla kierunków prostopadłego i równoległego po liniach cementowych.

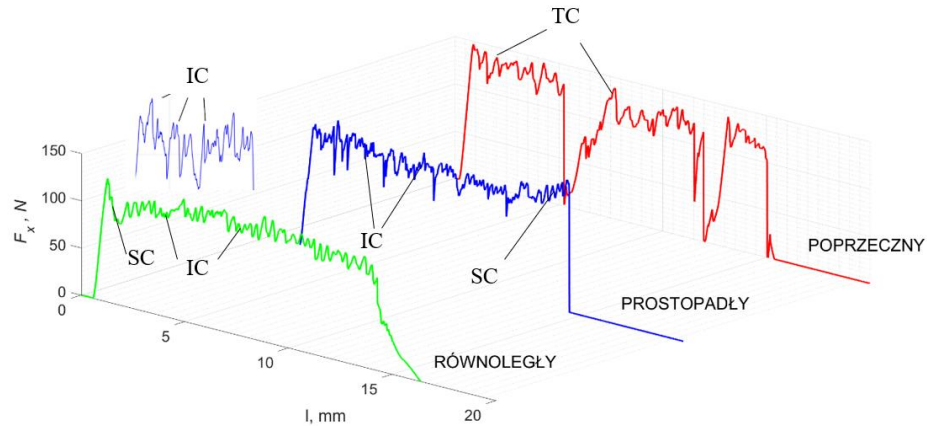


Rysunek 2.31. Wartość siły F_x w trakcie skrawania w trzech kierunkach orientacji osteonów: prostopadłym, równoległym i poprzecznym, dla $a_p = 175 \mu\text{m}$ i $\gamma = 0^\circ$ (oprac. własne wg [184])

Dla $\gamma = 0^\circ$ (rys. 2.31) w przypadku ruchu poprzecznego widoczne są regularne amplitudy zmian F_x o tendencji $F_{x\text{min}} > 0$. Podobnie dzieje się w odniesieniu do kierunku prostopadłego i równoległego, aczkolwiek amplituda zmian maleje, co świadczy o intensyfikacji pęknięć wzdłużnych o niewielkiej głębokości penetracji. Świadczy o stałym oporze materiału, jego częściowym nagromadzeniu przed czołem narzędzia i ciągłej propagacji pęknięć. We wszystkich trzech przypadkach następuje kompresja materiału, która w niekontrolowany sposób tworzy fragmenty tkanki odkształconej przez naprężenia ścinające. Pęknięcia są początkowo ułożone wzdłużne względem kierunku skrawania, a następnie zorientowane poprzecznie pod kątem zbliżonym do 45° względem ruchu narzędzia. Zmiana kierunku propagacji wynika to dużego nacisku na kość korową, przy czym pęknięcie następuje w wyniku propagacji wewnętrznej, a nie przecięcia narzędziem i wyłamania. Z analizy literatury wynika, że tylko badacze z University of Vermont [13] zastosowali narzędzia o kącie natarcia równym 0° , aczkolwiek przedstawione przez nich wyniki i tak nie dały się porównać z rezultatami autorskich badań.

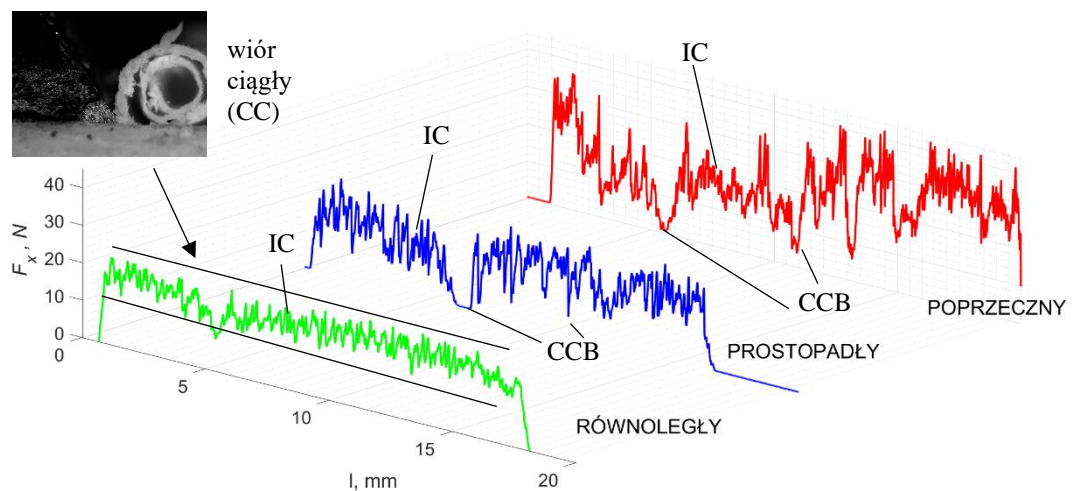
Dla $\gamma = -40^\circ$ we wszystkich kierunkach skrawania zarejestrowano małe amplitudy zmian F_x (rys. 2.32), co wskazuje na występowanie natychmiastowych pęknięć prostopadłych do kierunku posuwu, przy czym dominują pęknięcia w przestrzeni śródkostnej (IC) oraz drobne pęknięcia

ściągające (SC). F_{xmin} przyjmuje stałe i duże wartości, co świadczy o stałym kontakcie krawędzi skrawającej z materiałem, a to z kolei sygnalizuje proces skrawania tkanki i tarcie krawędzi o powierzchnię, przy jednoczesnym odkształcaniu tkanki w wyniku jej zgniatania. Nie zauważono pęknięć w macierzy śródmiaższowej lub w strukturze osteonów.



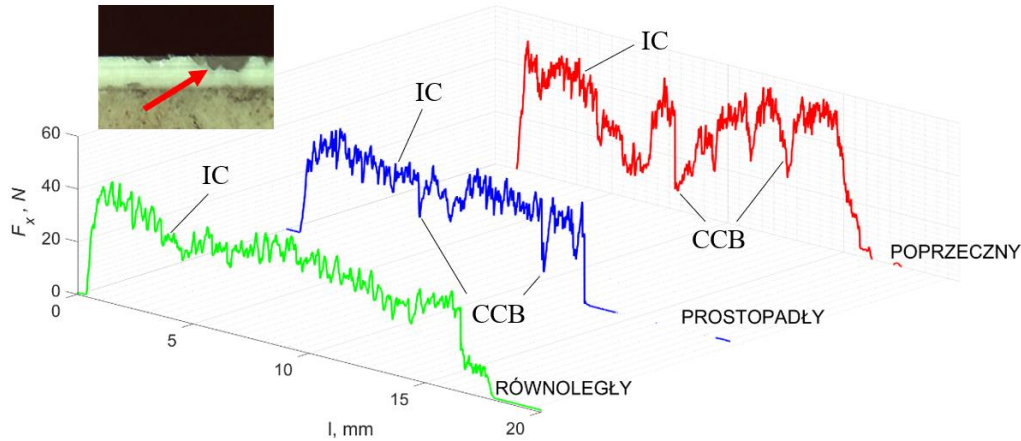
Rysunek 2.32. Wartość siły F_x w trakcie skrawania w trzech kierunkach orientacji osteonów: prostopadłym, równoległym i poprzecznym, dla $a_p = 175 \mu\text{m}$ i $\gamma = -40^\circ$ (oprac. własne wg [184])

W przypadku $a_p = 50 \mu\text{m}$ i dla $\gamma = 40^\circ$ największe wartości F_x uzyskano w kierunku poprzecznym, z dużymi przyrostami od F_{xmax} do F_{xmin} (rys. 2.33) W porównaniu z głębokością $a_p = 175 \mu\text{m}$ nie osiąga się $F_{xmin} = 0$, co świadczy o powstawaniu ciągłego pęknięcia wzdłuż kierunku skrawania z występowaniem mikropęknięć ściągających. Zauważono, że pęknięcia widoczne na bocznej krawędzi wióra charakteryzują się rozstawem, który poprzez swoją powtarzalność odzwierciedla regularność linii cementowych tkanki kostnej (podobnie jak w [12]). Dla ruchu poprzecznego uzyskano częstsze zmiany F_x o niższych wartościach, charakteryzujące się wyraźniejszą regularnością. W porównaniu do $a_p = 175 \mu\text{m}$ nie otrzymano $F_{xmin} = 0$ i $F_{xmin} = const$, co świadczy o tworzącym wióry szybkim pękaniu prostopadłym do kierunku posuwu. Pęknięcia były krótsze, nie powodowały łamania wióra, a krawędź skrawająca miała stały kontakt z tkanką kostną.



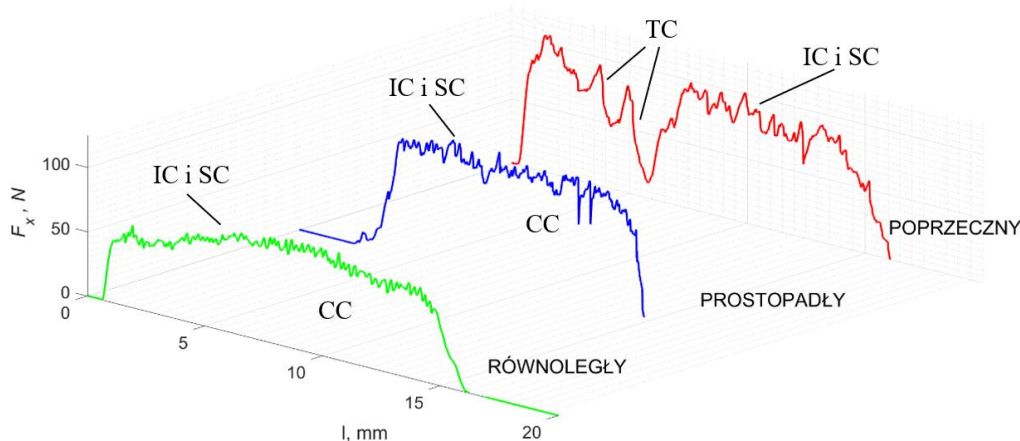
Rysunek 2.33. Wartość siły F_x w trakcie skrawania, w trzech kierunkach orientacji osteonów: prostopadłym, równoległym i poprzecznym, dla $a_p = 50 \mu\text{m}$ i $\gamma = 40^\circ$ (oprac. własne wg [184])

Pęknięcia zarejestrowane dla ruchu równoległego charakteryzowały się licznymi niewielkimi wzrostami F_x o charakterze przejściowym. Mniejszym wahaniom F_x towarzyszyła zauważalna większa liczba mikropęknięć, wartości F_{xmin} zawsze były większe od 0, a proces charakteryzował się dużą regularnością. Powyższe obserwacje z jednej strony znajdują potwierdzenie w literaturze [12], z drugiej różnią się od wyników badaczy, którzy udowodniali, że powstawanie pęknięć we wszystkich kierunkach przerywa ciągłość wióra, sprowadzając go do postaci fragmentarycznej [11]. Różnica wynika prawdopodobnie z zastosowania przez nich kąta natarcia $\gamma = 8^\circ$.



Rysunek 2.34. Wartość siły F_x w trakcie skrawania w trzech kierunkach orientacji osteonów: prostopadłym, równoległym i poprzecznym, dla $a_p = 50 \mu\text{m}$ i $\gamma = 0^\circ$ (oprac. własne wg [184])

Dla $\gamma = 0^\circ$ w kierunku poprzecznym uzyskano podobną nieregularność przebiegu jak dla $\gamma > 0^\circ$ (rys. 2.34). Wyraźne zmiany były zauważalne dla wartości F_x w przypadku przebiegów prostopadłego i równoległego – średnia wartość tej siły zwiększyła się (rys. 2.34). W odniesieniu do kierunku równoległego: wzrosła nieregularność, nastąpiła kumulacja naprężeń, a następnie propagacja pęknięć poprzeczna do ruchu narzędzia. Głębokie pęknięcia skutkowały wyrwaniem części struktury materiału (czerwona strzałka, rys. 2.34) i były zauważalne wzdłuż kierunku obróbki wraz z mikropęknięciami ścinającymi. Dla skrawania poprzecznego i stycznego zauważono intensywne pęknięcia ścinające przerywające powstający wiór (CCB).



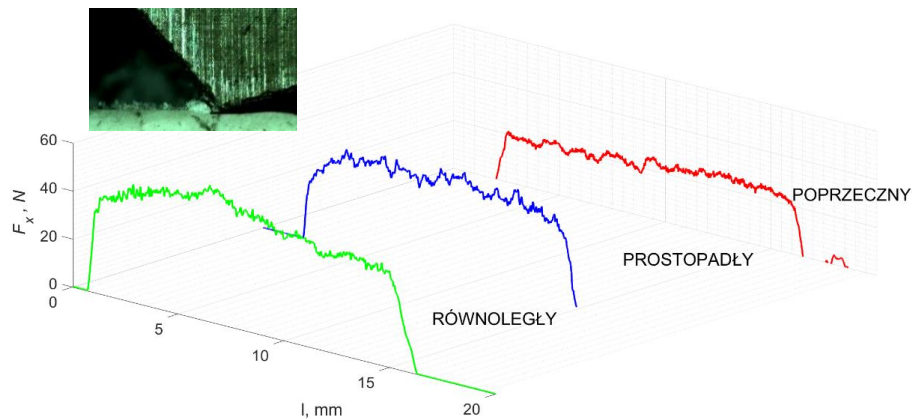
Rysunek 2.35. Wartość siły F_x w trakcie skrawania w trzech kierunkach orientacji osteonów: prostopadłym, równoległym i poprzecznym, dla $a_p = 50 \mu\text{m}$ i $\gamma = -40^\circ$ (oprac. własne wg [184])

Dla $\gamma = -40^\circ$ uzyskano pozorną stabilizację wartości F_x dla wszystkich przebiegów. W przypadku ruchu poprzecznego zauważalne były niewielkie amplitudy zmian F_x towarzyszące

zwiększającemu się obciążeniu w wartościach bezwzględnych, co mogło świadczyć o kumulacji naprężeń w ciętej tkance. Pęknięcia były częste, chociaż nie zakłócało to procesu powstawania jednorodnych wiórów (rys. 2.35). Największe amplitudy F_x dawało się zauważyć podczas całego ruchu, ale z zastrzeżeniem warunku: $F_{xmin} > 0$.

W porównaniu z wynikami uzyskanymi dla $\gamma = 40^\circ$ proces stabilizował się wraz ze wzrostem średniej wartości F_x , czemu towarzyszyło zjawisko tzw. skrobienia powierzchni bez zagłębiania się narzędzia w materiał, który kruszył się i powodował pęknięcia rozchodzące się pod kątem 45° (rys. 2.35).

W przypadku skrawania dla głębokości poniżej $5 \mu\text{m}$, w zakresie wszystkich kątów natarcia i orientacji osteonów zauważalne były zbliżone charakterystyki propagacji pęknięć, a wartość F_x wzrastała wraz ze zmianą kąta natarcia w kierunku ujemnym. Warto przy tym zwrócić uwagę na fakt, że wartości F_x przy dodatnim kącie natarcia osiągnęły zbliżone wartości dla wszystkich kierunków skrawania; co więcej – dla $\gamma \leq 0$ nastąpił zwrot wartości F_x w stosunku do $a_p > 5 \mu\text{m}$ (rys. 2.36). Zwiększenie oporu skrawania najprawdopodobniej wynikało z napotykania pasm osteonów ułożonych równoległe do kierunku obróbki. Ponadto zarejestrowane pęknięcia charakteryzowały się nieregularnością i niewielkimi rozmiarami.



Rysunek 2.36. Wartość siły F_x w trakcie skrawania w trzech kierunkach orientacji osteonów: prostopadłym, równoległym i poprzecznym, dla $a_p = 5 \mu\text{m}$ i $\gamma = -40^\circ$ oraz widok wiórów typu igła będących wynikiem propagacji pęknięć powierzchniowych (oprac. własne wg [184])

Jednokierunkowa analiza wariancji ANOVA wskazuje na rozróżnialność analizowanych danych eksperymentalnych (siły F_x) zarówno względem kierunku skrawania, kąta natarcia, jak i głębokości ($p < 0,01$), aczkolwiek ocena metodą Bonferoniego i Holma wskazuje na brak istotności pomiędzy bezpośrednimi rezultatami pary skrawania w kierunku równoległym i prostopadłym.

2.3.3. Podsumowanie analizy propagacji pęknięć

Przeprowadzona analiza mechanizmu propagacji pęknięć wskazuje znaczące różnice w mechanizmie obróbki materiału w zależności od głębokości skrawania i kątów natarcia (tab. 2.6). Wraz ze wzrostem a_p zwiększa się wartość F_x , a współczynnik korelacji we wszystkich przebiegach przyjmuje wartość większą niż 0,90. Świadczy to o wzroście oporu skrawania, który skutkuje powstawaniem wyraźnych pęknięć i złamań na dużych głębokościach, tj. przy $a_p > 125 \mu\text{m}$. Naprężenia kumulują się w strefie styku wierzchołka narzędzia, prowadząc do rozładowania w wyniku niekontrolowanego pęknięcia. Dla głębokości w zakresie od 100 do $10 \mu\text{m}$ proces pęknięcia stabilizuje się, choć przerywany jest przez gwałtowne fluktuacje wartości F_x wskazujące na

występowanie pęknięć w strukturze materiału, które są prostopadłe do kierunku ruchu narzędzia. Pęknięcia wzdłuż kierunku ruchu narzędzia powodują natomiast wyrywanie podłużnych fragmentów materiału i są zauważalne, gdy wartość F_x spada do zera lub utrzymuje stałą wartość. Najwyższe wartości F_x dla $a_p > 10 \mu\text{m}$ uzyskuje się dla ruchu poprzecznego, zaś dla $a_p < 10 \mu\text{m}$ największe obciążenia powoduje kierunek równoległy. W przypadku siły F_y tendencję do jej regularnego wzrostu odnotowano tylko dla $\gamma \leq 0^\circ$ (przy $\rho > 0,90$), zaś nieregularne zmiany wartości dla $\gamma > 0^\circ$ występują wraz ze wzrostem głębokości, co prawdopodobnie jest wynikiem zagłębiania się narzędzia z jednoczesnym (wynikowym) wzrostem oporu. Istotna jest także tendencja do zwiększania wartości F_y wraz ze wzrostem ujemnego kąta skrawania: duże ujemne kąty natarcia zwykle prowadzą do większych sił skrawania [188] [189] i obciążeń ściskających. Wzrost siły F_y świadczy o sprężystym odkształceniu tkanki, wgniataniu jej pod narzędzie, czemu sprzyja ujemna orientacja kąta natarcia [118].

Tabela 2.6. Rodzaje pęknięć obserwowanych podczas analizy obróbki kości; ślady spękań: M – mieszane, SC – ścinające, HC – wzdłużne, SP – słabo penetrujące, D – deformacja materiału oraz F – przetarcie powierzchni, Z – wyłamania (oprac. własne wg [184])

$\gamma, ^\circ$	$a_p, \mu\text{m}$											
	0.5	1	2.5	5	10	25	50	100	125	150	175	
	POPRZECZNIK											
-40, -30, -20	F	F	F	F, Z, D	SC, D	SC, D	SC, D	SC, Z, D	SC, Z, D	SC, Z, D	SC, Z, D	Z, D
-10	F	F	SP, F	SP, F	SC, D	SC, D	SC, D	SC, Z, D	SC, Z, D	SC, Z, D	SC, Z, D	Z, D
0	SP, F	SP, F	SP, F	M	M	M	M	M	SC, Z, D	SC, Z, D	SC, Z, D	Z, D
10, 20, 30, 40	SP	SP	SP	HC	HC	HC	HC	M	M	M	M	M
$\gamma, ^\circ$	RÓWNOLEGLE											
-40, -30, -20	F	F	F	F, D	SC, D	SC, D	SC, D	SC, Z, D	SC, Z, D	SC, Z, D	SC, Z, D	Z, D
-10	F	SP, F	SP, F	SP, F	SC, D	SC, D	SC, D	SC, Z, D	SC, Z, D	SC, Z, D	SC, Z, D	Z, D
0	SP, F	SP, F	SP, F	HC	HC	HC	M	M	SC, Z, D	SC, Z, D	SC, Z, D	Z, D
10, 20, 30, 40	SP	SP	SP	HC	HC	HC	HC	M	M	M	M	M
$\gamma, ^\circ$	PROSTOPADLE											
-40, -30, -20	F	F	F	F, D	SC, D	SC, D	SC, D	SC, Z, D	SC, Z, D	SC, Z, D	SC, Z, D	Z, D
-10	F	F	SP, F	SP, F	SC, D	SC, D	SC, D	SC, Z, D	SC, Z, D	SC, Z, D	SC, Z, D	Z, D
0	SP, F	SP, F	SP, F	HC	M	M	M	M	SC, Z, D	SC, Z, D	SC, Z, D	M
10, 20, 30, 40	SP	SP	SP	HC	HC	HC	HC	M	M	M	M	M

Wśród rodzajów pęknięć struktury kostnej przeważają ścinające oraz takie, których przebieg skierowany jest zgodnie z ruchem narzędzia. Można wyróżnić następujące modele procesu propagacji pęknięć: ścinanie, ścinanie-pęknięcie oraz łamanie [158]. Dla $\gamma < 0^\circ$ dominują pęknięcia ścinające wynikające z plastycznego odkształcenia materiału, a efektem tego procesu jest rozdrobnienie wiórów, zmniejszenie wydajności skrawania, zwiększenie tarcia oraz zwiększenie temperatury. Przeprowadzona analiza fluktuacji sił skrawania służyła scharakteryzowaniu procesu skrawania tkanki. Największe wahania zauważono dla dużych wartości a_p i $\gamma > 0^\circ$, a spadek a_p i $\gamma < 0^\circ$ zmniejszył amplitudę wahań F_x . Dynamiczne zmiany charakteryzowały złamanie dla $a_p > 100 \mu\text{m}$, a towarzyszyła im zwiększona częstotliwość zmian F_x . Równoległy kierunek obróbki odznaczał się stabilnością, potwierdzoną przez innych badaczy przedmiotu [161], [190], którzy analizowali skrawanie materiałów kompozytowych o strukturze zbliżonej do korowej tkanki kostnej. Fluktuacje wartości siły mogą wskazywać, jakiego rodzaju pęknięć i typów wiórów można się spodziewać podczas obróbki.

Dla intensywnych pęknięć mieszanych zauważalne są dynamiczne spadki wartości F_x , przy $F_{xmin} \approx 0$. W przypadku pęknięć poziomych (HC) zmniejsza się wartość F_x , a jednocześnie redukuje się amplituda zmian tej siły i zwiększa częstotliwość fluktuacji. W momencie powstania pęknięcia ścinającego (SC) osiągnięta jest wartość F_{xmax} , po czym wartość F_x waha się kilkakrotnie, zmniejszając się w kierunku propagacji pęknięcia.

Pęknięcia mieszane dla mniejszych głębokości skrawania charakteryzują się dużą częstością zmian F_x przy zachowaniu podobnej wartości F_{xmax} dla każdego piku. W tym przypadku nie ma nagłego spadku wartości F_x . Pęknięcia tworzące wiór ciągle powodują stałą wartość F_x i odznaczają się długą, horyzontalną ścieżką propagacji. Analizy wykazały korelację między charakterem pęknięcia, a wartością siły F_x .

2.4. Obróbka z zastosowaniem ziaren ściernych

2.4.1. Wprowadzenie

Eksperymentalne badania nad obróbką ortogonalną wykazały, że możliwe jest zastosowanie ostrzy o ujemnym kącie natarcia do skrawania struktur kostnych. Zaprezentowane w poprzednim rozdziale wyniki dotyczyły przede wszystkim makroobróbki, dlatego w kolejnej części pracy skupiono się na skali mikro, w tym przede wszystkim na realizacji następujących celów szczegółowych:

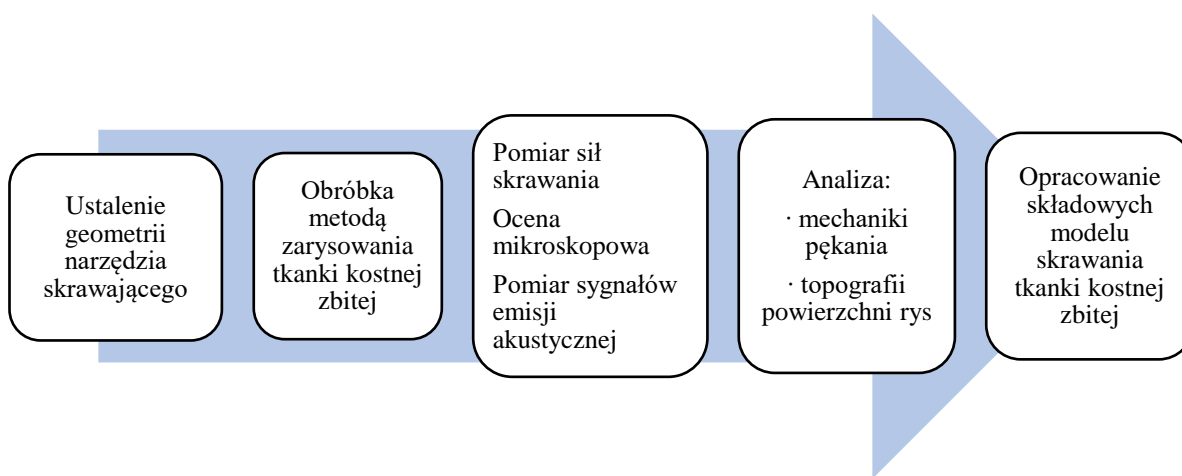
- opisie mechanizmu mikroobróbki na podstawie obróbki pojedynczym ziarnem ściernym o znanej geometrii,
- ocenie zjawisk towarzyszących stochastycznemu mechanizmowi skrawania, opierając się na obróbce zespołem ziaren ściernych osadzonych na kształtowych korpusach,
- doborze materiałów korpusu, spoiwa i ścierniwa (z uwzględnieniem konstrukcyjnego rozwiązania narzędzi skrawania), bazując na użytkowym aspekcie obróbki zespołem ziaren ściernych.

Tabela 2.7. Narzędzia – ściernice zastosowane do analiz badawczych i prototypowych (oprac. własne)

Powierzchnia naniesienia	Rodzaj ścierniwa	Rozmiar ziaren (μm)	Spoiwo	Materiał korpusu
Płaska (czoło walca)	BFA	390; 275; 196; 37,5; 115,5; 90,5	żywica epoksydowa (EPIDIAN 5) modyfikowana styrenem z utwardzaczem (Z1) w stosunku 100:12	poliamid
Płaska (czoło walca)	SiC	390; 275; 196; 137,5; 115,5; 90,5		
Płaska (czoło korpusu)		250 – 300	spoiwo na bazie miedzi – lutowane próżniowo	stal nierdzewna
Płaska (czoło korpusu)		250 – 300 i 18 – 212		
Półsfery (powierzchnia wewnętrzna)		251 – 300 i 18 – 212		poliamid
Płaska (dwustronnie – trójkąt, okrąg, prostokąt)	CBN 10 (Ti)	252 – 300 i 18 – 212	żywica epoksydowa (EPIDIAN 601) modyfikowana styrenem z utwardzaczem (IDA) w stosunku 100:50	stal nierdzewna
Kształtowa w kształcie klina i walca		253 – 300 i 18 – 212		poliamid
Płaska (dwustronnie – trójkąt, okrąg, prostokąt)		253 – 300	żywica epoksydowa (L) z utwardzaczem (L) w stosunku 100:45, do zastosowań medycznych	stal nierdzewna
Płaska (krążek)			nikiel (Ni – osadzanie elektrolityczne i chemiczne)	

Ze względu na pionierski charakter badań w początkowych etapach zastosowano szerokie spektrum typów i rozmiarów ziaren ściernych (tab. 2.7), które weryfikowano podczas badań eksperymentalnych. Wielowariantowość cech analizowanych narzędzi ściernych wynikała także z konieczności doboru technologii ich wytwarzania, bowiem celem podejmowanych działań była także minimalizacja kosztów produkcji przez uproszczenie technologii, w tym kształtu narzędzia, przede wszystkim ze względu na jego potencjalną jednorazowość stosowania. Poza wymienionymi w tabeli 2.7. konfiguracjami, przeprowadzono także badania nad elektrolitycznym i chemicznym niklowaniem ziaren cBN w celu ich trwałego połączenie ze stalowym korpusem. Pomimo początkowej adhezji spoiwa i ziaren, ściernica ulegała zniszczeniu przy obciążeniu tożsamym z oporem skrawanej tkanki. Wariant ten nie został użyty w dalszych badaniach.

2.4.2. Obróbka pojedynczym ziarnem ściernym

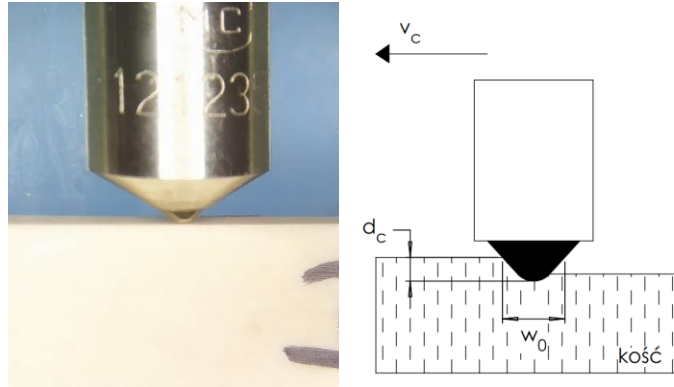


Rysunek 2.37. Plan badań obejmujących opracowanie składowych modelu obróbki tkanki kostnej zbitej (oprac. własne)

Mechanizm skrawania ziarnem ściernym można porównać do testów zarysowania węgelnikiem [191]: siła ścierania wynika z kontaktu powierzchni ściernej z materiałem i jest związana z odkształceniem ciągliwym [192], odkształceniem sprężystym, formowaniem wiórów i tarcieniem [193]. Kontakt powierzchniowy prowadzi do odkształceń plastycznych [192], powstawania wiórów i skomplikowanego zjawiska tarcia [194], przy czym złożony proces ścierania wieloziarnistego można uprościć, opisując go z perspektywy pojedynczego ziarna [195,196] Biorąc pod uwagę pęknięcie mikroskopowe, powstawanie pęknięć i wiórów, cały proces skrawania można podzielić na trzy fazy: odkształcenie sprężyste, plastyczne i zarysowanie [197]. Gdy ziarna i powierzchnia obrabianego przedmiotu stykają się podczas odkształcenia sprężystego, dochodzi do tarcia, w wyniku którego wytwarza się ciepło [197,198]. W kolejnym etapie wzrost głębokości obróbki powoduje zwiększone odkształcenia plastyczne powodujące mikropęknięcia [199], a ruch względny ziarna wywołuje siły styczne i naprężenia ścinające [200]. Po osiągnięciu określonej głębokości penetracji w ostatnim etapie powstają boczne pęknięcia i wióry o określonej grubości, prowadząc do dekohezji materiału, która jest także źródłem ciepła.

Na podstawie przeprowadzonej analizy literaturowej sporządzono plan badań eksperymentalnych zmierzających do opracowania składowych modelu obróbki tkanki kostnej zbitej, którego składowe przedstawiono na rys. 2.37.

Podczas badań zastosowano węgelnik diamentowy typu HRC-3 o promieniu zaokrąglenia $r_o = 200 \mu\text{m}$ i kącie natarcia $\gamma = 30^\circ$ (rys. 2.38). Geometrię narzędzia oceniono profilometrem optycznym, zaś testy zarysowania, zgodnie z parametrami zaprezentowanymi w tabeli 2.8, za pomocą urządzenia tribotester Bruker UMT.



Rysunek 2.38. Widok rzeczywisty oraz schemat przeprowadzania pomiaru obróbki pojedynczym ziarnem ściernym (oprac. własne)

Zastosowano dwie metody skrawania: $d_c = \text{const}$ i $v_c = \text{const}$ oraz $v_c = \text{const}$ i $d_c = 0 \rightarrow d_c$. Podczas pomiarów rejestrowano siły oporu: skrawania (F_{os}) oraz posuwu (F_{op}). W przypadku testu zarysowania F_{os} odpowiadała sile stycznej F_c , a F_{op} obciążeniu N , będącemu w tym przypadku wynikiem zmiany głębokości skrawania (dla $d_c \neq \text{const}$) oraz właściwości struktury tkanki kostnej zbitej (dla $d_c = \text{const}$).

Tabela 2.8. Parametry doświadczalne stosowane do badania skrawania pojedynczym ziarnem ściernym tkanki kostnej korowej (oprac. własne)

Kierunek skrawania	Prędkość skrawania	Głębokość skrawania	Długość rysy
	$v_c, \text{mm/s}$	$d_c, \mu\text{m}$	l, mm
Równoległy	0,5	25, 50, 75	35
Prostopadły	0,5	25, 50, 75	35
Poprzeczny	0,5	25, 50, 75	5

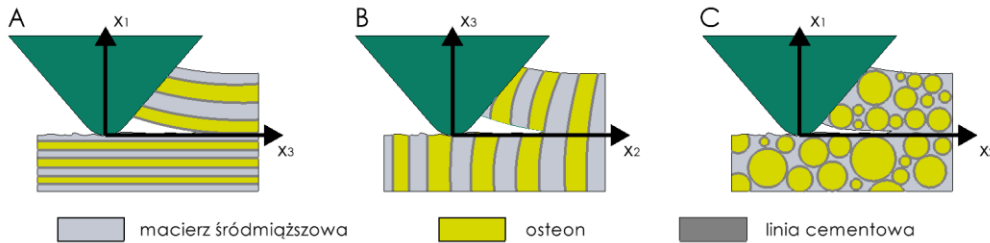
Ze względu na mikroskopową skalę eksperymentu oraz naturalną niejednorodność tkanki kostnej zbitej należało uwzględnić zmienność właściwości strukturalnych tego materiału, zaś zróżnicowanie gęstości, kształtu i wielkości osteonów zobligowało do pobrania próbek wyłącznie z trzonów kości udowych, gdzie zachowują one najbardziej jednorodne właściwości. W celu jak najdokładniejszego odzwierciedlenia rzeczywistych warunków próbki pobierano ze świeżych kości, przechowywanych następnie w roztworze Ringera i poddawanych badaniu w stałej wilgotności względnej. Przygotowanie materiału do badań (usunięcie tkanek miękkich, wycięcie pożądanego kształtu) przeprowadzano z użyciem minimalnej liczby zabiegów, w celu zmniejszenia ingerencji w strukturę wewnętrzną tkanki kostnej.

Mechanizm procesu obróbki

W celu przeprowadzenia obiektywnej oceny obróbki pojedynczym ziarnem ściernym przeprowadzono analizę nieliniowej mechaniki pęknięcia na podstawie dwuwymiarowej całki J oraz prawa uwalniania energii sformułowanego przez Bazanta [201]. Analizy wsparło metodyką

przygotowaną przez Kataruka [202], poszerzając parametry wejściowe o ortotropową strukturę tkanki kostnej zbitiej. Wizualizację propagacji prostych pęknięć zaprezentowano na rysunku 2.39.

Przyjęto, że propagacja pęknięcia ma swój początek w miejscu styku końcówki narzędzia z materiałem, a inicjowane jest w momencie, gdy szybkość uwalniania energii G_E osiąga wartość równą energii pęknięcia G_F lub krytyczną szybkość uwalniania energii.



Rysunek 2.39. Schematy propagacji pęknięć podczas skrawania pojedynczym ziarnem ściernym w kierunkach: A – równoległym, B – poprzecznym oraz C – równoległym (oprac. własne)

W celu wyznaczenia tego punktu krytycznego zastosowano całkę konturową niezależną od ścieżki, dzięki której możliwe było oszacowanie szybkości uwalniania energii G_E [202]:

$$G_E = \frac{1}{p} \oint_S \left[\psi n_x - T \cdot \frac{\partial \xi}{\partial \chi} \right] dS, \quad (2.14)$$

gdzie p to obwód zagłębionego ziarna.

Założono, że występowanie zjawisk plastycznych będzie ograniczone do przestrzeni wokół wierzchołka ziarna w zamkniętym konturze S [203,204], co spowoduje sprężysty kontakt narzędzia z materiałem i kruche rozpraszanie pęknięć. W pierwszym kroku zastosowano model izotropowy w celu skorelowania siły stycznej F_c , głębokości penetracji d_c oraz odporności na pęknięcie K_C . Przyjęto, że materiał na powierzchni pęknięcia zachowuje się jak belka, więc określono tensor naprężenia przed narzędziem jako:

$$\sigma = -\frac{F_c}{A_p} e_x \otimes e_x + \sigma_{yy} e_y \otimes e_y, \quad (2.15)$$

gdzie d_c to rzutowane poziomo pole obciążenia, które zależne jest od kształtu narzędzia.

W celu wyprowadzenia zależności między odpornością na pęknięcie odkształceniowe K_C oraz energią pęknięcia G_F , przyjęto, że gęstość energii swobodnej sprężystości wynosi:

$$\psi = \frac{1}{2} \sigma : \varepsilon = \frac{1}{2} (1 - \nu^2) \frac{\sigma_{xx}^2}{E}, \quad (2.16)$$

Korzystając z definicji obszaru w rzucie poziomym oraz kryterium pęknięcia:

$$A_p = \int_S -n_x dS \quad (2.17)$$

$$-G = G_F -, \quad (2.18)$$

wyprowadzono następującą zależność:

$$K_C = \frac{F_c}{\sqrt{2pA_p}} = K_C = \sqrt{\frac{G_F E}{1 - \nu^2}}. \quad (2.19)$$

Równanie 2.15 zakłada skrawanie mikroskalowe i obowiązuje tak długo, jak długo pęknięcie kruche jest dominującym mechanizmem zniszczenia. Moment przejścia z pęknięcia ciągłego na

kruche jest trudny do określenia, dlatego zastosowano energetyczne prawo efektu wielkości [205], które można rozszerzyć do testów zarysowania [205] quasi–kruchych materiałów:

$$\sigma_N = \frac{B f_t'}{\sqrt{1 + \frac{A}{\Lambda_0}}}, \quad (2.20)$$

gdzie:

σ_N – nominalna wytrzymałość graniczna,

A – nominalny rozmiar struktury,

f_t' – wytrzymałość na rozciąganie,

B i Λ_0 – parametry efektu rozmiaru.

Zarówno całka J , jak i prawo efektu wielkości pozwalają zatem na ocenę charakterystyki pęknięcia w trakcie testów zarysowania. Ponadto ze względu na ortotropową strukturę tkanki kostnej zbitej możliwe jest powiązanie odporności na pęknięcie podczas zarysowania K_C z energią pęknięcia G_F z uwzględnieniem właściwości anizotropowych. Przyjmując odporność na pęknięcie w kierunku równoległym $K_C(PAR)$, prostopadłym $K_C(PER)$ oraz poprzecznym $K_C(TRA)$, a także wartości energii pęknięcia mierzone w tych kierunkach: $G_F(PAR)$, $G_F(PER)$, $G_F(TRA)$ i mając na uwadze stałe sprężystości E_1 , E_2 , E_3 , ν_{12} , ν_{13} , ν_{32} , przyjęto:

$$K_C(PAR) = \sqrt{\frac{E_1}{1 - \nu_{12}^2} G_F(PAR)}, \quad (2.21)$$

$$K_C(PER) = \sqrt{\frac{E_3}{1 - \nu_{13}^2} G_F(PER)}, \quad (2.22)$$

$$K_C(TRA) = \sqrt{\frac{E_2}{1 - \nu_{23}^2} G_F(TRA)}. \quad (2.23)$$

Ocena parametryczna mechanizmu obróbki pojedynczym ziarnem ściernym

Informacje pozyskane z pomiarów eksperymentalnych, przede wszystkim wartość siły F_C oraz głębokość penetracji, zaimplementowano do równań 2.14, 2.19. i 2.21–2.22, a w tabeli 2.9 zebrano otrzymane wyniki.

Tabela 2.9. Wyniki pomiarów eksperymentalnych skrawania pojedynczym ziarnem ściernym oraz wyniki wartości odporności na kruche pęknięcie i energii pęknięcia (oprac. własne)

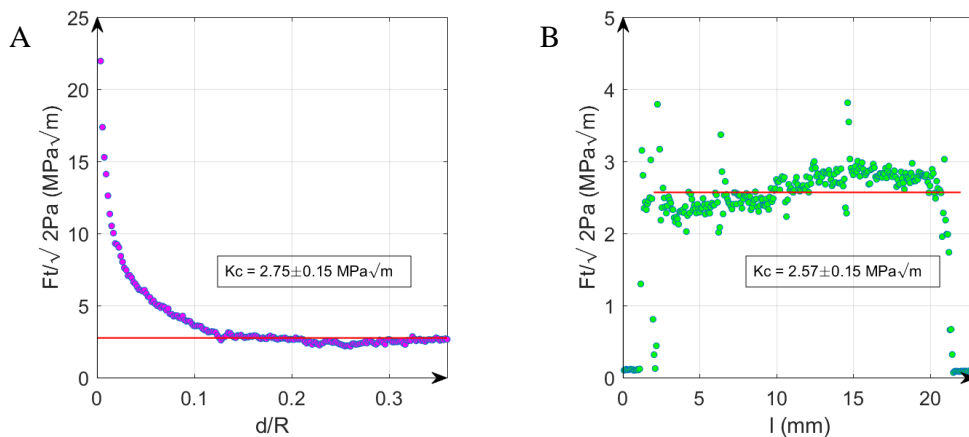
	$d_c, \mu\text{m}$	$A_p, \mu\text{m}^2$	$p, \mu\text{m}$	F_C, N	K_C, MPa	$G_F, \text{kJ}\cdot\text{m}^{-2}$	σ_n, MPa
PAR	25	31415	608	1.2	6.14	2.99	57.97
	50	68691	880	2.04	5.86	2.73	52.46
	75	119536	1152	1.62	3.09	0.76	24.06
TRA	25	31415	608	1.27	6.50	3.35	59.53
	50	68691	880	1.31	3.77	1.13	33.02
	75	119536	1152	1.28	2.44	0.47	18.18
PER	25	31415	608	1.38	7.06	3.96	61.72
	50	68691	880	1.37	3.94	1.23	34.26
	75	119536	1152	1.35	2.57	0.53	19.58

Zastosowanie całki J i prawa uwalniania energii w trzech kierunkach skrawania umożliwiło uzyskanie rezultatów zbieżnych z danymi z literatury przedmiotu: $K_C = 3,49 \pm 0,8 \text{ MPa}$ [202] oraz

2,2–4,6 MPa [181,206,207]. Warto podkreślić, że im mniejsza wartość głębokości penetracji, tym wpływ anizotropowej struktury na rezultaty wzrasta, zwiększając przy tym wartości błędów pomiarowych. Ponadto powierzchnie kontaktów teoretycznego i rzeczywistego mogą się różnić, co z kolei może przełożyć się na uzyskiwane wyniki badań.

Częstotliwość występowania procesów pęknięcia zwiększa się wraz ze wzrostem głębokości penetracji, co wiąże się z malejącym rozpraszaniem plastycznym. Odporność na pęknięcie maleje i stabilizuje się na poziomie $K_C = 2,75 \pm 0,15$ MPa \sqrt{m} , dla $d_c/R > 0,12$ (rys. 2.40A). Zarówno w przypadku testów zarysowania ze zmienną głębokością penetracji, jak i przy stałej wartości, odporność na pęknięcie normuje się, osiągając podobne wielkości (rys. 2.40B oraz tab. 2.9). Ponadto zbieżność przebiegu krzywej $F_T/\sqrt{2pA}$ do stałej wartości K_C widoczna na obu wykresach potwierdza kruchy charakter zaobserwowanych pęknięć [202].

Zaprezentowane wyniki wskazują, że plastyczne zachowania tkanki kostnej dominują na głębokościach penetracji $d_c < 20$ μm . Rezultaty te znajdują potwierdzenie w wynikach otrzymanych przez innych badaczy i świadczą o potencjalnej korelacji występowania plastyczności i zjawiska przesuwania się kryształów hydroksyapatytu [202,208]. Zbieżność przebiegu krzywej $F_T/\sqrt{2pA}$ do stałej wartości K_C jest charakterystyczna dla pęknięć kruchych [202]



Rysunek 2.40. Od lewej: A – wykres K_C dla stopniowego zagłębiania się ziarna kierunku poprzeczny, docelowo $d_c = 75$ μm , wykres B stała głębokość skrawania podczas pomiaru, kierunek prostopadły $d_c = 75$ μm (oprac. własne)

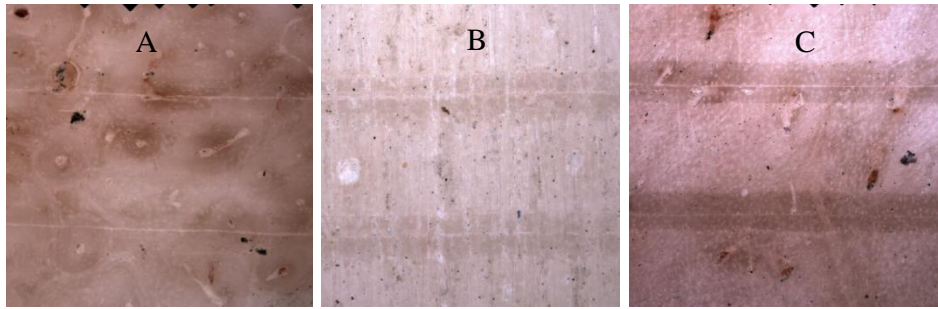
Powyższe rezultaty wskazują, że plastyczne zachowania tkanki kostnej dominują na głębokościach penetracji $d_c < 20$ μm . Rezultaty te znajdują potwierdzenie w wynikach otrzymanych przez innych badaczy i świadczą o potencjalnej korelacji występowania plastyczności i zjawiska przesuwania się kryształów hydroksyapatytu [202,208]. Zbieżność przebiegu krzywej $F_T/\sqrt{2pA}$ do stałej wartości K_C jest charakterystyczna dla pęknięć kruchych [202]

Testy metodą jednokierunkowej analizy wariancji ANOVA wykazały, że głębokość skrawania jest czynnikiem istotnie wpływającym na wartości odporności na pęknięcie $p_{K_C} = 0,0022 < 0,005$ i energii pęknięcia $p_{G_F} = 0,0032 < 0,005$. Porównanie par wyników metodą Holma również potwierdza rozróżnialność wyników dla K_C : $p_{25/50} < 0,05$, $p_{25/75} < 0,01$, $p_{50/75} < 0,05$ i G_F : $p_{25/50} < 0,05$, $p_{25/75} < 0,01$, $p_{50/75} < 0,05$.

Odzwierciedlenie kształtu ziarna w ujęciu anizotropii tkanki

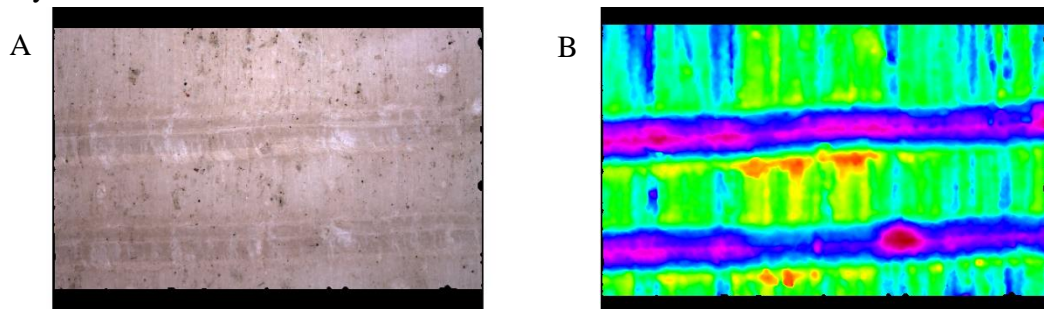
Rysy powstałe w wyniku kontaktu węgelnika z tkanką kostną (rys. 2.41) poddano analizie z zastosowaniem m.in. profilometru optycznego, a otrzymane rezultaty stanowiły uśrednienie

pomiarów ze 100 przekrojów. Rezultaty potwierdziły quasi–kruche zachowanie tego materiału, w przypadku wyraźnych odkształceń plastycznych, gdy $d_c < 20 \mu\text{m}$.

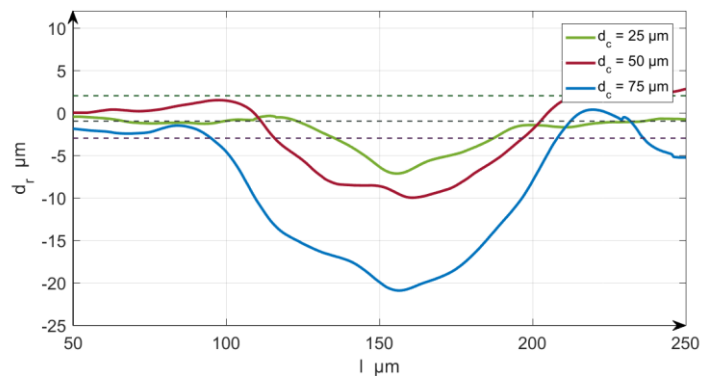


Rysunek 2.41. Rysy w trzech kierunkach orientacji ostrza względem osi osteonów: A – poprzeczny, B – prostopadły i C – równoległy (oprac. własne)

Na rysunku 2.42 przedstawiono widok rzeczywisty oraz wizualizację głębokości dwóch rys, otrzymanych dla głębokości wejściowej mniejszej niż $75 \mu\text{m}$ w kierunku równoległym. Choć przebieg zagłębienia jest wyraźnie widoczny, to dno rysy nie ma jednorodnego charakteru, zmienia się także jej szerokość, co wynika z lokalnych zmiennych i globalnie anizotropowych właściwości struktury tkanki.



Rysunek 2.42. Rysy powstałe podczas skrawania w kierunku równoległym przy $d_c = 75 \mu\text{m}$; A – widok rzeczywisty oraz B – wizualizacja głębokości (oprac. własne)

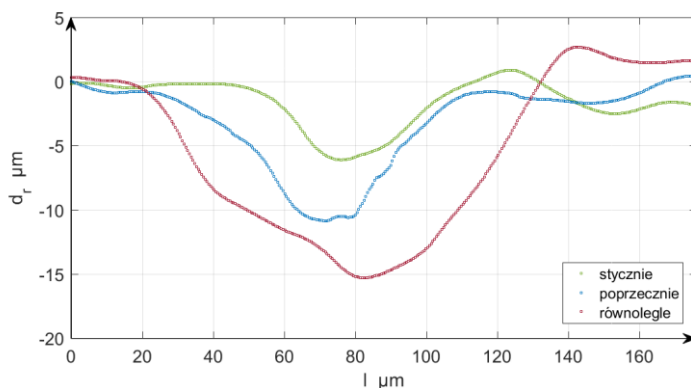


Rysunek 2.43. Przykładowy przekrój poprzeczny rysy powstałej na różnych głębokościach skrawania w kierunku równoległym (oprac. własne)

Niezależnie od zadanej głębokości skrawania d_c , rzeczywista głębokość rysy d_r zawsze była mniejsza od założonej wartości, stanowiąc maksymalnie 24% wielkości wejściowej (rys. 2.43), przy czym zauważalna była tendencja do zwiększania się głębokości rysy wraz z wartością zadaną. Porównując teoretyczną (w_0) i rzeczywistą (w_e) szerokość rysy, zauważyć można wzrost odwzorowania wartości teoretycznej podczas skrawania w kierunku prostopadłym. Zarówno d_c jak

i w_0 miało najmniejsze odwzorowanie podczas skrawania w kierunku prostopadłym – w tym przypadku dochodziło do skrawania w kierunku poprzecznym względem długości osteonów (przez ich sklepienia) (tab. 2.10). Wartość modułu Younga wzdłuż tych jednostek strukturalnych i funkcjonalnych tkanki kostnej zbitej co do zasady przyjmuje najwyższe wartości.

Porównanie trzech kierunków skrawania, gdy $d_c = 75 \mu\text{m}$ (rys. 2.44) potwierdza osiągnięcie najwyższych wartości d_r dla kierunku równoległego – w tym przypadku ziarno poruszało się wzdłuż osteonów, a propagacja pęknięć odbywała się wzdłużnie, względem linii cementowych. Właściwości materiałowe w kierunkach poprzecznym i stycznym odpowiadają za znacznie mniejszą elastyczność materiału, która skutkuje trwalszym odkształceniem.



Rysunek 2.44. Przykładowy przekrój poprzeczny rys powstałych dla trzech kierunków obróbki, gdy $d_c = 75 \mu\text{m}$ (oprac. własne)

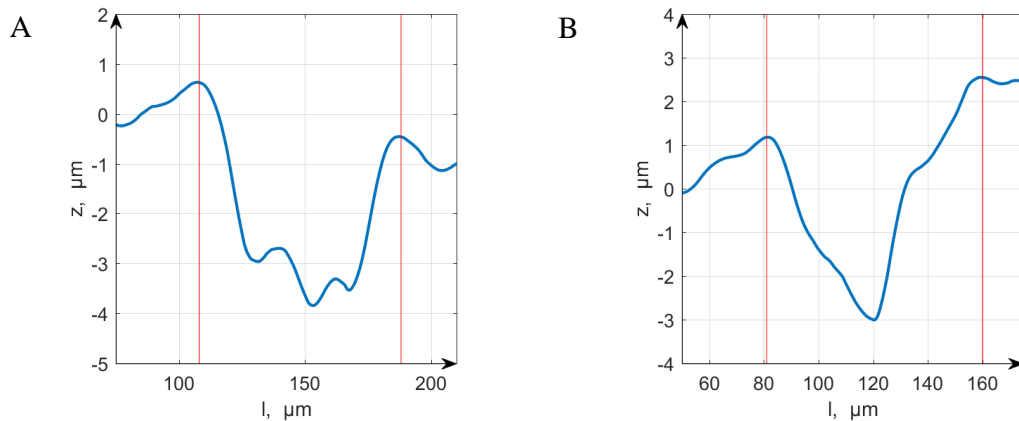
Tak niewielkie odwzorowanie głębokości zadanej może wiązać się także z niejednorodnością powierzchni, wynikającą z minimalizacji operacji przygotowujących tkankę do badania. Trzeba jednak zaznaczyć, że owa minimalizacja spowodowana jest chęcią unikania ingerencji mogących na trwałe zmienić właściwości warstwy wierzchniej tkanki.

Testy metodą dwukierunkowej analizy wariancji ANOVA wykazały, że zarówno zadana głębokość zagłębienia d_c , jak i kierunek skrawania, mają istotny i rozróżnialny wpływ na rzeczywistą głębokość rysy: $p_{ap} < 0,0001$ oraz $p_{kierunek} < 0,0001$. Interakcja tych czynników także charakteryzuje się rozróżnialnością wyników eksperymentalnych ($p < 0,0001$). Identyczne rezultaty analizy statystycznej otrzymano dla wzajemnego oddziaływania kierunku, szerokości teoretycznej i eksperymentalnej (p_w , $p_{kierunek}$ i $p < 0,0001$),

Tabela 2.10. Parametry geometryczne rys powstałych w trakcie przeprowadzania pomiarów skrawania pojedynczym ziarnem ściernym (oprac. własne)

Kierunek skrawania	Głębokość zadana d_c , μm	Głębokość rysy d_r , μm	Szerokość teoretyczna w_0 , μm	Szerokość rysy w_e , μm	d_c/d_r , %	w_0/w_e , %
Równoległe	25	4.2	193	77	17	40
	50	4.5	280	76	9	27
	75	17.4	366	135	23	37
Poprzecznie	25	3.6	193	69	15	36
	50	5.9	280	72	12	26
	75	8.6	366	77	12	21
Prostopadle	25	1.7	193	45	7	24
	50	3.8	280	71	8	25
	75	5.7	366	78	8	22

Rysy powstałe podczas testu charakteryzowały się licznymi cechami, które można podzielić na kilka typów o przeciwstawnych aspektach: strome/łagodne stoki, pojedyncze/podwójne dno oraz z/bez wypływek bocznych. (rys. 2.45).



Rysunek 2.45. Przykład przekroju rys: A – podwójne dno i strome zbocza dla kierunku równoległego i B – pojedyncze dno dla kierunku prostopadłego, gdy $d_c = 25 \mu\text{m}$ (oprac. własne)

Kształt przekroju poprzecznego rysy niesie z sobą informacje przede wszystkim o zróżnicowanym wpływie wartości anizotropowych tkanki. W przypadku skrawania w kierunku poprzecznym zaobserwowano największą różnorodność cech przekrojów, co świadczy o wyraźnej zmienności warstwy wierzchniej. Przekroje rys powstałe wskutek obróbki w kierunku prostopadłym charakteryzowały się pojedynczym dnem i łagodnymi stokami, a w kierunku równoległym – stromymi stokami, występowaniem wypływek bocznych, a także pojedynczym lub podwójnym dnem. Skrawając w kierunku poprzecznym, można było zauważyć wszystkie wymienione wcześniej cechy, a wypływki boczne (rys. 2.45) były wynikiem odkształcenia materiału przez ziarno.

Chropowatość powierzchni rysy w porównaniu z chropowatością surowej tkanki kostnej świadczyła o wyraźnym, aczkolwiek niejednoznacznym charakterze zmian (tab. 2.11). W przypadku skrawania w kierunku równoległym wartości R_a , R_q i R_z wzrosły, a w kierunku prostopadłym następowała odwrotność procesu, tj. zmniejszenie ich wartości, a co za tym idzie – zwiększenie regularności topografii powierzchni. Skrawanie w kierunku poprzecznym nie wykazało istotnych zmian.

Tabela 2.11. Parametry chropowatości powierzchni tkanki w miejscu skrawania przed i po zabiegu (oprac. własne)

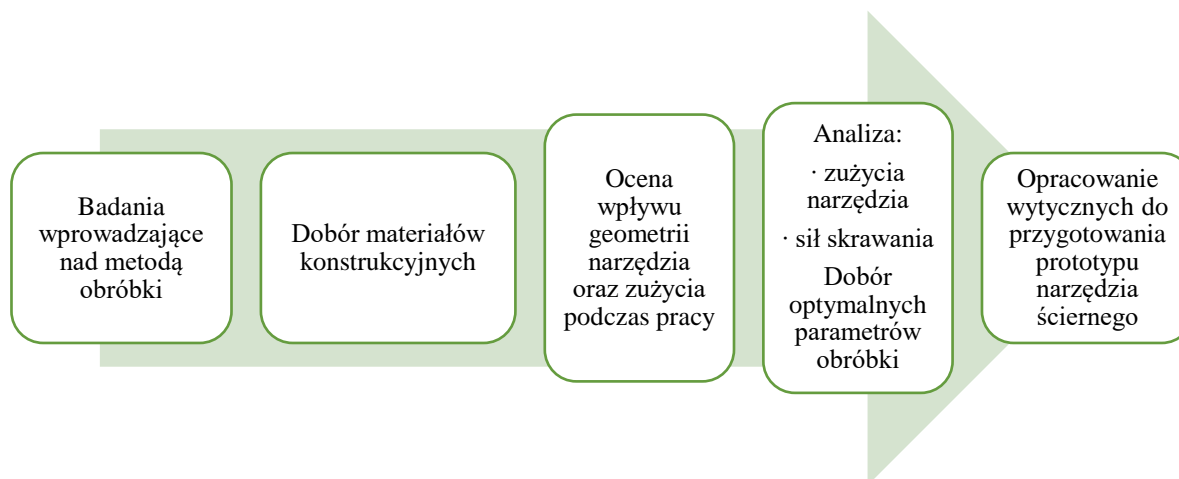
Kierunek	Powierzchnia	$R_a \mu\text{m}$	$R_q \mu\text{m}$	$R_z \mu\text{m}$
Równoległe	tkanka	0.21	0.28	1.14
	rysa	1.12	1.59	5.71
Prostopadłe	tkanka	1.23	1.54	6.16
	rysa	0.50	0.62	2.32
Poprzecznie	tkanka	0.64	0.99	3.74
	rysa	0.55	0.73	2.69

Analiza mechanizmu skrawania pojedynczym ziarnem ściernym wykazała, że efekt skali będący wynikiem rozmiaru ziarna i niskiej wartości głębokości skrawania jest jednym z dwóch głównych czynników odpowiadających za ograniczony zakres obróbki pojedynczym ziarnem ściernym. Drugim czynnikiem jest podatność tkanki kostnej zbitej na odkształcenia elastyczne i zmienność właściwości warstwy wierzchniej w zależności od orientacji strukturalnej osteonów.

2.4.3. Obróbka zespołem ziaren ściernych

Badania eksperymentalne wprowadzające do analizy procesów obróbki ścierniej zespołem ziaren o niezdefiniowanej geometrii ostrzy

W celu rozpoznania i oszacowania intensywności zjawisk towarzyszących obróbce ścierniej tkanki kostnej zbitej, przeprowadzono badania eksperymentalne zgodnie z planem przedstawionym na rysunku 2.46. Zwrócono w nich uwagę na użytkowe właściwości narzędzia w aspekcie jego zastosowania w medycynie i zgodności z obowiązującymi w tym obszarze normami.



Rysunek 2.46. Plan badań obejmujących opracowanie wytycznych do przygotowania prototypu narzędzia ściernego (oprac. własne)

Przygotowanie narzędzi ściernych

Narzędzia ścierne z węgliku krzemu (SiC) i elektrokorundu zwykłego brązowego (BFA) wykonano w ośmioetapowym procesie; ziarna wyprodukowała firma PPUH „KOS”. W pierwszym etapie (1) przygotowano spoiwo składające się z żywicy epoksydowej modyfikowanej styrenem z utwardzaczem (trietylenoteraamina) w stosunku 1:10. Ponadto dodatkowo oczyszczono ziarna z potencjalnych zanieczyszczeń. W kolejnym kroku (2) połączono ziarna i spoiwo, a następnie (3) naniesiono mieszankę żywicy i ziaren na przygotowane wcześniej wałki z poliamidu (PA6) o średnicy 12 mm i długości 50 mm. Docelowo pokryto nią fronty i powierzchnie boczne na wysokość 5 mm. W czwartym etapie (4) poddano je wygrzewaniu w temperaturze 60°C przez godzinę i ponownie (5) pokryto cienką warstwą spoiwa. Na każdym z wałków zastosowano ziarna ścierne o określonej granulacji. Przygotowane w ten sposób narzędzia ścierne poddano korekcie kształtu (6), a następnie (7) suszono w temperaturze 20°C przez ponad 200 minut (czyli zgodnie ze wskazaniami producenta). Na końcu procesu przeniesiono narzędzia ścierne do myjki ultradźwiękowej, gdzie je oczyszczono w wodzie i wysuszono (8).

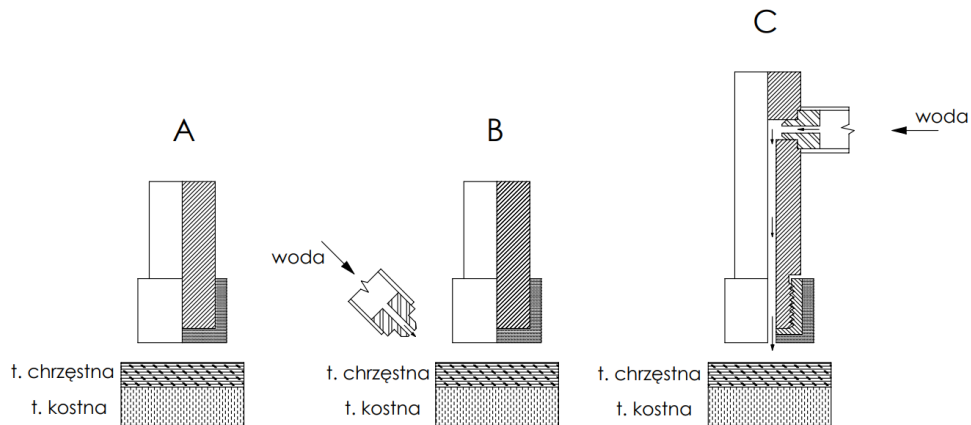
Tabela 2.13. Charakterystyka ziaren zastosowanych do wytworzenia narzędzi ściernych (oprac. własne)

Material	Typ ziarna	Rozmiar ziarna (μm)		
		Min	Max	Średni rozmiar ziarna b (μm)
Elektrokorund zwykły brązowy i węgiel krzemu	F46	355	425	390
	F60	250	300	275
	F80	180	212	196
	F100	125	150	137.5
	F120	106	125	115.5
	F150	75	106	90.5

W badaniach użyto sześciu wielkości ziaren SiC (95–98% SiC) i BFA (94,5–97% Al₂SO₄) (tab. 2.13) i założono, że docelowy ruch oscylacyjny narzędzi będzie mieścił się w zakresie 1 mm. Rozmiary ziaren dobrano w taki sposób, aby podczas ruchu możliwe było ich przesunięcie co najmniej o długość ich średnicy. Ponadto uznano, że wielkość ziarna musi być zbliżona do wielkości średnicy osteonu, która waha się od 0,25 do 0,35 mm.

Metoda obróbki zastosowana podczas eksperymentu

Próbki tkanki kostnej poddano skrawaniu ściernemu w warunkach suchych i mokrych, przy użyciu precyzyjnego tribometru UMT Bruker. Podczas badań narzędzie to wykonywało ruch oscylacyjny o częstotliwości f z określoną prędkością w dwóch kierunkach (X i Y) ze stałym obciążeniem F_N skierowanym prostopadłe do powierzchni próbki. Geometrię narzędzia ściernego wykonanego z ziaren SiC i BFA przedstawiono na rysunku 2.47, a parametry zastosowane podczas badania zebrano w tabeli 2.14. Dobór prędkości skrawania i wartości siły obciążenia wynikały z zaleceń stosowanych w przypadku obróbki ortogonalnej kości [159,209].



Rysunek 2.47. Metody eksperymentu procesu ścierania: A – ścieranie na sucho, B – ścieranie na mokro z zewnętrznym podawaniem wody, C – ścieranie na mokro z wewnętrznym podawaniem wody (oprac. własne wg [210])

Podczas testów wstrzykiwano wodę między narzędzie ściernie a tkankę za pomocą systemu pompy perystaltycznej i specjalnego przyłącza (rys. 2.47 B i C) z zewnętrzną lub wewnętrzną irygacją. Spłukiwanie wodą, poza symulowaniem warunków środowiskowych, miało również na celu oczyszczenie powierzchni obrobionej tkanki z wiórów, które podczas operacji mogłyby zanieczyścić pole operacyjne.

Siły ścierania (F_n i F_t) rejestrowano dwuwymiarowym czujnikiem siły DFM–20, a głębokość penetracji (Δz) mierzono za pomocą oprogramowania CETR. Obciążenie wzdłuż osi Z było monitorowane i utrzymywane na stałym poziomie za pomocą specjalnego układu akwizycji. Do oceny potencjalnych zmian struktur tkankowych podczas obróbki oraz efektów przejścia między kolejnymi skrawanymi warstwami użyto czujnika emisji akustycznej.

W celu przygotowania prototypu narzędzia ściernego należało uprzednio przeprowadzić analizę dynamiki procesu ścierania. Badania podzielono na kilka etapów, przy czym w każdym zastosowano częstotliwość ruchu f wynoszącą 1 Hz. W pierwszym etapie (tabela 2.14 – badania wstępne) przeanalizowano cztery próbki wszystkich rodzajów granulacji (od 46 do 150), dla obu rodzajów ziaren (SiC i BFA) i sił nacisku F_N (od 5 do 20 N) w warunkach suchych i mokrych (z dwoma wariantami podawania wody – rys. 7.6. B, C). W każdym teście, który trwał 30 min,

zastosowano następujące wartości prędkości: $v_x = 240$ mm/min, $v_y = 120$ mm/min oraz $\Delta x, \Delta y = 1$ mm.

Tabela 2.14. Parametry eksperymentów procesu ścierania (oprac. własne wg [210])

Prędkość skrawania mm/min		Posuw, mm		Czas, min	F_N , N	Granulacja ziaren	Typ ziaren	Warunki
v_x	v_y	Δx	Δy	t	F_N			
Badania wstępne								
4	2	1	1	30	5; 10; 15; 20	46; 60; 80; 100; 120; 150	BFA; SiC	suche i mokre
Ocena typu ziaren								
4	2	1	1	30	10	80	BFA; SiC	mokre
Ocena zakresu posuwu								
4	2	0,1; 0,25; 0,5; 1; 2; 3; 4; 5	0,1; 0,25; 0,5; 1; 2; 3; 4; 5	10	10	80	BFA; SiC	mokre

W kolejnym kroku przygotowano 10 narzędzi dwóch typów BFA i SiC o granulacji F80 (tabela 2.14 – ocena typu ziaren). Stosując parametry: $F_N = 10$ N, $t = 30$ min, $v_x = 240$ mm/min, $v_y = 120$ mm/min oraz $\Delta x, \Delta y = 1$ mm, wyznaczono siły styczne F_T podczas obróbki. Badanie to ostatecznie wykazało, który z materiałów ma lepsze parametry do tego rodzaju obróbki. Ostatni pomiar (tabela 2.14 – ocena zakresu posuwu), w którym zastosowano narzędziem BFA z ziarnem F80 o parametrach $F_N = 10$ N, $t = 10$ min, $v_x = 240$ mm/min, $v_y = 120$ mm/min, miał scharakteryzować zmiany sił podczas zmniejszania zakresu obróbki: $\Delta x, \Delta y = 0,1-4$ mm.

Wyniki pomiarów skrawania zespołem ziaren o niezdefiniowanej geometrii

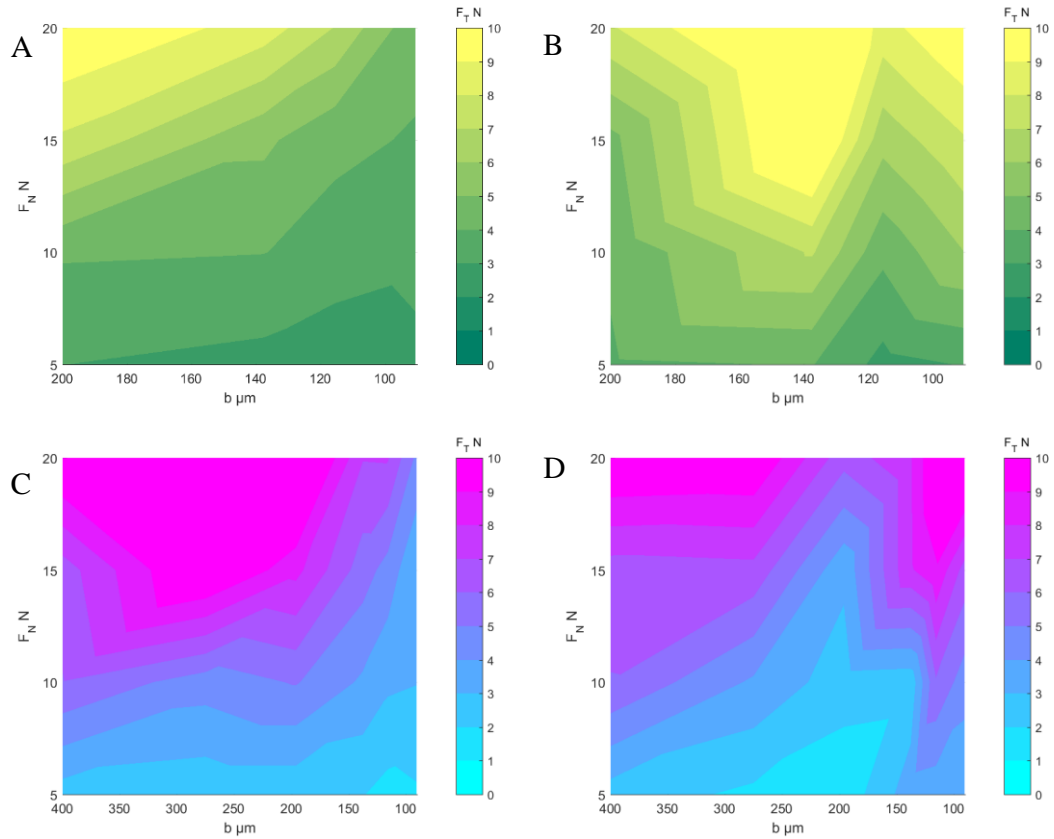
Wyniki pomiarów skrawania zespołem ziaren o niezidentyfikowanej geometrii ostrza (rys. 2.48) wykazują korelację wzrostu obciążenia F_N i siły stycznej F_T , której wartości mieszczą się w zakresie od $1,32 \pm 0,01$ N (F_{Tmin}) do $14,45 \pm 0,01$ N (F_{Tmax}) (tab. 2.15).

Ponadto analiza zebranych danych wykazała istnienie relacji między wielkością ziarna a wartością siły F_T , która ma miejsce tylko w przypadku narzędzi ściernych typu BFA (rys. 2.48 A i C): zmniejszenie granulacji powoduje zwiększenie wielkości F_T (dla siły normalnej F_N z 10 do 20 N). W przypadku narzędzi ściernych SiC (rys. 2.48 B i D) takiej korelacji nie było, ponadto proces obróbki miał mniej przewidywalny charakter. Na podstawie zauważonej prawidłowości można było przyjąć, że gdy wartości F_N (5, 10, 15, 20 N) są stałe (ustalone podczas badania), jedynie konstrukcja narzędzia może wpływać na wielkość siły F_T .

Zauważono ponadto, że obecność wody podczas procesu obróbki powoduje zmniejszenie wartości F_{Tmin} i F_{Tavg} dla obu typów narzędzi (tab. 2.15).

Tabela 2.15. Maksymalne, minimalne i średnie wyniki siły stycznej dla BFA i SiC w warunkach suchych i mokrych (oprac. własne wg [210])

Siła styczna	BFA mokre	SiC mokre	BFA suche	SiC suche
F_{Tmax} , N	$14,45 \pm 0,2$	$11,2 \pm 0,8$	$10,1 \pm 0,2$	$11,58 \pm 0,8$
F_{Tmin} , N	$1,65 \pm 0,2$	$1,32 \pm 0,8$	$2,1 \pm 0,2$	$2,68 \pm 0,8$
F_{Tavg} , N	$5,5 \pm 0,2$	$5,6 \pm 0,8$	$4,8 \pm 0,2$	$6,4 \pm 0,8$



Rysunek 2.48. Wykresy przebiegu zmian wartości siły F_T w zależności od siły nacisku F_N oraz granulacji ziaren b , w warunkach suchych: A – BFA, B – SiC i mokrych: C – BFA, D – SiC (oprac. własne wg [210])

Ze względu na to, że urządzenie musi podążać za strukturą powierzchni i reagować na zjawiska zachodzące podczas obróbki, rzeczywista siła nacisku F_{NR} może nieznacznie różnić się od zadanej F_N nawet 0,3 N, a w warunkach suchych 0,5 N. Średnia wartość F_T w przypadku użycia ziarna BFA wyniosła $0,75 \pm 0,1$ N, a w przypadku SiC: $1,5 \pm 0,1$ N. Niezgodność między tymi wielkościami jest znacząca i najprawdopodobniej wynika z różnicy w geometrii ziaren tworzących narzędzie ściernie. Obserwowana w trakcie eksperymentów praca narzędzia BFA była stabilna, a odchylenie standardowe wartości odnotowywanych przebiegów sił F_T wyniosło 0,2 N, natomiast odchylenie SiC – 0,8 N.

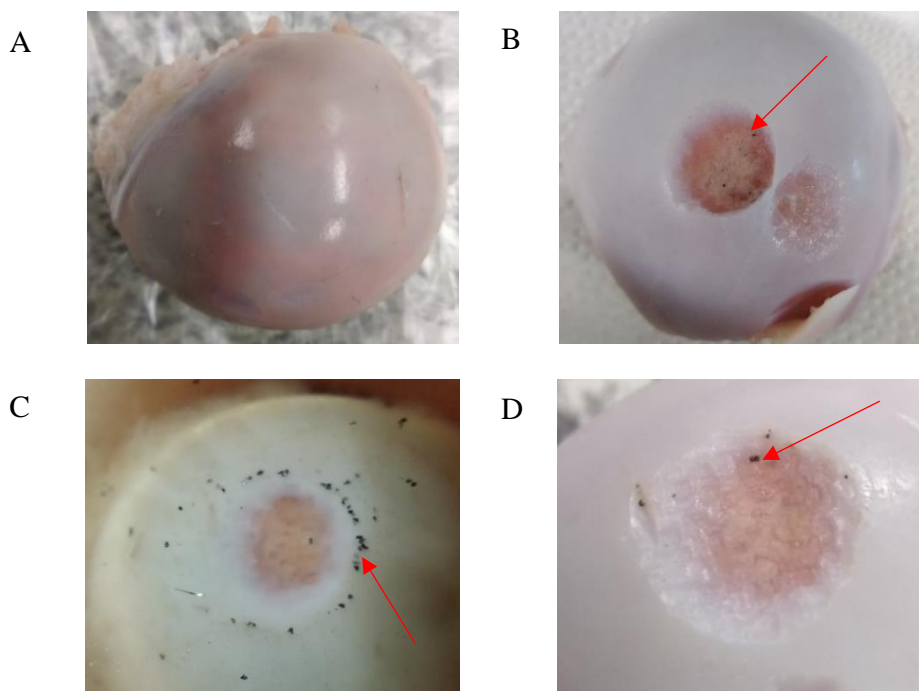
Na podstawie uzyskanych danych można było wyróżnić informacje dotyczące procesu zagłębiania narzędzia w tkance chrzęstnej i kostnej. Analiza penetracji wskazała, że największą głębokość uzyskano przy użyciu narzędzi ściernych o uziarnieniu F80 i obciążeniu $F_N = 5$ i 10 N (tab. 2.16). W przypadku narzędzia BFA otrzymane wyniki były bardziej czytelne, co świadczy o prawidłowości procesu i większej trwałości ostrzy, bowiem wraz ze wzrostem siły F_N i wielkości ziaren, siła F_T zwiększała się bez wahań i zakłóceń.

Tabela 2.16. Średnia i maksymalna głębokość penetracji narzędzi BFA80 i SiC80 (oprac. własne wg [210])

Narzędzie	F_N (N)			
	5	10	15	20
Średnia głębokość penetracji, z_{avg} (mm)				
BFA80 wet	0,85	0,93	0,85	0,72
SiC80 wet	0,50	0,61	0,59	0,34
Maksymalna głębokość penetracji, z_{max} (mm)				
BFA80 wet	1,43	1,6	1,68	1,4
SiC80 wet	0,79	1,02	1,19	0,42

W tabeli 2.16 przedstawiono średnie wartości głębokości skrawania dla kolejnych obciążeń F_N . Wyniki te wskazują, że wraz ze wzrostem siły spada poziom obróbki. Najlepsze rezultaty w procesie zagłębiania uzyskano dla narzędzia BFA o granulacji F80 i sile normalnej o wartości 10 N. Skuteczność penetracji była zależna od typu narzędzia (BFA/ SiC) i rodzaju materiału, a średnia wartość głębokości dla BFA z ziarnem F80 uzyskana podczas 30 minutowej obróbki wyniosła 0,49 mm dla kości i 0,83 mm dla tkanki chrzęstnej.

Analizy zużycia narzędzi obejmowały jednocześnie skrawanie tkanki chrzęstnej i kostnej głowy kości udowej (rys. 2.49). Przyjęto następujące parametry testów: dla narzędzi BFA (5 pomiarów na mokro i 5 na sucho) i SiC (5 pomiarów na mokro i 5 na sucho): ziarno F80, Δx , $\Delta y = 2$ mm, $v_x = 4$ mm/s, $v_y = 2$ mm/s, $F_N = 10$ N i $t = 5000$ s. Zastosowano wewnętrzny system wtrysku wody, a szerszy zakres ruchu Δx i Δy pozwolił na przyspieszenie obróbki.

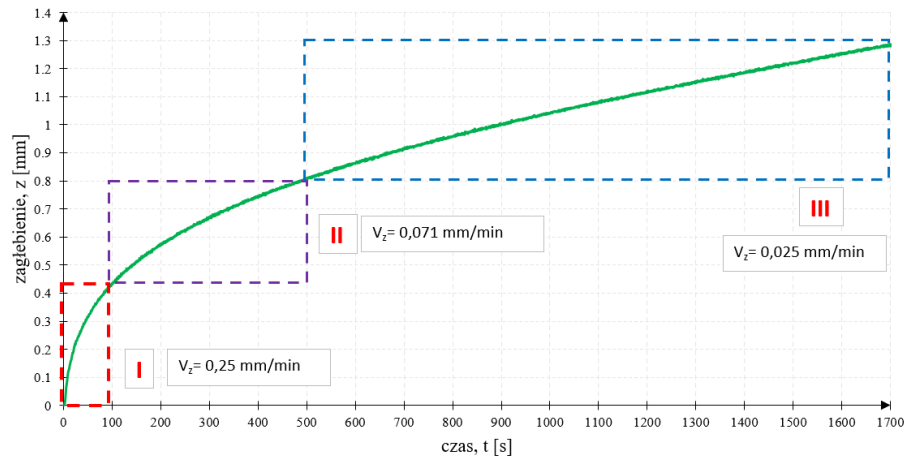


Rysunek 2.49. Głowa kości udowej: A – przed i B, C, D – po zabiegu oraz pozostałości ziaren ściernych w płynie, a także na powierzchni tkanki po zabiegu skrawania narzędziem ściernym (oprac. własne wg [210])

Obróbka tkanki w warunkach suchych wykazała większe zużycie narzędzi. W przypadku SiC o granulacji F80 zauważalne były wyraźne pozostałości ziaren na powierzchni tkanki kostnej oraz pomiędzy włórami (rys. 2.49). W przypadku narzędzia BFA nie zauważono pozostałości ziaren, jedynie nieliczne znaleziono w osadzie z próbki płynu obmywającego tkankę. Powyższe wyniki sugerują, że potencjalnie lepszym rozwiązaniem jest stosowanie ziaren BFA, przy czym istnieje konieczność poprawy adhezji ziarna i spoiwa.

Innym niezwykle istotnym zagadnieniem podjętym podczas badań było scharakteryzowanie procesu zagłębiania narzędzia ściernego w tkance za pomocą analizy wartości ubytku z oraz przyrostu ubytku Δz_t w czasie t .

Rysunek 2.50 oddaje przebieg procesu skrawania głowy kości udowej narzędziem ściernym BFA z ziarnem F80 przy parametrach obróbki: Δx , $\Delta y = 1$ mm, $v_x = 4$ mm/s, $v_y = 2$ mm/s, $F_N = 10$ N.



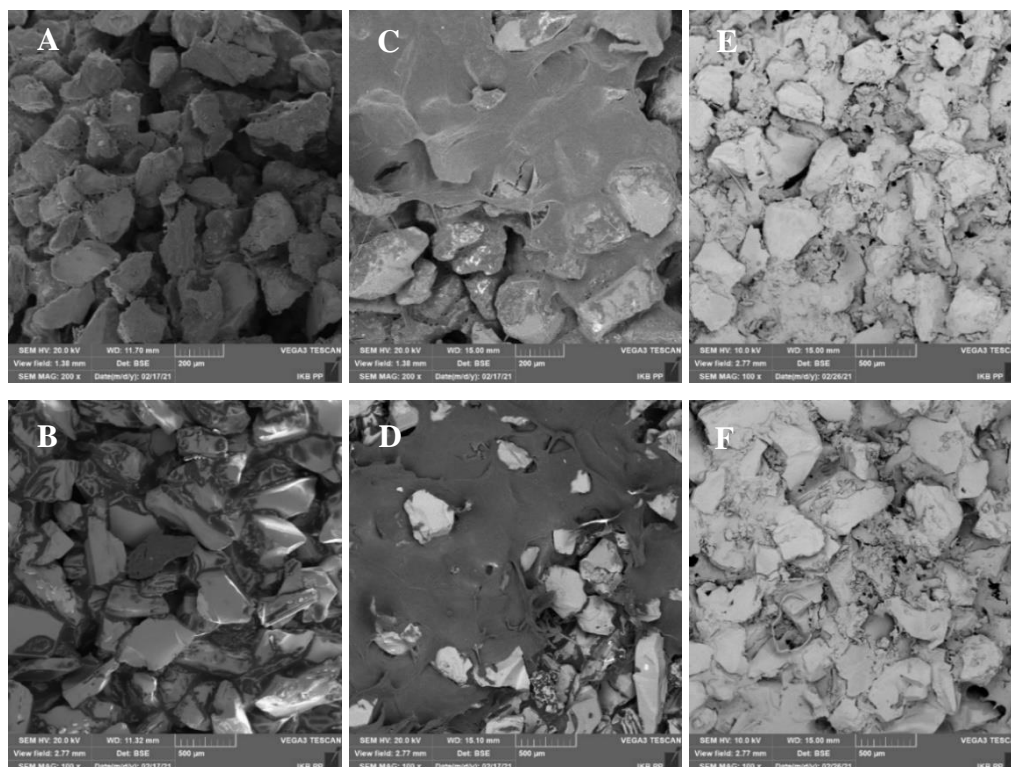
Rysunek 2.50. Wykres zależności głębokości penetracji i prędkości ruchu narzędzia w głąb tkanki podczas skrawania narzędziem ściernym z podziałem procesu na trzy etapy (oprac. własne wg [210])

Analizując otrzymane wyniki badań, wyróżniono trzy etapy pracy narzędzi. Pierwszy (I, czerwony prostokąt, rys. 2.50) trwał 100 s – w tym czasie przyrost głębokości był największy i wynosił $\Delta z = 0,435$ mm. Szybkości penetracji sprzyjała m.in. obecność wody podawanej do przestrzeni roboczej, która w początkowej fazie obmywała przestrzeń skrawania. W pierwszym etapie nastąpił również najbardziej dynamiczny spadek wartości penetracji w czasie Δz_t , co można wytłumaczyć intensywnym usuwaniem materiału, którego część gromadziła się na powierzchni narzędzia, zmniejszając powierzchnię roboczą. Na tym etapie prędkość zagłębiania wynosiła $v_z = 0,25$ mm/min.

Etap drugi (II, fioletowy prostokąt, rys. 2.50) obejmował kolejnych 400 s (t w przedziale 100 – 500 s), podczas których przyrost głębokości wyniósł $\Delta z = 0,372$ mm. Podczas tego etapu zauważalna była stopniowa, nieliniowa stabilizacja, która sprowadziła cały system do prędkości penetracji (v_z) równej 0,071 mm/min, co było już znaczącym spadkiem w odniesieniu do wartości uzyskiwanych na etapie I. Zwiększenie głębokości w czasie Δz_t znacząco zmieniło dynamikę procesu, zmierzając w kierunku stabilizacji.

Kolejna faza (III, niebieski prostokąt, rys. 2.50) obejmowała czas od $t = 500$ s do zakończenia procesu. W tym etapie narzędzie ściernie zagłębiało się, osiągając $\Delta z = 0,478$ mm. Przyrost głębokości w czasie Δz_t ustabilizował się i spowodował liniową penetrację narzędzia ściernego z prędkością $v_z = 0,025$ mm/min. Ograniczenia wydajności wynikały przede wszystkim z obecności wiórów, które zmniejszały rzeczywistą powierzchnię czynną narzędzia.

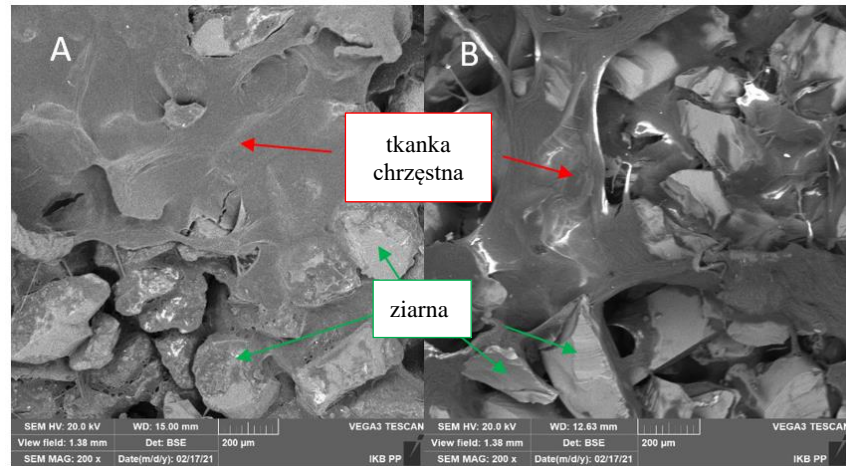
Kolejnym eksperymentem był zabieg skrawania przeprowadzony na próbce głowy kości udowej świni w czasie $t = 60$ min, przy nacisku $F_N = 10$ N, posuwie $\Delta x, \Delta y = 1$ mm i prędkościach $v_y = 4$ mm/s i $v_x = 2$ mm/s, którego rezultaty przedstawiono na rysunku 2.51. Fotografie mikroskopowe (SEM) czoła narzędzi BFA i SiC przedstawiają powierzchnie narzędzi ściernych przed obróbką, po obróbce na sucho oraz po obróbce w środowisku wodnym. Zarówno powierzchnia BFA, jak i SiC przed obróbką charakteryzowały się jednorodną strukturą bez żadnych uszkodzeń lub strat w układzie ziarno–spoiwo (rys. 2.51 A i B). Narzędzia pracujące w trybie wewnętrznego wstrzykiwania wody wykazały niewielkie ilości śladów tkanki chrzęstnej i kostnej w rowkach między ziarnami (rys. 2.51 E i F). Podczas pracy w suchym środowisku tkanka wyraźnie osadzała się na powierzchni narzędzia ściernego, poprzez adhezję mechaniczną, tworząc barierę uniemożliwiającą dalsze działanie narzędzia (rys. 2.51 C i D). W procesie z użyciem wody narzędzie ściernie penetrowało znacznie lepiej, a w przypadku pracy na sucho tkanka oklejała powierzchnię ziaren, w tym szczególnie przestrzeń pomiędzy nimi.



Rysunek 2.51. Powierzchnie narzędzi ściernych (odpowiednio BFA i SiC): A, B – przed obróbką, C, D – po obróbce na sucho i E, F – po obróbce z udziałem wody (oprac. własne wg [210])

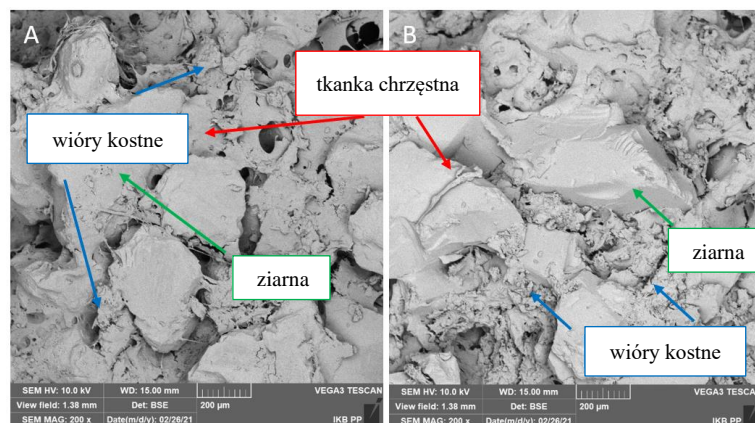
Analiza tworzenia się wiórów obejmowała wyniki 96 testów próbek użytych podczas całego procesu badawczego. Do oceny wiórów zastosowano mikroskop optyczny oraz obrazowanie SEM. W suchych warunkach, dla wszystkich rozmiarów ziaren i obu materiałów ziaren, tkanka chrzęstna osadzała się na powierzchni narzędzia ściernego, bez wyraźnego oddzielenia materiału. Wióry nie przybierały charakterystycznych kształtów, tworząc substancję przypominającą śluz (rys. 2.52). Zjawisko to zmniejszyło wydajność obróbki, uniemożliwiając narzędziu dotarcie do przestrzeni tkanki kostnej.

W przypadku obróbki w warunkach mokrych dochodziło do wyraźnego oddzielenia fragmentów tkanki od powierzchni, a powstałe kawałki w postaci wiórów o ciągłym, gładkim kształcie przez długi czas pozostawały w przestrzeni między powierzchnią obrabianą a narzędziem ściernym, podlegając ciągłemu zgniataniu i dopiero na końcu sływały z wodą do pojemnika osadczego. W porównaniu z pracą w warunkach suchych wióry nie zalegały na powierzchni ziaren, a wyłącznie w szczelinach pomiędzy nimi (rys. 2.53).



Rysunek 2.52. Efekty obróbki tkanki chrzęstnej narzędziem w suchych warunkach: A – BFA, B – SiC (oprac. własne wg [210])

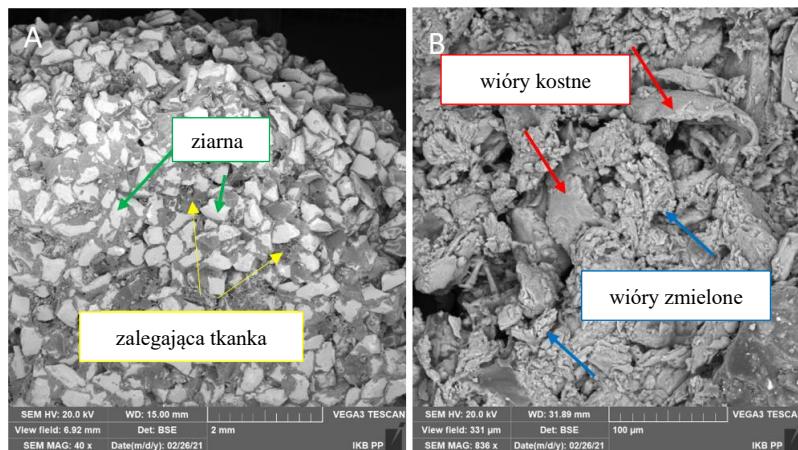
Powstające wióry tkanki kostnej zbitej przyjmowały kształty drobnych granulek lub nitki o chropowatej powierzchni, które charakteryzowały się niewielką plastycznością (rys. 2.54B). Ze względu na cykliczny ruch narzędzia na niewielkim dystansie, materiał odpadowy przed opuszczeniem przestrzeni obróbki podlegał wielokrotnemu zniekształceniu i fragmentaryzacji, co powodowało tworzenie się mazi o znacznej lepkości (ze względu na obecność kolagenu).



Rysunek. 2.53. Efekty obróbki tkanki chrzęstnej i kostnej narzędziem w mokrych warunkach: A – BFA, B – SiC (oprac. własne wg [210])

Proces formowania wiórów podzielono na trzy etapy: kształtowania wióra pierwotnego, fragmentaryzację spowodowaną wielokrotnymi ruchami narzędzia i ostateczne wydostanie się wiórów z przestrzeni roboczej. Bez względu na rozmiar ziaren proces ten powodował powstawanie wiórów o rozmiarach od 50 do 5 μm .

Rysunek 2.54B przedstawia wióry powstałe podczas obróbki tkanki chrzęstnej po wysuszeniu w temperaturze 30°C. Większość materiału uległa fragmentaryzacji, zaś na rysunku 2.54 A zauważalna jest obecność mazi kostnej w przestrzeniach pomiędzy ziarnami.



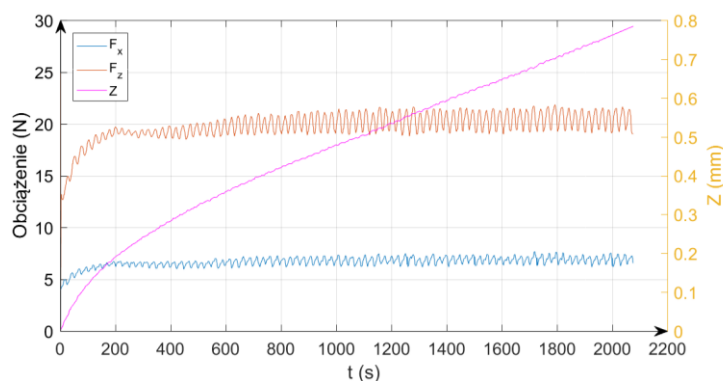
Rysunek 2.54. Powierzchnia ściernicy: A – oraz wióry B – po obróbce (oprac. własne wg [210])

Eksperymentalne badania wstępne wykazały, że zastosowanie obróbki narzędziem o niezdefiniowanej geometrii ostrza umożliwia skrawanie tkanek kostnej oraz okołostawowej. Wyniki badań omówione w niniejszym rozdziale umożliwiły efektywny wybór rozmiaru ziaren ściernych do kolejnych badań, pomogły ulepszyć struktury materiałowe oraz zwiększyć wydajności procesów obróbkowych. Co więcej, pozwoliły na wytypowanie kolejnych istotnych aspektów, które należałoby przeanalizować w kontekście założonych celów pracy.

2.4.4. Obróbka zespołem ziaren ściernych w ujęciu celu uylitarnego

Ocena właściwości narzędzia o korpusie z tworzywa sztucznego i spoiwie żywicznym

Pierwszy etap realizacji zadania obejmował przygotowanie zestawu ściernic, których korpus wykonano metodą druku 3D z tworzywa poliaktydowego (PLA). Na płaską powierzchnię korpusu naniesiono żywicę epoksydową, na którą naniesiono dwa rodzaje ziaren: SiC oraz BFA o średniej granulacji $390\ \mu\text{m}$. Całość wygrzano w piecu w temperaturze 60°C przez 60 minut. Po tym zabiegu na powierzchnię ziaren nałożono ciekłą warstwę żywicy epoksydowej o małej lepkości i ponownie wygrzano w piecu (60°C , 60 minut). Szczególną uwagę zwrócono na zachowanie drożności otworów przelotowych w korpusie, zapewniających przepływ wody.



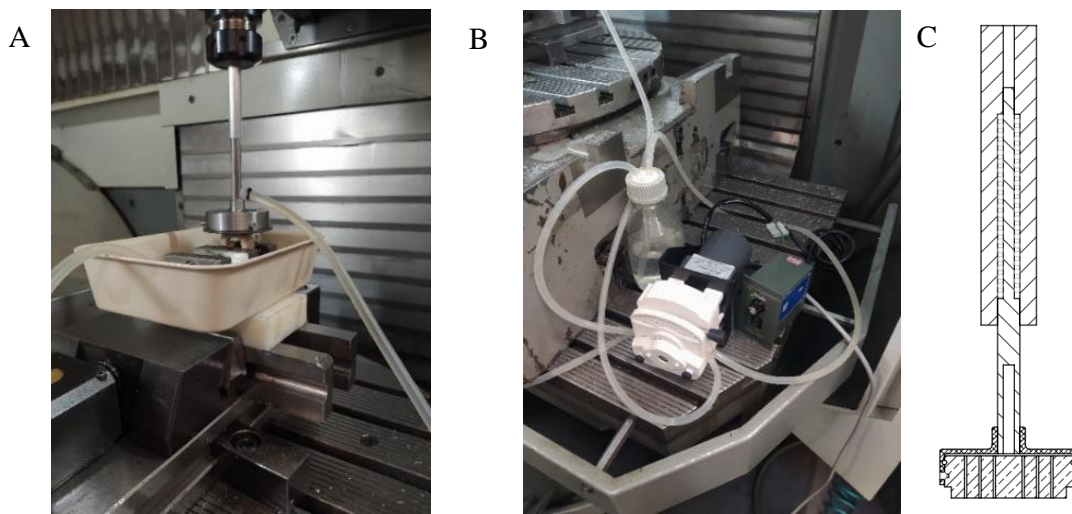
Rysunek 2.55. Siły F_x i F_z podczas skrawania narzędziem ściernym o czołowej powierzchni płaskiej z naniesionymi ziarnami elektrokorundu oraz wartość zagłębienia w osi Z (oprac. własne)

Badania eksperymetalne przeprowadzono za pomocą Tribotestera UMT Bruker z sztywnym montażem narzędzia ściernego oraz centrum obróbkowym DMU – w tym przypadku do montażu

użyto sprężyny w tulejce, która zapewniała stały nacisk ściernicy na obrabiany materiał. Głowicę narzędziową unieruchomiono i wycelowano w korpusie za pomocą trzech śrub.

Głównym celem pomiaru urządzeniem Bruker UMT było określenie sił skrawania oraz potencjalnej wartości zagłębienia się w tkance przygotowanych ściernic. Narzędzie wykonywało ruchy posuwisto–zwrotne o częstotliwości 1,4 Hz na dystansie 3 mm w kierunku osi x i y . Przyjęto stałe obciążenie o wartości 20 N, przy czym obróbka wykazała stabilizację F_x na poziomie 7 N (rys. 2.55). Przyrost głębokości skrawania osiągnął postać liniową po około 400 s pracy, czyli po 560 cyklach, wówczas przyrost liniowy zagłębienia w wyniósł $0,00-37t$ (gdzie t – czas obróbki wyrażony w sekundach).

Podczas badań z zastosowaniem centrum obróbczego DMU (rys. 2.56) zastosowano nacisk 20 N w dwóch grupach: z prędkością posuwu wynoszącą 2300 mm/min i 4000 mm/min. Dla pierwszej grupy promień okręgu, po którym poruszał się punkt środkowy głowicy wynosił 1 mm, dla drugiej 4 mm.



Rysunek 2.56. Urządzenie DMU podczas badań procesu obróbki ścierniej: A – narzędzie ściernie z adapterem do-iskającym, B – pompa perystaltyczna sterownik i pojemnik z płynem oraz C – przekrój poprzeczny przez model konstrukcyjny zespołu narzędzia (oprac. własne)

Celem badań była ocena zużycia ściernicy, czyli stwierdzenie występowania wykruszeń, wylamań i uszkodzeń powierzchni. Przeprowadzono pomiar masy głowicy i kości przed oraz po zabiegu, oceniono także poziom skrawania wizualnie i mikroskopowo (rys. 2.57).



Rysunek 2.57. Powierzchnia głowy kości udowej (z pozostałościami ziaren ściernych) oraz trzonu kości udowej po obróbce ścierniej (oprac. własne)

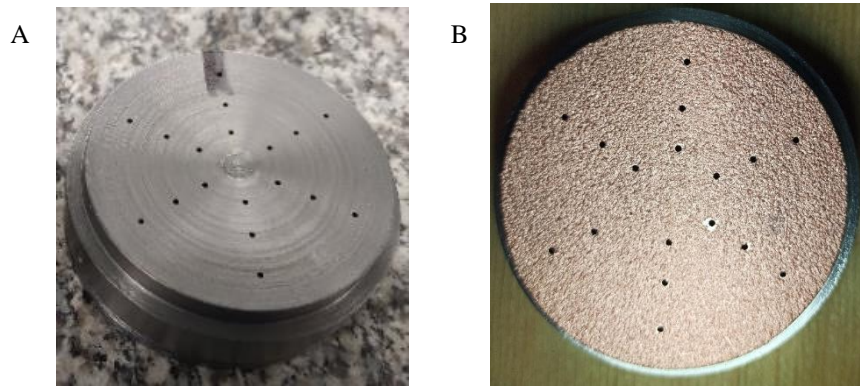
Wyniki badań wskazały na konieczność poprawy połączenia ścierniwa z korpusem, bowiem na powierzchniach głów kości, w przeciwieństwie do tkanki kostnej zbitej, zaobserwowano ziarna wgniecione w tkankę kostną gąbczastą. Ze względu na dużą porowatość tkanki beleczkowej ziarna poddawane są zmiennym obciążeniom, w wyniku których dochodzi do ich wykruszeń. Na powierzchni ściernicy zauważono wyłamania ziaren przy krawędziach zewnętrznych oraz wokół otworów wylotowych wody, co świadczyło o małej wytrzymałości mechanicznej połączenia ścierniwa i spoiwa w tych regionach. Choć prawda na powierzchni ściernicy nie odnotowano fragmentów tkanki w dużej ilości, to jednak ze względu na wspomniane wyłamania ziaren, zwiększenie wytrzymałości połączenia ziarno–spoiwo–korpus okazało się koniecznością.

Ocena właściwości narzędzia o korpusie ze stali nierdzewnej i spoiwie metalicznym

W rezultacie omówionych wyżej badań przyjęto konieczność zwiększenia trwałości ściernicy zarówno w aspekcie adhezji spoiwa i ziaren, jak i spoiwa oraz materiału korpusu. Głównym celem testów była ocena zastosowanej monowarstwowej ściernicy wykonanej z ziaren regularnego azotku boru (ang. *cubic boron nitride*, cBN) w spoiwie stopu miedzi osadzonych na powierzchni korpusu wykonanego ze stali konstrukcyjnej. Ściernice z regularnego azotku boru, ze względu na dużą twardość i odporność na zużycie, są powszechnie stosowane w przemyśle. Ponadto są materiałem biokompatybilnym i co ważne – charakteryzują się dobrą przewodnością cieplną, a także możliwością stosowania mniejszych rozmiarów ziaren ze względu na ich wydajność – większą niż w konwencjonalnych rozwiązaniach. Ściernice cBN zużywają się głównie przez wykruszanie się całych ziaren ze spoiwa, dlatego ważne jest, aby adhezja ziaren i spoiwa była największa. Istotnym zagadnieniem jest także sposób przygotowania ściernicy do pracy poprzez m.in. usuwanie niezwiązanych ze spoiwem ziaren, a także ich wstępne kondycjonowanie, ponieważ ziarna cBN nie mają zdolności do samoostrzenia [211].

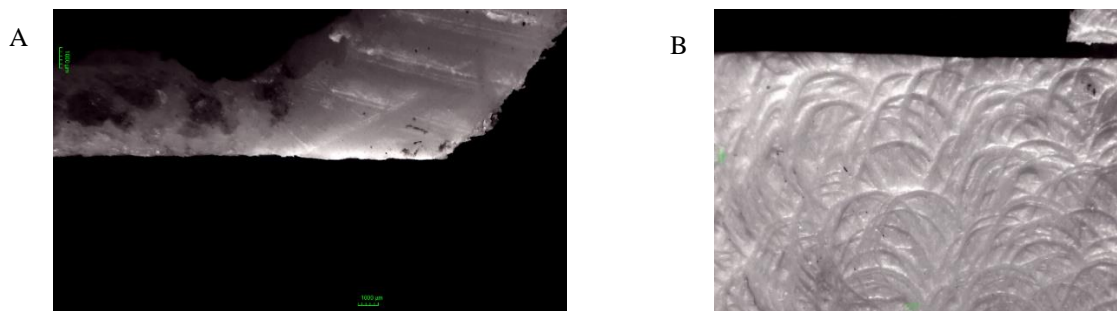
W badaniach zastosowano ziarna cBN dostarczone przez firmę CERATONIA GmbH & Co. KG w dwóch rozmiarach: Cerabon cBN 10 Ti 50/60 (B 301) i Cerabon cBN 10 Ti 70/80 (B 213). Zgodnie z nomenklaturą FEPA (wg PN-85/M59108) podane ziarna mieszczą się w zakresie: B 301 – 300/250 μm oraz B 213 – 212/180 μm . W celu poprawy adhezji spoiwa z ziarnem zastosowano powłokę tytanową (Ti 0,2–2%), która–dodatkowo zwiększyła wydajność i żywotność narzędzi, tj. poprawiła wytrzymałość ściernicy na zginanie. Warto podkreślić, że miedziane spoiwo, znajduje szerokie zastosowanie w obróbce ściernicy i charakteryzuje się dobrymi właściwościami mechanicznymi [212]. Wybór ściernicy monowarstwowej podyktowany był więc bardzo istotnymi względami: po pierwsze czynnikiem–ekonomicznym – potencjalną jednokrotnością użycia ściernicy, a po wtóre korzystnymi właściwościami mechanicznymi [213], m.in. zachowaniem kształtu, zwiększoną wydajnością skrawania [214], odpowiednim wystawianiem ziaren, przestrzenią do magazynowania i odprowadzania wiórów [215,216] oraz zmniejszeniem prac związanych z kondycjonowaniem ściernicy [217].

Korpus ściernicy przygotowano w Instytucie Technologii Mechanicznej Wydziału Inżynierii Mechanicznej Politechniki Poznańskiej, a proces nakładania ścierniwa przeprowadziła firma Listemann Polska Sp. z o.o. metodą lutowania próżniowego (rys. 2.58). Korpus zaprojektowano tak, by był kompatybilny z uchwytem stosowanym w poprzednich badaniach.



Rysunek 2.58. Korpus ściernicy płaskiej ze stali nierdzewnej, z otworami na powierzchni czołowej do transportu wody bezpośrednio w przestrzeń skrawania: A – powierzchnia przed osadzeniem ziaren i B – po (oprac. własne)

Badania prowadzone z zastosowaniem centrum obróbczego DMU wykonano na próbkach tkanki kostnej zbitej pochodzącej z trzonów wołowych kości udowych. Fragmenty trzonów charakteryzują się największą jednorodnością co pozwala zachować stabilność procesów i powtarzalność wyników eksperymentów. Ściernica wykonywała ruch po okręgu o następujących promieniach: 0,5; 1 i 2 mm. Nacisk wzdłuż osi symetrii narzędzia, wywoływany i sterowany (w stadium początkowym ruchu) ugięciem sprężyny, wynosił: 10, 20 i 30 N. Prędkości skrawania – parametr decydujący o wydajności procesu i uzależniony od długości ścieżki ruchu narzędzia, wynosił: 400, 1600, 1900, 2300, 3300 mm/min.



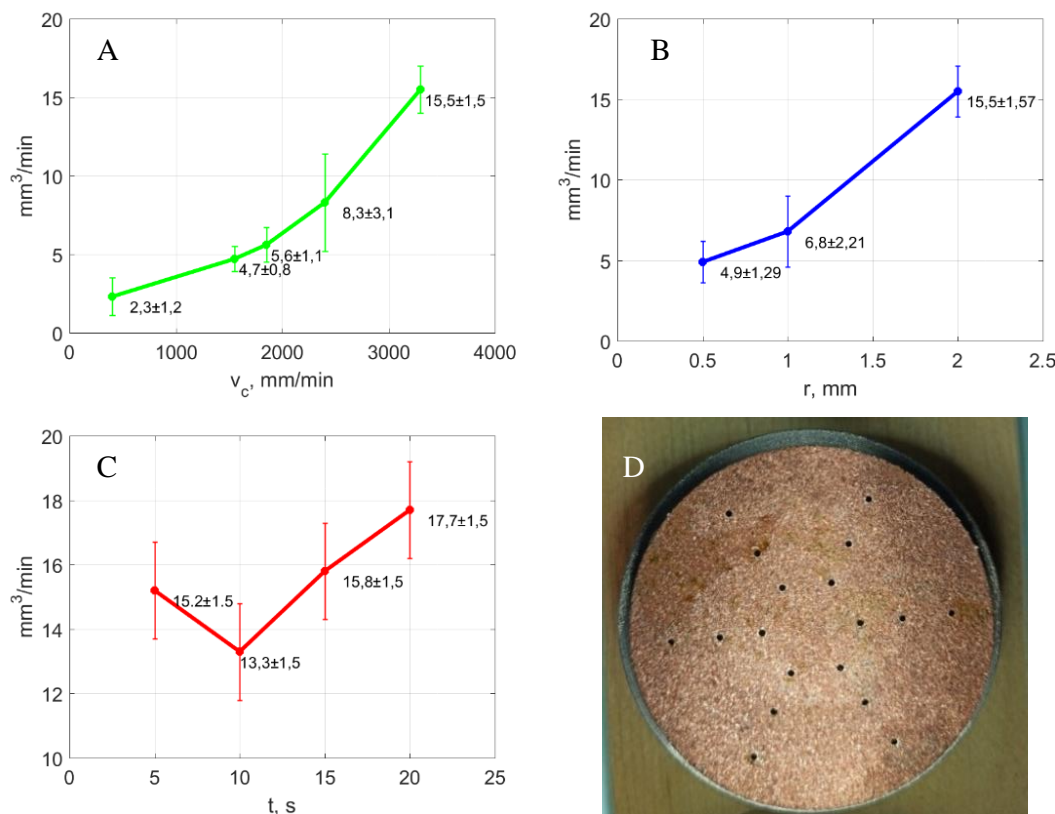
Rysunek 2.59. Powierzchnia trzonu kości po przeprowadzonym badaniu skrawania narzędziem ściernym: A – widok z boku oraz B – widok od góry – z wyraźnymi śladami po ruchach ziaren (oprac. własne)

Podczas testów cały czas używano wody, którą pompowano przez uchwyt, komorę korpusu i otwory w ściernicy. Głównym rezultatem pomiarów było oszacowanie ubytku tkanki kostnej oraz ocena poziomu zużycia ściernicy (rys. 2.59).

Zwiększenie prędkości skrawania oraz zakresu ruchu narzędzia (rys. 2.60 A i B) poprawiało wydajność obróbki, a ponadto ułatwiało usuwanie produktów skrawania i ograniczało zaleganie wiórów w szczelinach pomiędzy ziarnami i na krawędziach tnących. Jednocześnie aplikowanie wody stabilizowało wydajność objętościową ubytkowania tkanki kostnej w czasie (rys. 2.60 C).

Zaproponowany układ, tj.: ścierniwo cBN w osnowie metalicznej osadzone na korpusie stalowym okazał się trafnym wyborem, który zapewnił pozytywne efekty obróbki: nie zaobserwowano wykruszeń ziaren i uszkodzeń spoiwa. Układ dostarczania wody w przestrzeń obróbki przemywał ściernicę, zapobiegając jej zanieczyszczeniu i zaklejaniu przez produkty obróbki (a te które charakteryzują się dużą adhezją ze względu na zawartość kolagenu). Analiza mikroskopowa powierzchni trzonu kości po obróbce wskazuje na równomierny zakres tego procesu, z widocznymi śladami obróbki przez poszczególne ziarna. Pozytywny wpływ zwiększania zakresu obróbki na wydajność skrawania świadczy o tym, że wskazane jest stosowanie

maksymalnych wartości ruchu oscylacyjnego. Należy jednak zwrócić uwagę na ograniczenie maksymalnej prędkości skrawania ze względu na potencjalne występowanie nekrozy termicznej.



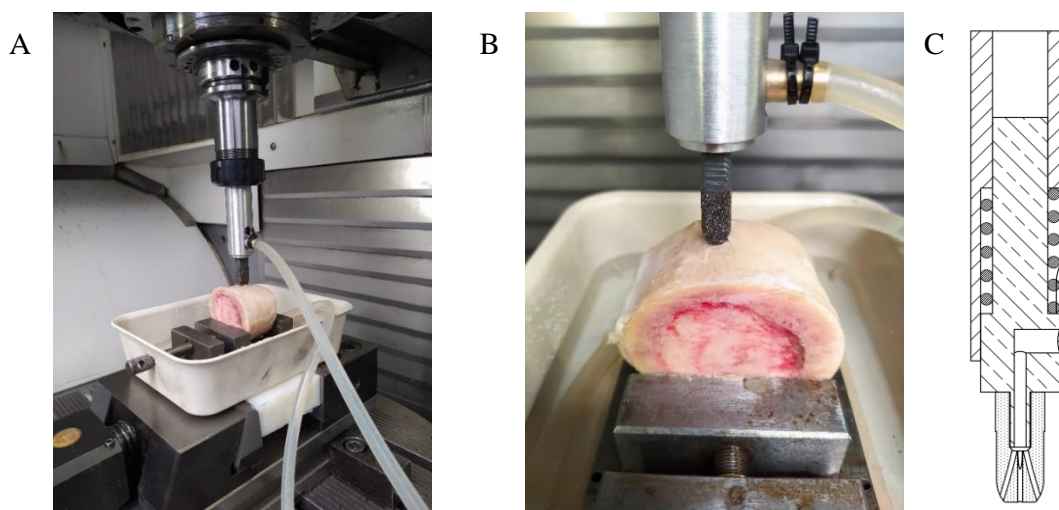
Rysunek 2.60. Wykresy zależności między: A – prędkością skrawania, B – promieniem ruchu narzędzia, C – czasem obróbki parametrów, a wartościami ubytkowania tkanki kostnej w czasie (mm^3/min); D – widok ściernicy po zabiegu (oprac. własne)

W trakcie badań zaobserwowano, że spoiwo ze stopu miedzi ulega pasywacji podczas kontaktu z rozpuszczonymi w wodzie fragmentami tkanki. Na powierzchni ściernicy pojawiły się liczne przebarwienia świadczące o występowaniu reakcji chemicznych tworzących tlenki, które mogą przedostawać się do płynów ustrojowych.

Ocena procesu skrawania narzędziem ściernym w kształcie klina i wałka

Wnioski z opisanych wyżej badań zdecydowały o konieczności ograniczenia i uproszczenia geometrii narzędzi skrawających, a także wprowadzeniu kondycjonowania ściernicy ze względu na brak samoostrzącego charakteru ziaren cBN. W tym celu przygotowano narzędzia w kształcie klina i walca z kanałami wewnętrznymi zapewniającymi przepływ wody. Na podstawie analizy wykonanych uprzednio testów, zdecydowano o zastosowaniu ziaren cBN i spoiwa bazującego na żywicy epoksydowej.

Badania prototypowych ściernic kształtowych przeprowadzono z zastosowaniem obrabiarki DMU (służącej do pozycjonowania i wyznaczania parametrów oscylacyjnego ruchu narzędzia) oraz pompy perystaltycznej zapewniającej przepływ wody w przestrzeni skrawania. Celem testów było określenie wytrzymałości ściernicy, czyli oceny jej podatności na wykruszenia oraz złamania ziaren ściernych, oraz ocena możliwości zastosowania żywicy epoksydowej jako spoiwa łączącego i osadzającego ziarna cBN (rys. 2.61).



Rysunek 2.61. Prototypowa kształtowa głowica ścierna (klin) w uchwycie narzędziowym w czasie pracy: A – widok ogólny i B – zbliżenie na strefę kontaktu narzędzia z tkanką kostną zbitą oraz C – przekrój poprzeczny przez model konstrukcyjny zespołu narzędzia (oprac. własne)

Tabela 2.17. Wyniki testów zużycia ściernicy kształtowej (oprac. własne)

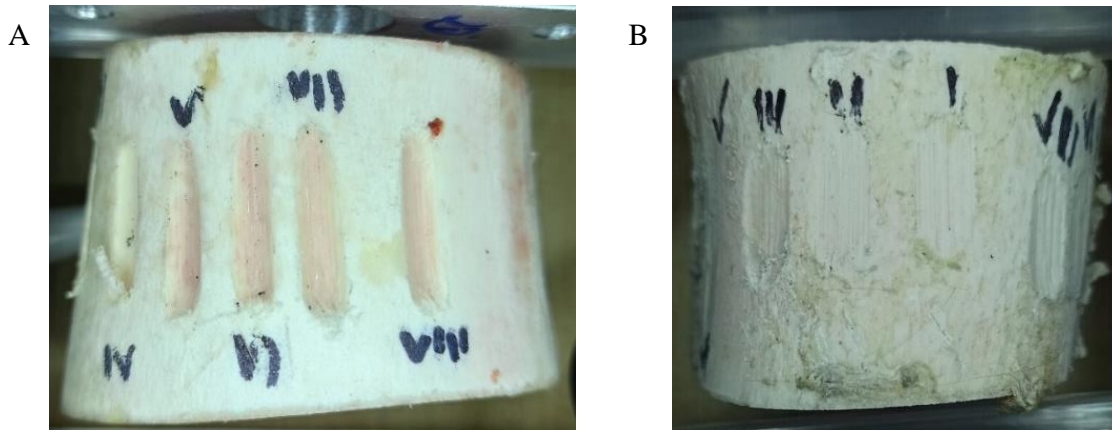
Egz. ściernicy	Masa przed	Masa po	Różnica mas g	Uwagi dot. stanu ścierniwa
Ściernica w kształcie klina				
1	2,325	2,397	0,072	brak ubytków
2	2,616	2,483	-0,133	widoczny ubytek, pozostałości ziaren w płynie
3	2,417	2,425	0,008	brak ubytków
4	2,41	2,535	0,125	brak ubytków
5	2,396	2,39	-0,006	widoczny ubytek, pozostałości ziaren w płynie
6	2,575	2,712	0,137	brak ubytków
7	2,498	2,524	0,026	brak ubytków
8	2,411	2,604	0,193	brak ubytków
Ściernica w kształcie walca				
1	1,212	1,248	0,036	brak ubytków
2	1,261	1,348	0,087	brak ubytków
3	1,312	1,327	0,015	brak ubytków
4	1,21	1,344	0,134	brak ubytków
5	1,315	1,476	0,161	uszkodzenie głowicy, przerwanie
6	1,257	1,404	0,147	brak ubytków
7	1,26	1,365	0,105	uszkodzenie głowicy, przerwanie
8	1,257	1,331	0,074	brak ubytków, zatkanie otworu wylotowego tkanką

Testom poddano po osiem głowic w kształcie klina oraz walca. Badania prowadzono w następującej kolejności zabiegów: oczyszczenie głowicy sprężonym powietrzem, ważenie, montaż w uchwycie, pozycjonowanie głowicy względem kości ($z = 0$), dociśnięcie z siłą 20 N, uruchomienie przepływu wody, wykonanie 1000 cykli ruchu posuwisto-zwrotnego o oscylacji 10 mm, zakończenie procesu skrawania, usunięcie głowicy z uchwytu, oczyszczenie jej sprężonym powietrzem, wysuszenie, zważenie oraz ocena optyczna.

Szczegółowe wyniki pomiarów zebrano w tabeli 2.17, przy czym należy zauważyć, że najdokładniejszym źródłem informacji o uszkodzeniu ściernicy była ocena optyczna powierzchni

ścierniej i tkanki. Ze względu na niewielką wagę pojedynczych ziaren ściernych analiza wagowa nie dostarczała informacji o rzeczywistych ubytkach ziaren. Ocenę tę utrudniał dodatkowo fakt, że większość ściernic zwiększała swoją masę ze względu na obecność niewielkich fragmentów tkanki kostnej pozostającej po obróbce. Ponadto w przypadku ściernic o kształcie walca dwukrotnie doszło do uszkodzenia trzonu głowicy w wyniku błędów konstrukcyjnych korpusu, a w przypadku ściernicy klinowej dwukrotnie zauważono wyłamanie ziaren.

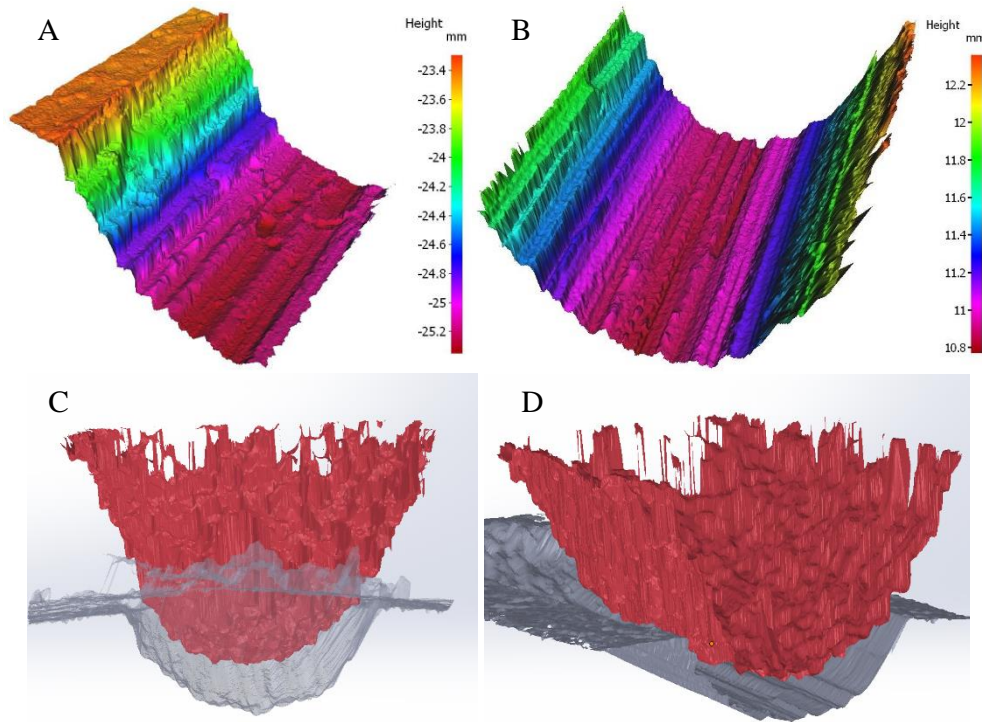
W przypadku obu typów narzędzi ściernych powierzchnia tkanki kostnej zbitej nosiła wyraźne ślady ubytkowania, a najlepszą penetrację tkanki zapewnił kształt klina (rys. 2.62).



Rysunek 2.62. Powierzchnia fragmentów trzonów kości udowych poddana obróbce ścierniej z zastosowaniem narzędzi o kształcie: A – klina i B – walca (oprac. własne)

Analiza topografii obrobionej powierzchni tkanki kostnej wykazała wyraźne ślady pojedynczych ziaren ściernych wchodzących w skład ściernicy (rys. 2.63 A i B). Na podstawie zagłębień powstałych na skutek skrawania ściernego oszacowano poziom wydajności obróbki na $0,31 \text{ mm}^3/\text{Hz}$, co w zależności od zastosowanej częstotliwości ruchu (np. 30 Hz) umożliwiłoby ubytkowanie około 336 mm^3 tkanki kostnej zbitej na minutę. Przy takim poziomie wydajności obróbka fragmentu tkanki kostnej zbitej w kształcie walca o średnicy i głębokości 10 mm zajęłoby około 3 minut. Powyższe wartości są jedynie potencjalne, bowiem na wydajność wpływa wiele zjawisk towarzyszących, które omówiono w podsumowaniu rozdziału.

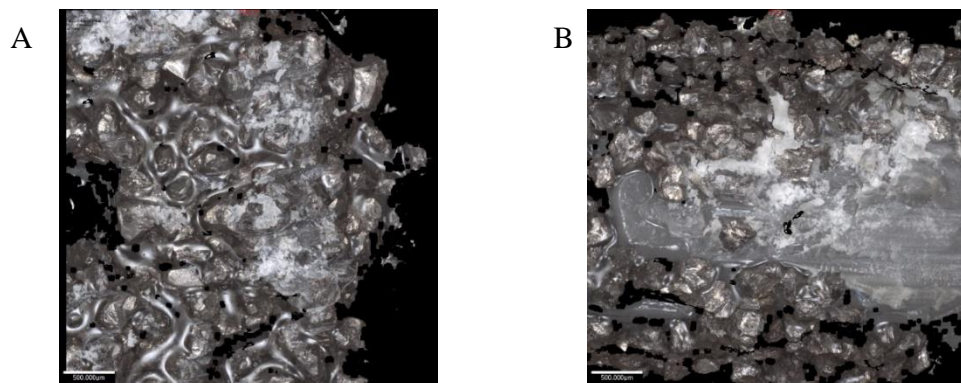
Poziom odwzorowywanie kształtu narzędzia ściernego świadczył o osiągnięciu zakładanych rezultatów, o czym najlepiej świadczą zestawienia skanów powierzchni czoła ściernicy i nacięcia w ubytkowanej tkance (rys. 2.63 C, D). W przypadku jednorazowych, monowarstwowych ściernic w procesie skrawania dominują pojedyncze ziarna ściernie – fakt ten potwierdzają równomierne bruzdy ułożone wzdłuż zagłębienia. Kształt nacięcia jest trwały, pomimo podatności tkanki kostnej zbitej na odkształcenia sprężyste (co wykazały testy skrawania pojedynczym ziarnem ściernym). Efekt ten wynika z wielokrotności przejść ziaren tą samą ścieżką z ustalonym naciskiem – co powoduje utrwalenie kształtu.



Rysunek 2.63. Ściernica klinowa nr 8 (tab. 2.17): A – grań ściernicy, B– fragment zagłębienia; zestawienie powierzchni czołowej ściernicy (kolor czerwony) z fragmentem ubytkowanej tkanki (szary): C – widok od boku, D – przekrój przez obie powierzchnie (oprac. własne)

Analiza powierzchni narzędzi po obróbce potwierdziła obecność tkanki kostnej w szczelinach pomiędzy ziarnami. Ponadto w przypadku ściernicy w kształcie klina widoczne były wylamania ziaren z powierzchni korpusu (rys. 2.63) – początek uszkodzeń zauważalny był w obrębie otworów wylotowych wody, co może świadczyć o potencjalnej dekohezji spoiwa w tych okolicach i podatności na uszkodzenia. Choć nie zaobserwowano wykruszonych, złamanych bądź uszkodzonych ziaren, to uznano za wskazane dalsze zwiększanie poziomu adhezji układu korpus–spoiwo–ziarno.

W tym celu zastosowano ziarna cBN z naniesioną powłoką tytanową, co okazało się trafnym zabiegiem technologicznym – w porównaniu do ziaren z elektrokorundu oraz węgliku krzemu adhezja była znacznie lepsza. Dobrym rozwiązaniem okazało się także zastosowanie przepływu wody, w ten sposób znacząco zmniejszyła się ilość materiału kostnego zalegającego w szczelinach pomiędzy ziarnami.



Rysunek 2.64. Powierzchnie ściernic o kształcie: A – walca i B – stożka po obróbce, z widocznymi pozostałościami materiału kostnego oraz ubytkiem ziaren (oprac. własne)

2.4.5. Podsumowanie badań i testów eksperymentalnych

Badania procesu skrawania zespołem ziaren ściernych o niezdefiniowanej geometrii ostrzy skrawających pozwoliły na sformułowanie wniosków, które jednocześnie stały się punktem wyjścia do prac nad konstrukcją urządzenia do obróbki powierzchni wyrostków kostnych:

- zarówno zastosowanie spoiwa metalicznego, jak i żywicy epoksydowej, gwarantuje porównywalną stabilność połączenia elementów układu ziarno–spoiwo–korpus,
- w przypadku żywicy epoksydowej konieczne jest kondycjonowanie ściernicy ze względu na proces zaklejania się krawędzi skrawających ziaren, który negatywnie wpływa na wydajność obróbki,
- spoiwo ziaren musi być odporne na warunki środowiskowe (np. obecność płynów ustrojowych) oraz obciążenia mechaniczne związane ze skrawaniem materiału potencjalnie kruchego i zmieniającego swoje właściwości mechaniczne podczas skrawania,
- do obróbki tkanek kostnej i okołostawowej można stosować ściernice o ziarnach z cBN i spoiwie z żywicy epoksydowej, ponieważ spełniają warunek biokompatybilności, czyli nie wywołują odczynów alergicznych i nie są kancerogenne,
- ziarna skrawające nie mogą się wykruszać i wyłamywać, dlatego wskazane jest zastosowanie monowarstwowej ściernicy z ziarnami niezdolnymi do samoostrzenia się, która będzie podlegać wcześniejszemu kondycjonowaniu,
- należałoby zwiększyć rozmiary ziaren w celu poprawy szybkości penetracji tkanki, a tym samym zakresu ruchu narzędzia (tj. drogi pokonywanej przez pojedyncze ziarno w trakcie skrawania), co ostatecznie może pozytywnie wpłynąć na wydajność obróbki,
- konieczne jest zapewnienie stałego przepływu wody w przestrzeni ubytkowania tkanki, w celu usuwania produktów skrawania i zmniejszania temperatury procesu,
- ze względu na niewielką wydajność skrawania pojedynczym ziarnem, wskazane jest stosowanie jak największej częstotliwości ruchów narzędzia,
- należy zadbać o stałą siłę nacisku, ponieważ ma ona znaczący wpływ na wydajność obróbki (z zastrzeżeniem, że w przypadku zabiegów wykonywanych przez chirurga, warunek ten nie jest możliwy do spełnienia),
- narzędzia ścierne odwzorowują swój kształt w strukturze kostnej, dlatego można odwzorowywać w tkance kształt narzędzia za pomocą odpowiedniego rozlokowania ziaren na ściernicy,
- dominacja w obróbce pojedynczych ziaren sugeruje możliwość zmniejszenia ich liczby na powierzchni ściernicy.

2.5. Ocena warunków termodynamicznych procesu obróbki tkanki kostnej

2.5.1. Wprowadzenie

Ocena zjawisk termodynamicznych zachodzących podczas obróbki tkanki kostnej jest istotnym czynnikiem warunkującym m.in. wartość prędkości skrawania, która z jednej strony bezpośrednio wpływa na poziom wydajności procesu, a z drugiej jest ograniczona przez zjawisko martwicy termicznej wywołanej podwyższoną temperaturą. W celu minimalizacji zagrożenia obumierania tkanki na skutek niewłaściwego procesu obróbki przeprowadzono następujące badania:

- wyznaczono współczynniki przewodności cieplnej i dyfuzyjności cieplnej tkanki kostnej zbitej metodą porównawczą ze względu na brak jednoznacznych doniesień literaturowych dotyczących ich wartości,

- oceniono mechanizm emisji energii cieplnej w trakcie skrawania za pomocą punktowych czujników temperatury oraz kamer termowizyjnych,
- przeprowadzono badania symulacyjne na modelu izotropowym tkanki kostnej zbitej w celu określenia granicznej prędkości skrawania.

2.5.2. Współczynnik przewodności cieplnej tkanki kostnej zbitej wyznaczony metodą porównawczą

Metody wyznaczania współczynnika przewodzenia ciepła można podzielić na stacjonarne i nieustalone [218], a na wybór jednej z nich istotny wpływ ma wielkość próbki [219] – w przypadku tkanki kostnej średnica pobranych fragmentów wynosiła 5–10 mm, dlatego zdecydowano się na metodę porównawczą, która polega na wyznaczeniu wartości współczynnika przewodności cieplnej przez porównanie przewodności badanej próbki z próbką referencyjną. Podstawowym założeniem badania jest brak strat ciepła oraz doskonała przewodność cieplna próbek. Na tej podstawie można założyć, że przesyłana energia Q_{bone} i Q_{ref} jest taka sama, zatem wartość energii przekazywanej przez próbkę opisuje równanie [220]:

$$Q_{bone} = Q_{ref} = k \frac{A}{l_0} \quad (2.25)$$

Badania eksperymentalne polegały na pomiarze zmiany temperatury mierzonej na końcach próbek Q_{ref} i Q_{bone} o tym samym kształcie i wielkości, z liniowym przepływem energii i materiale. Uzyskane wyniki podstawiono do wzoru na przewodność cieplną badanej próbki [221]:

$$K_{sample} = K_{ref} \frac{\Delta T_{ref}}{\Delta T_{sample}}. \quad (2.26)$$

Następnie wyznaczono wartości współczynnika wyrównywania temperatury, czyli dyfuzyjności cieplnej, za pomocą wzoru [108]:

$$\alpha = \frac{K}{c_p \rho}, \quad (2.27)$$

gdzie:

α – dyfuzyjność cieplna ($m^2 \cdot s^{-1}$),

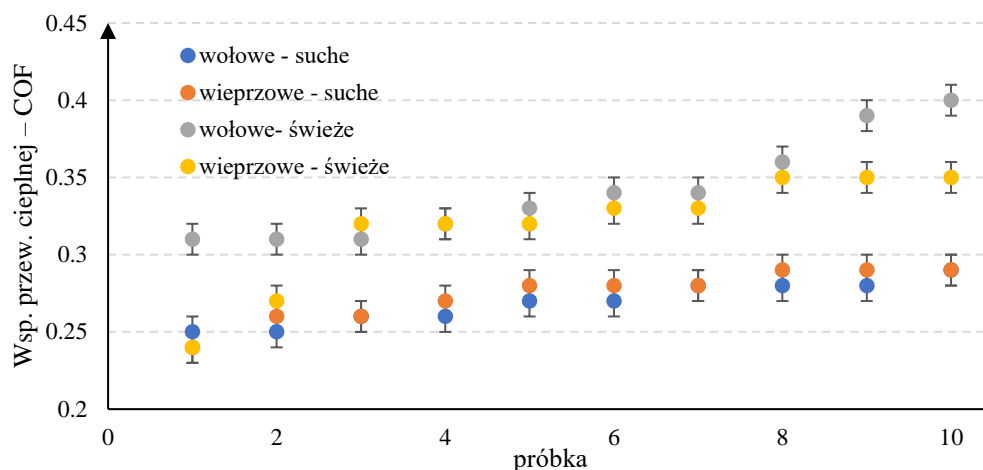
K – współczynnik przewodzenia ciepła materiału ($W \cdot mK^{-1}$),

C_p – ciepło właściwe ($J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}$),

ρ – gęstość materiału ($kg \cdot m^{-3}$).

Współczynnik α określa podatność materiału na wyrównywanie temperatury podczas nagrzewania lub chłodzenia w określonych miejscach. Pomiarom poddano próbki o kształcie cylindrycznym o średnicy i wysokości 6 mm. Jako próbkę referencyjną przyjęto poli(metakrylan metylu) o współczynniku przewodzenia ciepła $0,19 W \cdot mK^{-1}$ [222].

Przygotowano po dwadzieścia próbek tkanki kostnej zbitej i kostnej (łącznie 40) pochodzenia zwierzęcego (wołowych i wieprzowych) z trzonów i nasad bliższych kości udowych (rys. 2.65). Najpierw uzyskano cylindryczny kształt materiału za pomocą otwornicy diamentowej średnicy wewnętrznej 6 mm, a następnie próbki pocięto na 6 mm fragmenty za pomocą piły ręcznej. Badania przeprowadzono na próbkach mokrych (świeżych) i suchych (zamrożonych i rozmrożonych).



Rysunek 2.65. Wyniki badań współczynnika przewodności cieplnej tkanki kostnej zbitej pochodzenia wołowego i wieprzowego – suchych i świeżych (oprac. własne wg [120])

Oba rodzaje próbek miały zbliżone wartości współczynnika przewodności cieplnej, tj. $0,26 \pm 0,01 \text{ W} \cdot (\text{mK})^{-1}$ oraz $0,27 \pm 0,02 \text{ W} \cdot (\text{mK})^{-1}$, chociaż w przypadku próbek świeżych rozbieżność wyników była większa. Ponadto pomiar materiału mokrego, zresztą zgodnie z oczekiwaniami, wykazał wyższe wartości tego parametru (tab. 2.18).

Tabela 2.18. Wyniki pomiarów eksperymentalnych uzyskane w teście równoległym (porównawczym) w stanie ustalonym (oprac. własne wg [120])

Współczynnik	Rodzaje próbek			
	wołowa		wieprzowa	
	sucha	świeża	sucha	świeża
Przewodności cieplnej [$\text{W} \cdot (\text{mK})^{-1}$]	$0,26 \pm 0,01$	$0,34 \pm 0,03$	$0,27 \pm 0,02$	$0,31 \pm 0,03$
Dyfuzyjności cieplnej [$\text{mm}^2 \cdot \text{s}^{-1}$]	$0,10 \pm 0,01$	$0,13 \pm 0,03$	$0,11 \pm 0,02$	$0,12 \pm 0,03$

Na podstawie pomiaru współczynnika przewodności cieplnej wyliczono współczynnik dyfuzyjności cieplnej (tab. 2.18) opisujący przepływ ciepła przez materiał – z uwzględnieniem rozważanych właściwości materiału. Do obliczeń przyjęto następujące wartości: gęstość kości równa $2000 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$ [56] oraz ciepło właściwe korowej kości – $1260 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ [218]. Dyfuzyjność jako miara bezwładności cieplnej wskazuje, że przepływ ciepła przez korową tkankę kostną w zakresie jej objętościowej pojemności cieplnej jest znacznie wolniejszy niż w przypadku innych materiałów. Uzyskany współczynnik dyfuzyjności cieplnej można porównać do poliwęglanu $0,144$, politetrafluoroetyleny $0,124 \text{ mm}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ i wody $0,143 \text{ mm}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ [223] (tab. 2.18). Większe wartości uzyskuje się m.in. dla szkła ($0,34 \text{ mm}^2 \cdot \text{s}^{-1}$) lub cegły ($0,27 - 0,52 \text{ mm}^2 \cdot \text{s}^{-1}$) [224], a mniejsze dla gumy ($0,089$) lub polichlorku winylu ($0,08 \text{ mm}^2 \cdot \text{s}^{-1}$) [218].

Omawiany współczynniki mają istotne znaczenie w modelowaniu obróbki kości i zabiegów ortopedycznych. Na podstawie przeprowadzonych badań sformułowano następujące wnioski:

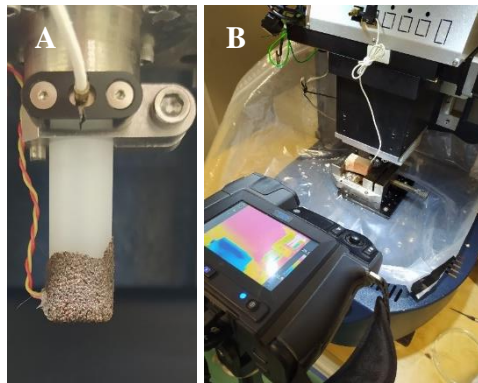
- współczynniki przewodzenia ciepła dla świeżej i suchej korowej tkanki kostnej różnią się, dlatego eksperymenty należy przeprowadzać na tkankach świeżych,
- uzyskana podczas badań eksperymentalnych wartość współczynnika przewodnictwa cieplnego tkanki kostnej zbitej była zbliżona do wyników wykazanych przez innych naukowców (wynosząc, w zależności od metody pomiaru, od $0,2$ do $0,5 \text{ W} \cdot (\text{mK})^{-1}$), co świadczy o poprawności

przyjętej metody badawczej i możliwości zastosowania otrzymanych rezultatów w badaniach symulacyjnych,

- ze względu na małe rozmiary próbek zwrócono szczególną uwagę na odpowiednią izolację i zapewnienie atmosfery o niskiej przewodności cieplnej,
- konieczne jest przeprowadzenie szerszej analizy badawczej na tkankach ludzkich, ponieważ w literaturze przedmiotu brak takich danych.

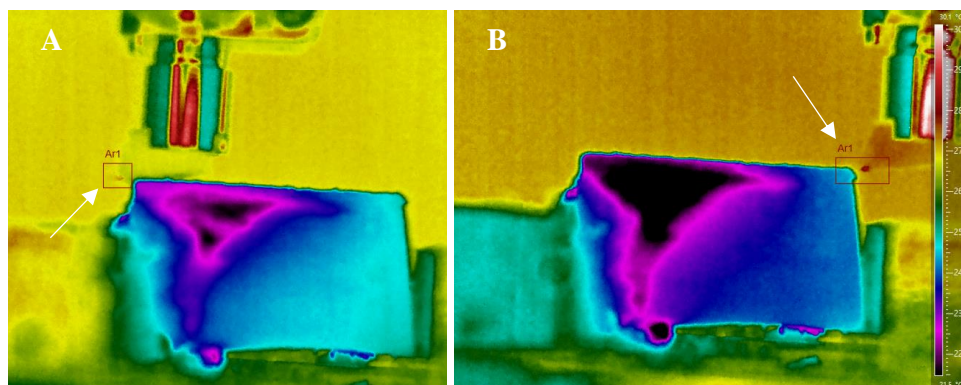
2.5.3. Ocena emisji ciepłej w trakcie skrawania

Podczas wykonywania wszystkich badań eksperymentalnych przeprowadzono pomiary temperatury panującej w przestrzeni kontaktu narzędzia z tkanką za pomocą metod stykowej i termowizyjnej (rys. 2.66). Pomiary stykowe zastosowano w pierwszych próbach badawczych, związanych z obróbką zespołem ziaren ściernych o niezdefiniowanej geometrii. Termoparę typu K, o zakresie pomiarowym od -75°C do 250°C umieszczono wewnątrz narzędzia skrawającego i podłączono do miernika przesyłającego dane bezpośrednio do komputera. Podczas 6 godzinowego cyklu skrawania czujnik temperatury nie wykazał wzrostu temperatury a fakt ten wynikał zapewne z obecności wody, która oczyszczając przestrzeń skrawania, obniżała także temperaturę w obrębie skrawania tkanki.



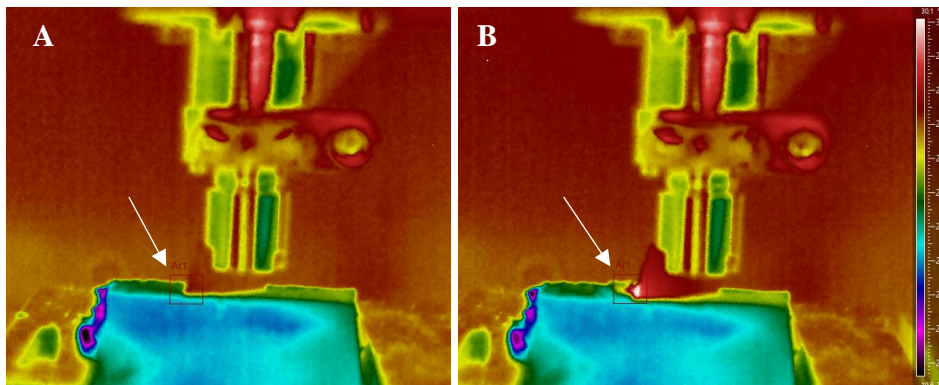
Rysunek 2.66. Pomiar temperatury: A – w trakcie skrawania ściernego metodą stykową termoparą K oraz B – podczas skrawania ortogonalnego metodą termograficzną kamerą FLIR T620 S.C. (oprac. własne)

Druga metoda pomiarowa polegała na użyciu kamer termograficznych – w przypadku eksperymentów skrawania ortogonalnego zastosowano kamerę FLIR T620 S.C., a podczas testów ścierania zespołem ziaren – GTC 400C BOSH L-BOXX (rys. 2.66). Oba urządzenia umożliwiły konfigurację pomiarów i kalibrację danych wejściowych, takich jak poziom emisyjności.



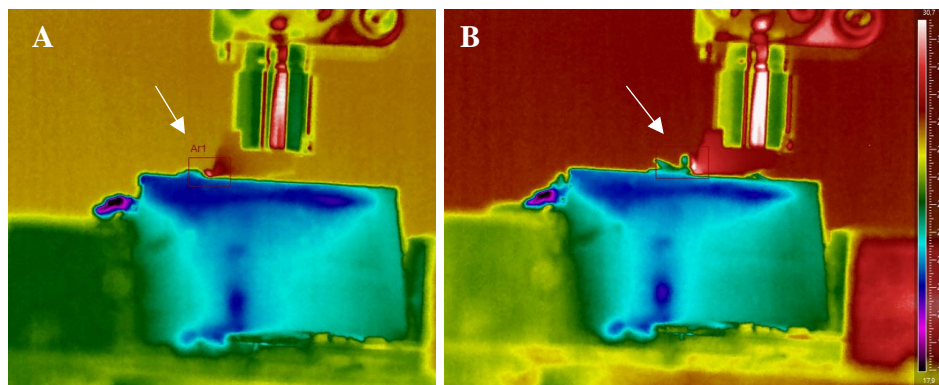
Rysunek 2.67. Widok narzędzia: A – po skrawaniu tkanki kostnej zbitej ($a_p = 25 \mu\text{m}$, $t_{max} = 27,4^{\circ}\text{C}$), B – po wycofaniu do pozycji początkowej na tej samej wysokości w osi Z ($t_{max} = 28,6^{\circ}\text{C}$) (oprac. własne)

Obserwacje zmian temperatury nie wskazywały na potencjalne występowanie zjawiska martwicy termicznej związanego z chwilowymi wzrosty emisji ciepła. Na poziom emisji największy wpływ miała głębokość skrawania a_p przy stałej prędkości wartość $v_c = 0,5$ mm/s. Ponadto obecność wody w procesie obróbki wpływała stabilizująco na poziom temperatury. Istotne są jednak lokalne i chwilowe wzrosty temperatury – pierwsze z nich zauważono podczas skrawania z $a_p < 25 \mu\text{m}$ i były wynikiem zjawiska tarcia powierzchni przyłożenia ostrza o powierzchnię tkanki. Dla wskazanej głębokości proces formowania wiórów nie zachodził jednorodnie, w wyniku elastyczno–plastycznego odkształcania się tkanki. W momencie powrotu narzędzia do pozycji wyjściowej (wycofania się bez zmiany głębokości skrawania), odkształcona tkanka powracająca do pierwotnego kształtu tarła o powierzchnię ostrza, głównie w regionie krawędzi skrawającej od strony powierzchni przyłożenia (rys. 2.67 B). Zjawisko to, zauważalne także podczas skrawania pojedynczym ziarnem ściernym, można uznać za dowód występowania odkształceń elastycznych dla $a_p < 25 \mu\text{m}$.



Rysunek 2.68. Widok narzędzia: A – w trakcie rozpoczynania skrawania ($a_p = 100 \mu\text{m}$, $t_{max} = 27,5^\circ\text{C}$ oraz B – momencie formowania wióra ($t_{max} = 30,2^\circ\text{C}$) (oprac. własne)

Skrawanie z większymi głębokościami powieliło zjawisko wzrostu wartości temperatury ostrza i narzędzia w wyniku tarcia powierzchni przyłożenia i tkanki. Ponadto wzdłuż krawędzi skrawającej odnotowywano emisję temperatury związanej z formowaniem się wiórów – tarcie w układzie wiór–ostrze emitowało co prawda wyraźnie większe wartości ciepła (rys. 2.68), ale była to emisja chwilowa i lokalna, w przypadku której energia cieplna przenosiła się głównie na powierzchnię narzędzia. Najwyższe wartości temperatury odnotowano dla głębokości skrawania powyżej $150 \mu\text{m}$, wówczas dochodziło do wyraźnych pęknięć i wyłamań tkanki kostnej, które wynikały z kumulacji znacznych ilości energii wzdłuż powierzchni skrawającej (rys. 2.69).



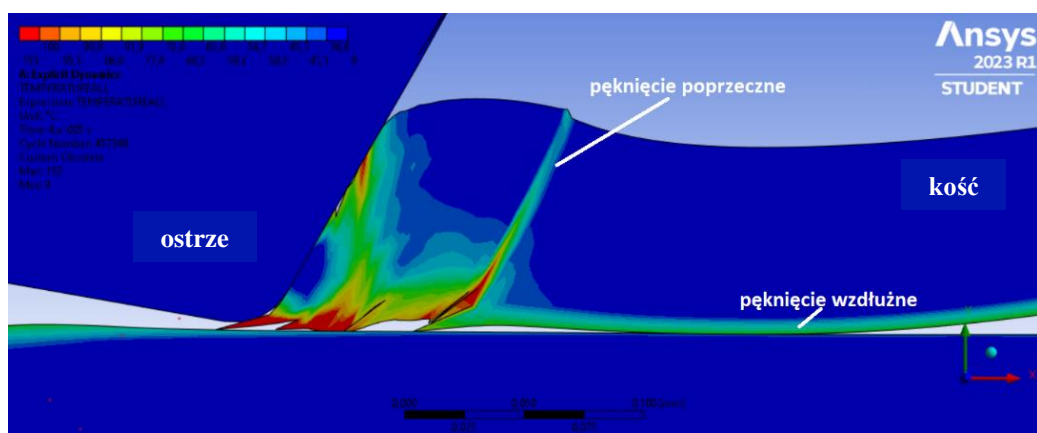
Rysunek 2.69. Widok narzędzia: A – w trakcie skrawania ($a_p = 150 \mu\text{m}$, $t_{max} = 30,9^\circ\text{C}$) oraz B – w momencie propagacji wyłamania w tkance ($t_{max} = 31,6^\circ\text{C}$) (oprac. własne)

2.5.4. Określenie ryzyka wystąpienia martwicy termicznej tkanek

Dotychczasowe badania przeprowadzone w różnych ośrodkach naukowych wskazują na następujące temperatury progowe lub zakresy temperatur wywołujące zjawisko martwicy termicznej: 56°C [225], 47°C [226], $47^{\circ}\text{C} - 55^{\circ}\text{C}$ [227] i $43^{\circ}\text{C} - 68^{\circ}\text{C}$, co więcej istotny jest także czas ekspozycji. Obróbką mechaniczną wywołującą największe obciążenia termiczne jest wiercenie, które w zależności od parametrów procesu (prędkości obrotowej, posuwu, nacisku), skutkuje zwiększeniem temperatury tkanki nawet do wartości przekraczającej 92°C [228]. Ponadto badania potwierdzają, że dostarczenie odpowiedniej ilości medium chłodzącego pozwala obniżyć temperaturę narzędzia i tkanki [149].

Za pomocą oprogramowania Ansys, wyposażonego w moduł Explicit Dynamic wyznaczono temperaturę towarzyszącą procesowi obróbki z zastosowaniem narzędzi o ujemnym kącie natarcia. Analiza typu *explicit* przyjmuje za źródło zjawisk termodynamicznych procesy niszczenia materiału, m.in. w wyniku pęknięcia, co odpowiada warunkom rzeczywistym. W badaniach symulacyjnych przyjęto izotropowy model tkanki kostnej, w którym zastosowano $a_p = 50\ \mu\text{m}$ i następujące parametry termodynamiczne: współczynnik przewodności cieplnej $0,34 \pm 0,03\ \text{W}\cdot(\text{mK})^{-1}$ oraz ciepło właściwe $1260\ \text{J}/(\text{kgK})$. Podczas analiz numerycznych główną uwagę zwrócono na prędkość skrawania v_c , ponieważ parametr ten z jednej strony wywiera pozytywny wpływ na wydajność obróbki, ale z drugiej powoduje zwiększanie emisji ciepła, co stanowi zjawisko niepożądane.

Wyniki badań wskazują, że podczas pojedynczego przejścia ziarna ściernego głównym źródłem zjawisk termodynamicznych są pęknięcia tkanki kostnej zbitej, dekohezja, tarcie wióra o tkankę, a także jej lokalne odkształcanie (rys. 2.70). Pomimo zastosowania relatywnie (w stosunku do prowadzonych badań eksperymentalnych) wysokiej prędkości skrawania ($v_c = 1000\ \text{mm/s}$) temperatura osiągnięta przez materiał skrawany zasadniczo nie przekraczała 90°C , a emisje miały charakter krótkookresowy. Zastosowana metoda wykazała, że pomimo chwilowego i punktowego wzrostu temperatury, nie dochodziło do długotrwałej ekspozycji termicznej. Zadecydowały o tym dwa czynniki: duża pojemność cieplna wody, która podawana stale w przestrzeń obróbki odprowadza ciepło oraz zastosowanie ziaren ściernych ograniczających zjawisko makroskopowego kruchego pęknięcia. Z drugiej strony efekty obróbki pojedynczym ziarnem, kumulują się w przypadku ściernicy, co może doprowadzać do szkodliwych wzrostów temperatury, dlatego szczególną uwagę należy zwrócić na chłodzenie przestrzeni operacyjnej, w tym powierzchni tkanki.



Rysunek 2.70. Wizualizacja wyników symulacji numerycznej procesu skrawania tkanki kostnej zbitej narzędziem o $\gamma = -30^{\circ}$

2.5.5. Temperatura skrawania tkanki kostnej zbitej w ujęciu ogólnym

Na podstawie całościowej analizy kształtowania się temperatury podczas procesu skrawania tkanki kostnej zbitej metodą skrawania ortogonalnego oraz ściernego, można sformułować następujące wnioski:

- parametrami obróbki mającymi najistotniejszy wpływ na temperaturę skrawania są głębokość i prędkość skrawania; w przypadku stosowania narzędzi o dużej częstotliwości ruchu, wskazana jest kontrola temperatury ze względu na możliwość wystąpienia zjawiska nekrozy termicznej;
- ciepło wydzielane jest w wyniku:
 - zjawiska tarcia w strefie zewnętrznej, tj. kontaktu narzędzi z wiórem (powierzchnia natarcia) dla $a_p > 25\mu m$ i narzędzia z powierzchnią po obróbce (powierzchnia przyłożenia) w całym zakresie parametrów,
 - dekohezji materiału podczas formowania się wiórów, a szczególnie w przypadku propagacji pęknięć i złamań,
- obecność chłodziwa – wody, wyraźnie obniża temperaturę skrawania, eliminując podgrzewanie tkanki i minimalizując występowanie nekrozy termicznej.

3. MODELOWANIE NUMERYCZNE I FIZYCZNE OBRÓBKII TKANKI KOSTNEJ

3.1. Modelowanie numeryczne skrawania tkanki kostnej z zastosowaniem modeli materiałowych

W niniejszym rozdziale zaproponowano zespół modeli numerycznych umożliwiających scharakteryzowanie procesu skrawania tkanki kostnej zbitą w zależności od analizowanych parametrów. W celu ich uzyskania zweryfikowano trzy modele materiałowe tkanki kostnej zbitą za pomocą symulacji skrawania ortogonalnego w oprogramowaniu Ansys Explicit Dynamic. Ze względu na zmieniające się warunki i przejściowe zjawiska fizyczne podczas obróbki posłużono się modułem Explicit Dynamic. Zgodnie z założeniami wejściowymi przeprowadzono symulacje z użyciem trzech modeli materiałowych i z zastosowaniem tych samych form geometrycznych ostrzy skrawających i tkanki.

1. Model izotropowy

Tkanka kostna zbita stanowi jednorodny materiał charakteryzujący się takimi samymi właściwościami w każdym z kierunków orientacji osteonów (parametry opisane szczegółowo w literaturze zebrano w tab. 3.1). Model ten znajduje zastosowanie w przypadku projektowania, analizowania i badania procesów formowania się wiórów, a ponadto podczas analiz termodynamicznych, oceny zużycia narzędzi lub ogólnej oceny obciążeń dynamicznych towarzyszących procesowi obróbki. Model przygotowano w przestrzeni dwuwymiarowej.

2. Model ortotropowy

Tkanka kostna zbita to materiał o zmiennych właściwościach mechanicznych (anizotropowy) w trzech kierunkach orientacji osteonów (parametry na podstawie danych literaturowych przedstawiono w tabeli 3.2). Powyższy model może służyć do dokładniejszej symulacji procesów obróbki, w których istotnym czynnikiem jest kierunek prowadzenia nacięć (operacje kości długich) oraz w których dąży się do minimalizacji wartości obciążeń dynamicznych i termodynamicznych tkanki oraz narzędzia. Ponadto może znaleźć zastosowanie do oceny sił skrawania określonych partii ludzkiego układu szkieletowego ze względu na wyraźne różnice we właściwościach tkanki w zależności od kierunku obróbki. Model ten przygotowano w przestrzeni trójwymiarowej z uwzględnieniem kryterium Tsai–Wu.

3. Model kompozytowy

W materiale wyróżniono trzy fazy: osteony, linie cementową oraz macierz śródkostną (parametry na podstawie danych literaturowych przedstawiono w tabelach 1.2. i 1.4). Głównym celem zastosowania tego modelu jest ocena propagacji pęknięć w tkance kostnej zbitą, które (zgodnie z analizą literaturową i obserwacjami eksperymentalnymi) zależne są od orientacji ostrza względem osteonów i linii cementowej – poprzednie warianty nie umożliwiają obserwacji tych zjawisk. Model przygotowano w przestrzeni dwuwymiarowej.

Parametry materiałowe zastosowane podczas symulacji numerycznych przedstawiono w załącznikach 1–3.

3.1.1. Modelowanie skrawania ortogonalnego na podstawie modelu izotropowego

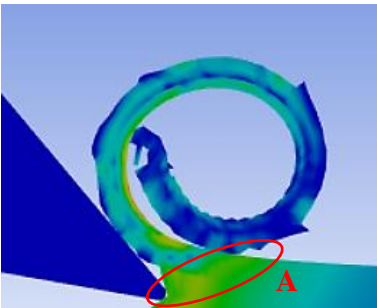
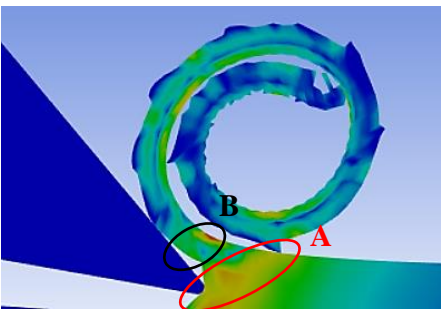
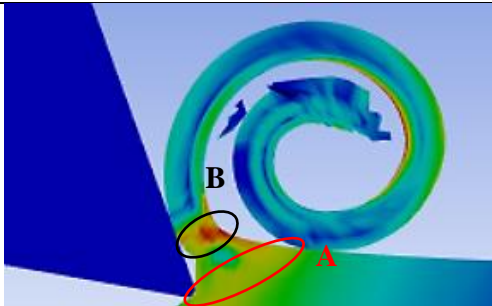
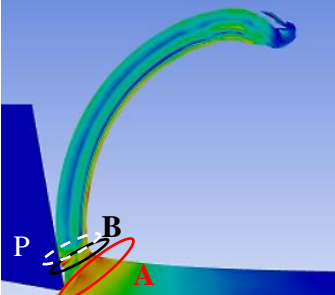
Model izotropowy służy do zasymulowania procesu formowania się wiórów z uwzględnieniem różnych parametrów skrawania oraz zmiennej geometrii narzędzia, w związku z powyższym za jego pomocą dokonano analizy:

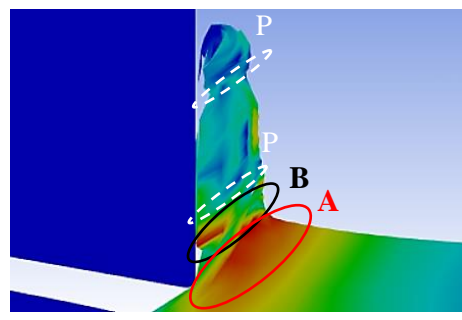
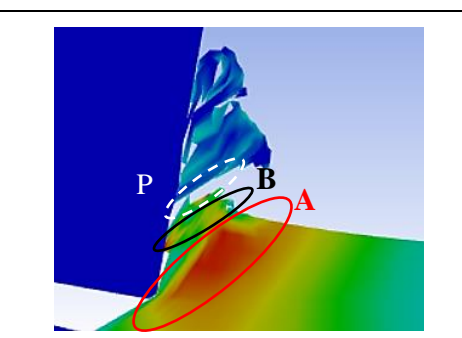
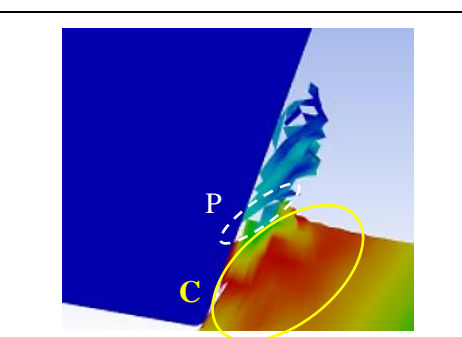
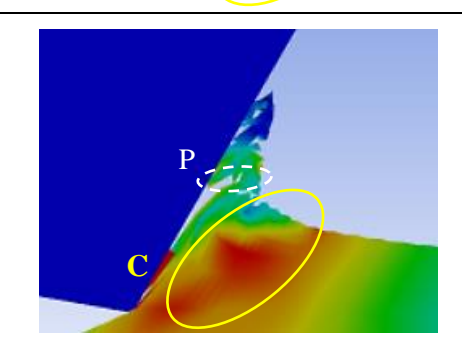
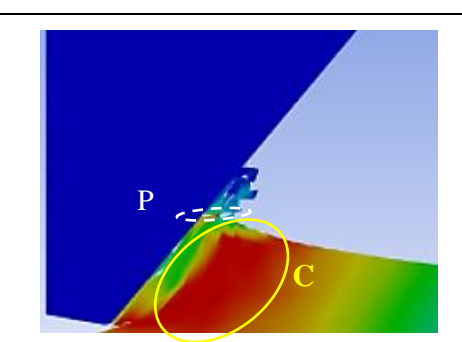
- wpływu kąta natarcia na zachodzący proces,
- kształtu wióra,
- stanu naprężeń: zredukowanych, ścinających,

- występowania obszarów stagnacji i ścinania oraz
- temperatury procesu.

W tabeli 3.1 zebrano wyniki symulacji numerycznych o parametrach: $a_p = 100 \mu\text{m}$, $G_F = 600 \text{ J/m}^2$ i $COF = 0,37$, które przedstawiają maksymalne zredukowane naprężenia von Misses'a.

Tabela 3.1. Przykładowe wyniki symulacji procesu skrawania w modelu izotropowym, z uwzględnieniem kąta natarcia; A – pierwotna strefa ścinania, B – wtórna strefa ścinania, C – strefa kumulacji naprężeń, P – przerwanie, pęknięcie (cd.) (oprac. własne)

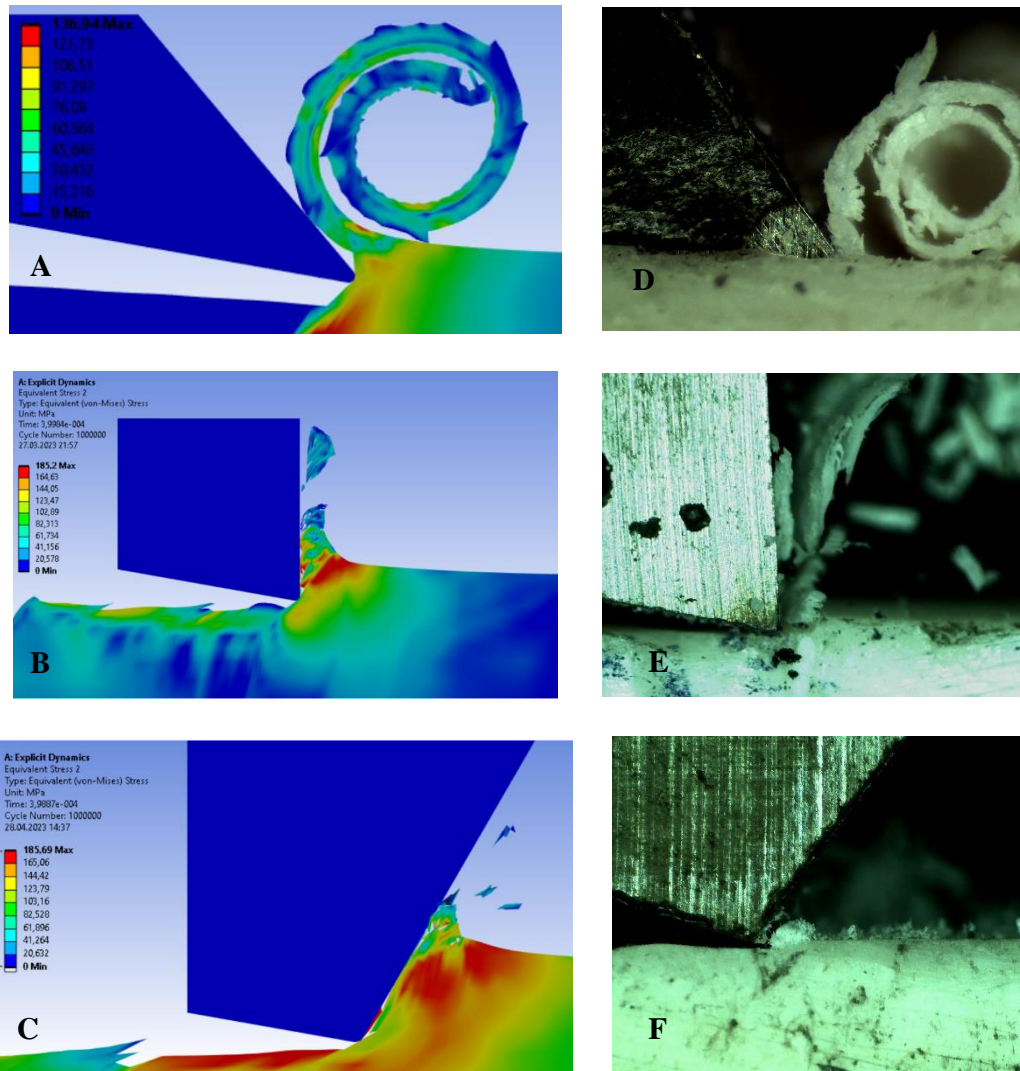
γ	Widok symulacji	– Obserwacje
40°		<ul style="list-style-type: none"> – wiór: ciągły spiralny, bez przerwań – A – dekohezja materiału w pierwotnej strefie ścinania – S – brak strefy stagnacji – średnia temperatura w strefie kontaktu wiór–ostrze: 65°C
30°		<ul style="list-style-type: none"> – wiór: ciągły spiralny, bez przerwań – A – dekohezja materiału w pierwotnej strefie ścinania – B – pojawienie się wtórnej strefy ścinania – brak strefy stagnacji – średnia temperatura w strefie kontaktu wiór–ostrze: 65°C
20°		<ul style="list-style-type: none"> – wiór: spiralny z przerwaniami – A – dekohezja materiału w pierwotnej strefie ścinania – B – łamanie wióra we wtórnej strefie ścinania – brak strefy stagnacji – średnia temperatura w strefie kontaktu wiór–ostrze: 72°C
10°		<ul style="list-style-type: none"> – wiór: łuk, krótka spirala, z przerwaniami – A – dekohezja materiału w pierwotnej strefie ścinania – B – łamanie wióra we wtórnej strefie ścinania – brak strefy stagnacji – średnia temperatura w strefie kontaktu wiór–ostrze: 71°C

<p>0°</p>		<ul style="list-style-type: none"> - wiór: krótki, fragmentaryczny, przerywany - A – dekohezja materiału w pierwotnej strefie ścinania - B – łamanie wióra we wtórnej strefie ścinania - S – brak strefy stagnacji - średnia temperatura w strefie kontaktu wiór–ostrze: 76°C
<p>-10°</p>		<ul style="list-style-type: none"> - wiór: krótki, fragmentaryczny, - A – dekohezja materiału w pierwotnej strefie ścinania - B – łamanie wióra we wtórnej strefie ścinania - S – strefa stagnacji - średnia temperatura w strefie kontaktu wiór–ostrze: 77°C
<p>-20°</p>		<ul style="list-style-type: none"> - wiór: krótki, fragmentaryczny, - C – uwspólnianie pierwotnej i wtórnej strefy ścinania, kumulacja naprężeń - S – strefa stagnacji - średnia temperatura w strefie kontaktu wiór–ostrze: 102°C
<p>-30°</p>		<ul style="list-style-type: none"> - wiór: krótki, fragmentaryczny, - C – uwspólnianie pierwotnej i wtórnej strefy ścinania, kumulacja naprężeń, znaczne odkształcenia sprężysto–plastyczne - S – strefa stagnacji - średnia temperatura w strefie kontaktu wiór–ostrze: 105°C
<p>-40°</p>		<ul style="list-style-type: none"> - wiór: krótki, pył - C – uwspólnianie pierwotnej i wtórnej strefy ścinania, kumulacja naprężeń - znaczne odkształcenia sprężysto–plastyczne - S – strefa stagnacji - średnia temperatura w strefie kontaktu wiór–ostrze: 115°C

Chwilowe przekraczanie wartości 100°C przez średnią temperaturę w strefie kontaktu nie jest zjawiskiem zagrażającym przeżyciu tkanki, ponadto towarzyszący jej efekt kawitacji, może lokalnie wspomagać zamykanie naczyń krwionośnych zapobiegając krwawieniom.

Zauważalna jest wyraźna zmiana kształtów formujących się wiórów, a także wartości i lokalizacji maksymalnych naprężeń w obrębie strefy skrawania. Korekta kąta natarcia na kierunek ujemny, podobnie jak w warunkach eksperymentalnych, spowodowała: 1) zwiększenie odkształcenia plastycznego tkanki kostnej oraz 2) skrócenie długości wiórów, aż do powstawania wyłącznie odprysków i cienkich „igiełek”. Analizę porównawczą danych dotyczących parametrów skrawania przeprowadzono w rozdziale 3.2 podsumowującym badania numeryczne.

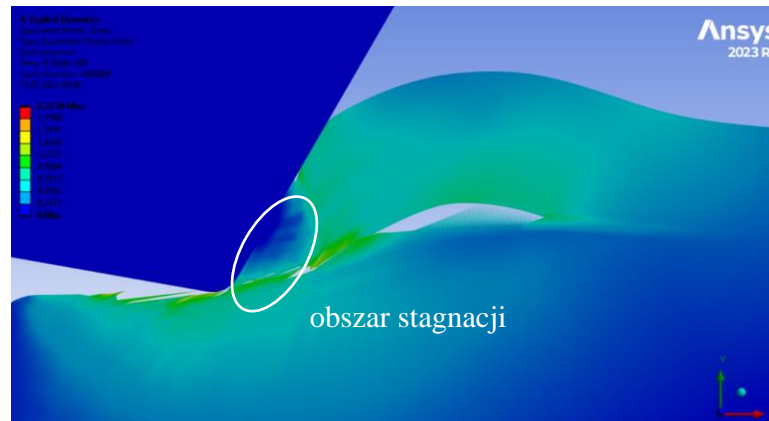
Widoczne w tabeli 3.1 rezultaty symulacyjnych badań numerycznych wskazują, że kąt natarcia jest czynnikiem dominującym w procesie formowania się wiórów, który decyduje o jego kształcie.



Rysunek 3.2. Porównanie wyników: A, B, C – symulacji numerycznych z wartościami naprężeń zredukowanych (skala) oraz D, E, F – badań eksperymentalnych formowania się wióra ciągłego dla ostrzy o trzech kątach natarcia: 40, 0 i -40° (oprac. własne)

Podobnie jak w badaniach eksperymentalnych, gdy $\gamma \geq 20^\circ$ następowało formowanie się wiórów ciągłych, które przekształcały się we fragmentaryczne dla $\gamma \leq -10^\circ$. Strefa przejściowa z wiórami łukowymi i krótkimi spiralnymi występowała, gdy kąt natarcia zawierał się w przedziale $20^\circ < \gamma < -10^\circ$. Zwiększenie częstotliwości przerw wiórów wynikało z faktu wzrostu naprężeń w strefie ścinania, które, osiągając maksimum odkształcenia, wywoływało propagację pęknięć we wtórnej strefie ścinania. Wraz ze wzrostem ujemnych wartości kąta natarcia następował także wzrost naprężeń ściskających. Ze względu na quasi–kruche właściwości tkanki kostnej, wzrost

oddziaływań zewnętrznych powodował zwiększenie odkształceń sprężysto–plastycznych w skrawanej tkance oraz zwiększenie naprężeń rozdierających materiał (ang. *tearing stress*), które powodowały powstawanie drugiej strefy ścinania. Wraz ze zmianą kąta natarcia wzrosła także temperatura w strefie kontaktu naroża ostrza skrawającego z tkanką – od 65° do 112°C .

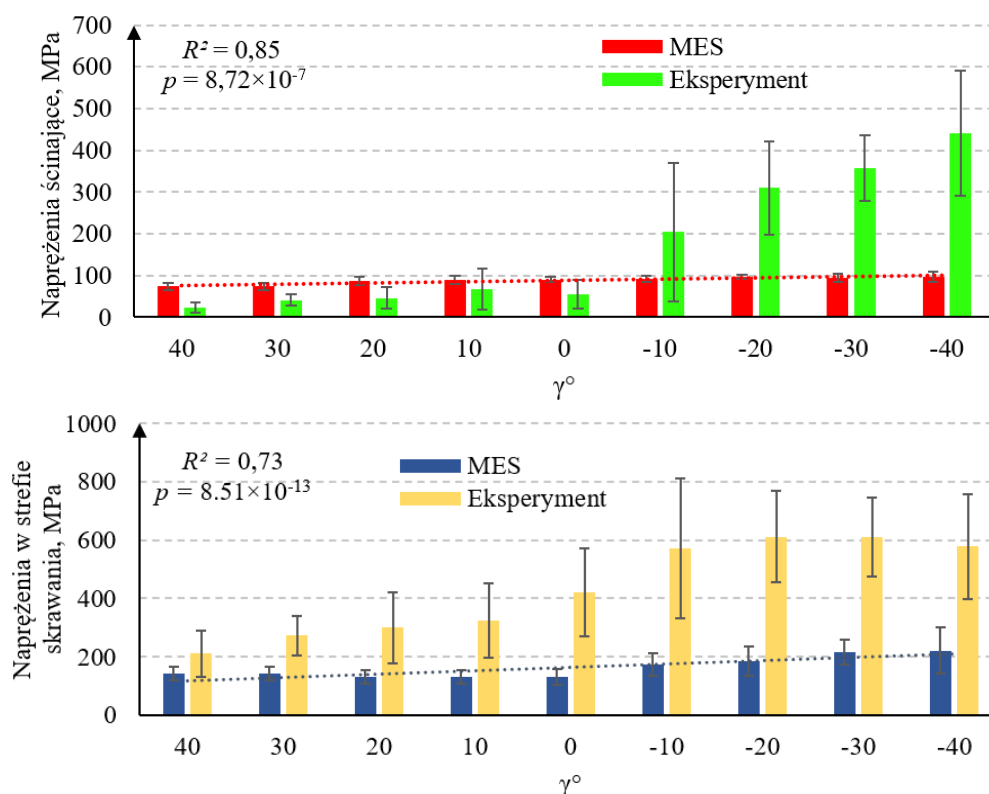


Rysunek 3.1. Obszar stagnacji obserwowany dla skrawania narzędziem o ujemnym kącie natarcia ($\gamma = -40^\circ$) (oprac. własne)

W celu zobrazowania poprawności założeń modelu, porównano wyniki badań eksperymentalnych i numerycznych procesu o parametrach: $a_p = 100\ \mu\text{m}$, $G_F = 600\ \text{J/m}^2$, $\gamma = 40^\circ$ i $COF = 0,37$. Z zestawienia (rys. 3.2) jasno wynika, że w obu przypadkach przy dodatnim kącie natarcia wiór ma kształt ciągły, co świadczy o słuszności zastosowania modelu izotropowego do oceny procesu formowania się wiórów.

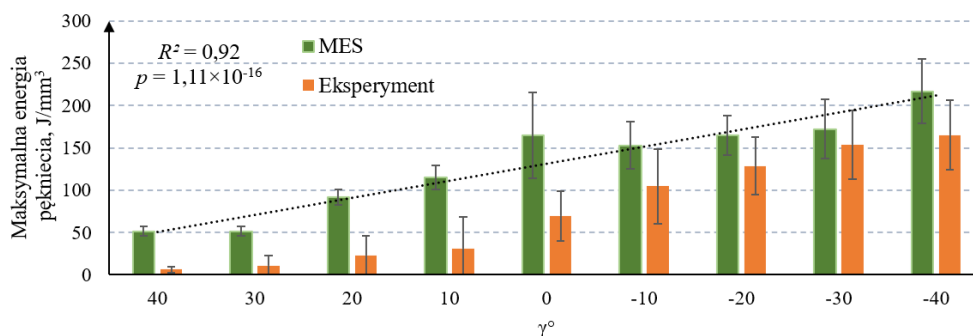
Obszar stagnacji obserwowany podczas symulacji modelu izotropowego potwierdza założenia procesu skrawania tkanki kostnej narzędziem o ujemnym kącie natarcia, który zaprezentowano w rozdziale 3.3. Analizowany model wskazuje, że pomimo kruchych właściwości tkanka kostna zachowuje się jak materiał o ciągłej strukturze, w którym przepływ obrabianej tkanki następuje w kierunku powierzchni skrawającej lub materiał podlega odkształceniu przez narzędzie i tworzy powierzchnię obrabianą (rys. 3.1).

Na rysunku 3.3. przedstawiono rezultaty pomiarów wartości naprężeń w strefie skrawania i ścinających, które uzyskano w ramach analiz numerycznych. Porównano je z uśrednionymi wynikami badań eksperymentalnych dla trzech kierunków orientacji osteonów. W przypadku badań eksperymentalnych niepewność pomiarowa jest pochodną anizotropowości próbek, a w przypadku pomiarów symulacyjnych równa jest odchyleniu standardowemu wartości mierzonej. Rezultaty symulacyjne znajdują częściowe odzwierciedlenie w wynikach eksperymentalnych, aczkolwiek przyjmują wyższe wartości, co prawdopodobnie jest efektem niejednorodności tkanki kostnej zbitej użytej w trakcie testów eksperymentalnych, tj. obecności porów, wilgotności tkanki i licznych mikropęknięć wewnątrz materiału. Dysproporcja wartości wyników, zauważalna szczególnie gdy $\gamma < 0^\circ$, wskazuje na uproszczoną charakterystykę zjawisk zachodzących podczas stosowania modelu izotropowego. Z powodu nieuwzględnienia obecności porów w modelu izotropowym, nie występuje efekt porowatości, a zatem symulacyjna propagacja pęknięć następuje szybciej przy niższych wartościach naprężeń. Rezultat ten podkreśla znaczenie tego zjawiska i jego istotność szczególnie gdy $\gamma < 0^\circ$.



Rysunek 3.3. Zestawienie podstawowych parametrów opisujących proces skrawania ortogonalnego modelem izotropowym tkanki kostnej zbitiej (oprac. własne)

Wartość energii pęknięcia w warunkach symulacyjnych (rys. 3.4) wzrasta liniowo wraz ze zmianą kąta natarcia w kierunku ujemnym. Wyniki te wykazują większą zbieżność niż w przypadku pomiarów naprężeń, aczkolwiek przyjmują wyższe wartości niż rezultaty eksperymentalne. Jest to efekt jednorodności materiału izotropowego, w przypadku, którego, nie jest możliwym występowanie pęknięć spowodowanych mikropęknięciami wewnętrznymi tkanki kostnej zbitiej. Ponadto, o podziale na dwie charakterystyki propagacji pęknięć związane z geometrią ostrza: (1) pęknięcie poprzez rozrywanie i (2) pęknięcie poprzez ścinanie wzdłużne, stanowi granica $\gamma = 0^\circ$.



Rysunek 3.4. Zestawienie wyników symulacyjnych i eksperymentalnych maksymalnej energii pęknięcia

Jednoczynnikowa analiza wariancji wskazuje, że zarówno naprężenia ścinające, jak i te powstające w strefie skrawania oraz maksymalna energia pęknięcia są statystycznie rozróżnialne, a wartość kąta natarcia ma istotny wpływ na rezultat skrawania. Największą rozróżnialnością charakteryzuje się maksymalna energia pęknięcia, dla której test Bonferoniego–Holma wykazał istotną rozróżnialność par

dodatnich kątów natarcia. Dla pozostałych parametrów porównanie wartości par nie daje jednoznacznych wyników.

3.1.2. Ortotropowy model tkanki kostnej zbitej z uwzględnieniem kryterium Tsai–Wu

Materiały ortotropowe charakteryzują się różnymi właściwościami wzdłuż trzech ortogonalnych osi, z których każda ma podwójną symetrię obrotową (rys. 3.5). W takim wypadku liczba niezależnych współczynników macierzy konstytutywnej, opisującej zależność między naprężeniem a odkształceniem, wynosi 9. Stałe materiałowe odpowiadają modułowi Younga E , współczynnikowi Poissona ν , oraz modułowi ścinania G . Stosując notację Voigt'a, właściwości ortotropowe tkanki kostnej zdefiniować można za pomocą dziewięciu stałych [229]:

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \varepsilon_{23} \\ \varepsilon_{13} \\ \varepsilon_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{21}}{E_2} & -\frac{\nu_{21}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{21}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{21}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{21}}{E_1} & -\frac{\nu_{21}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{13}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}. \quad (3.1)$$

Przestrzegając następujących warunków symetrii:

$$\frac{\nu_{21}}{E_2} = \frac{\nu_{12}}{E_1}, \quad (3.2)$$

$$\frac{\nu_{31}}{E_3} = \frac{\nu_{13}}{E_1}, \quad (3.3)$$

$$\frac{\nu_{32}}{E_3} = \frac{\nu_{23}}{E_2}, \quad (3.4)$$

które można przedstawić w notacji indeksowej:

$$\frac{\nu_{ji}}{E_j} = \frac{\nu_{ij}}{E_i}, \quad (3.5)$$

gdzie $i = 1, 2, 3, j = 1, 2, 3$ i $i \neq j$, układ 9.1 można sprowadzić następującej formy:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{22} & C_{23} & 0 & 0 & 0 \\ C_{13} & C_{23} & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_4 \\ \gamma_5 \\ \gamma_6 \end{Bmatrix}. \quad (3.6)$$

Należy przy tym podkreślić, że w każdym z kierunków płaszczyzn symetrii materiału występują inne właściwości: dla prostopadłej (kierunek skrawania poprzeczny) do osi osteonów i dla równoległych (kierunki skrawania równoległy i prostopadły). W przeciwieństwie do innych modeli, w tym przypadku nie zastosowano uproszczenia w postaci modelu poprzecznie izotropowego (ang. *transversal isotropic*).

Po uwzględnieniu poszczególnych komponentów modelu (osteonów, cementu kostnego i macierzy śródkostnej) istotnie wpływających na właściwości materiałowe w określonym kierunku orientacji, powyższą macierz można przedstawić w formie:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_1 \\ \sigma_1 \\ \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{Bmatrix} = \frac{1}{T} \begin{bmatrix} s_f E_1 & s_f s_m \nu_{21} E_2 & s_f s_c \nu_{31} E_3 & 0 & 0 & 0 \\ s_f s_m \nu_{21} E_1 & s_m E_2 & s_m s_c \nu_{23} E_3 & 0 & 0 & 0 \\ s_f s_c \nu_{31} E_1 & s_m s_c \nu_{23} E_2 & s_c E_3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & (1-d_{s1})G_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & (1-d_{s2})G_2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & (1-d_{s3})G_3 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{21} \\ \gamma_{31} \\ \gamma_{23} \end{Bmatrix}, \quad (3.7)$$

ze składowymi:

$$s_f = (1 - d_f), \quad (3.8)$$

$$s_m = (1 - d_m), \quad (3.9)$$

$$s_c = (1 - d_{cl}), \quad (3.10)$$

$$T = 1 - s_f s_m s_c \nu_{21} \nu_{31} \nu_{23}, \quad (3.11)$$

gdzie:

- d_f, d_m i d_{cl} – współczynniki akumulacji uszkodzeń osteonów, przestrzeni śródkostnej oraz linii cementowych,
- d_s – współczynnik uszkodzeń kumulujących się w przestrzeni ścinania,
- E_1, E_2 i E_3 – moduły elastyczności,
- G_1, G_2 i G_3 moduły ścinania (Kirchhoffa) w każdej z płaszczyzn,
- $\nu_{21}, \nu_{23}, \nu_{31}$ – współczynniki Poissona.

Uszkodzenia na poziomie osteonu, linii cementowej i przestrzeni śródkostnej zależą od sprężenia dwóch typów uszkodzeń: rozciągania i ściskania:

$$d_f = \begin{cases} d_{ft} & \text{if } \sigma_1 \geq 0 \\ d_{fc} & \text{if } \sigma_1 < 0 \end{cases}, \quad (3.12)$$

$$d_m = \begin{cases} d_{mt} & \text{if } \sigma_1 \geq 0 \\ d_{mc} & \text{if } \sigma_1 < 0 \end{cases}, \quad (3.13)$$

$$d_{cl} = \begin{cases} d_{ct} & \text{if } \sigma_1 \geq 0 \\ d_{cc} & \text{if } \sigma_1 < 0 \end{cases}. \quad (3.14)$$

Przedstawione powyżej modele uszkodzeń złożonych oparto na modelu Hashina [230], w efekcie czego uzyskano pierwotną ewolucję uszkodzeń. Uwzględniając degradację sztywności, przeniesiono powyższe równania do kryterium Tsai–Wu [230], gdzie ewolucja uszkodzeń ma już charakter zmodyfikowany:

$$d_f = 1 - (1 - d_{ft})(1 - d_{fc}), \quad (3.15)$$

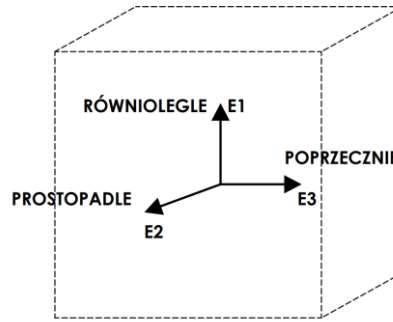
$$d_m = 1 - (1 - d_{mt})(1 - d_{mc}), \quad (3.16)$$

$$d_{cl} = 1 - (1 - d_{ct})(1 - d_{cc}), \quad (3.17)$$

$$d_{s1} = 1 - \sqrt{(1 - d_{ft})(1 - d_{fc})(1 - d_{mt})(1 - d_{mc})}, \quad (3.18)$$

$$d_{s2} = 1 - \sqrt{(1 - d_{ft})(1 - d_{fc})(1 - d_{ct})(1 - d_{cc})}, \quad (3.19)$$

$$d_{s3} = 1 - \sqrt{(1 - d_{mt})(1 - d_{mc})(1 - d_{ct})(1 - d_{cc})}, \quad (3.20)$$



Rysunek 3.5. Oznaczenia parametrów materiałowych układu współrzędnych reprezentujących ortotropowy model tkanki kostnej zbitej (oprac. własne)

Dla materiałów ortotropowych (szczególnie anizotropowych materiałów kompozytowych) stosuje się kryterium Tsai–Wu w celu opisu ogólnej wytrzymałości materiału, który poziom odporności na rozciąganie i ściskanie. Można wykazać, że kryterium Tsai–Wu jest szczególnym przypadkiem uogólnionego kryterium Hilla [231].

Przyjmując, że:

$$F_{ij} = F_{ji}, \tag{3.21}$$

anizotropowy model materiału kompozytowego uzyskuje postać:

$$F_1\sigma_1 + F_2\sigma_2 + F_3\sigma_3 + F_4\sigma_4 + F_5\sigma_5 + F_6\sigma_6 + F_{11}\sigma_1^2 + F_{22}\sigma_2^2 + F_{33}\sigma_3^2 + F_{44}\sigma_4^2 + F_{55}\sigma_5^2 + F_{66}\sigma_6^2 + 2F_{12}\sigma_1\sigma_2 + 2F_{13}\sigma_1\sigma_3 + 2F_{23}\sigma_2\sigma_3 \leq 1. \tag{3.22}$$

Poszczególne składowe modelu można wyznaczyć z uwzględnieniem następujących danych:

- wytrzymałości na rozciąganie i ściskanie w trzech kierunkach anizotropii: $\sigma_{1t}, \sigma_{2t}, \sigma_{3t}, \sigma_{1c}, \sigma_{2c}, \sigma_{3c}$,
- sił ścinających w trzech płaszczyznach symetrii: $\tau_{23}, \tau_{12}, \tau_{31}$.

Współczynniki ortotropowego kryterium zniszczenia Tsai–Wu wynoszą wówczas odpowiednio:

$$F_1 = \frac{1}{\sigma_{1t}} - \frac{1}{\sigma_{1c}}; F_2 = \frac{1}{\sigma_{2t}} - \frac{1}{\sigma_{2c}}; F_3 = \frac{1}{\sigma_{3t}} - \frac{1}{\sigma_{3c}};$$

$$F_4 = F_5 = F_6 = 0;$$

$$F_{11} = \frac{1}{\sigma_{1c}\sigma_{1t}}; F_{22} = \frac{1}{\sigma_{2c}\sigma_{2t}}; F_{33} = \frac{1}{\sigma_{3c}\sigma_{3t}};$$

$$F_{44} = \frac{1}{\tau_{23}^2}; F_{55} = \frac{1}{\tau_{31}^2}; F_{66} = \frac{1}{\tau_{12}^2}. \tag{3.23}$$

Korzystając z dostępnych danych literaturowych [33,232–235], wyznaczono wartości pozostałych współczynników, które zebrano w tabeli 3.2.

Tabela 3.2. Wartości współczynników Tsai – Wu przyjęte w badaniach

Współczynnik	F ₁	F ₂	F ₃	F ₁₁	F ₂₂	F ₃₃	F ₄₄	F ₅₅	F ₆₆	
Jednostka					mm ² /N					
Wartość	1.21 × 10 ⁻²	1.21 × 10 ⁻²	2.34 × 10 ⁻³	1.47 × 10 ⁻⁴	1.47 × 10 ⁻⁴	3.90 × 10 ⁻⁵	2.35 × 10 ⁻⁴	2.35 × 10 ⁻⁴	3.76 × 10 ⁻⁴	

3.1.3. Modelowanie skrawania ortogonalnego z użyciem modelu ortotropowego

Model ortotropowy tkanki kostnej zbitej opisano szczegółowo w rozdziale 3.1.2. Zgodnie z założeniami wstępnymi, model oparto na kryterium Tsai–Wu, które znajduje zastosowanie w przypadku materiałów ortotropowych. Głównym celem symulacji była ocena wpływu ortotropowości modelu na podstawowe parametry procesu skrawania, takie jak naprężenia zredukowane oraz ścinające. Za pomocą oprogramowania Ansys Workbench Explicit Dynamics, wprowadzono parametry materiałowe dotyczące kryterium Tsai–Wu, zgodnie z następującym równaniem:

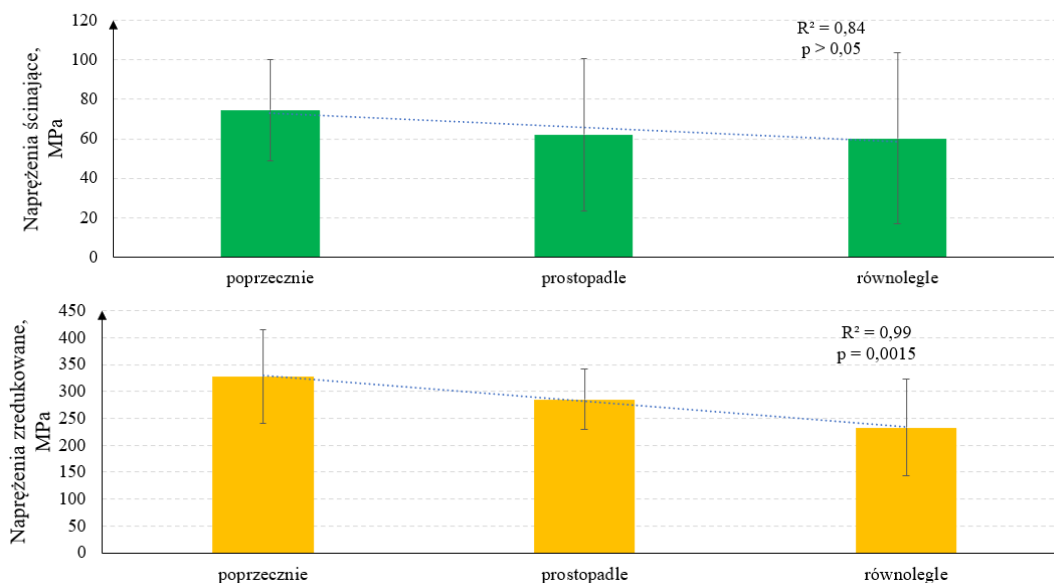
$$F_{ij} = -\frac{1}{2}\sqrt{F_{ii}F_{jj}}. \quad (3.24)$$

Wyznaczone na jego podstawie parametry wyniosły:

$$\begin{aligned} F_{12} &= 7,3 * 10^{-5}, \\ F_{13} &= 1,19 * 10^{-4}, \\ F_{23} &= 1,19 * 10^{-4}. \end{aligned}$$

Podobnie jak w modelu izotropowym, przyjęto następujące parametry początkowe: $a_p = 100 \mu\text{m}$, $G_F = 600 \text{ J/m}^2$ i $COF = 0,37$ oraz stałą wartość kąta natarcia $\gamma = 40^\circ$ i kąta przyłożenia $\alpha = 5^\circ$. Podstawową obserwacją było „kruche” zachowanie tkanki kostnej, charakteryzujące się brakiem formowania wiórów ciągłych (tak jak w przypadku modelu izotropowego).

Na podstawie rezultatów symulacji numerycznych stwierdzono, że kierunek orientacji osteonów ma istotny wpływ na wartość naprężeń zredukowanych i charakteryzuje się statystyczną rozróżnialnością (rys. 3.6). Naprężenia zredukowane dotyczą całości naprężeń towarzyszących obróbce i są zależne przede wszystkim od modułu elastyczności materiału. Inaczej jest w przypadku naprężeń ścinających występujących w strefie dekohezji materiału – ze względu na dużą wartość odchylenia standardowego nie jest możliwe jednoznaczne określenie, w którym z kierunków odbywa się obróbka. Współczynnik p przyjął wartość powyżej 0,05, co świadczyło o braku rozróżnialności wyników. Ponieważ naprężenia ścinające związane są z propagacją pęknięć, to niezależnie od wartości modułu Younga, przy jednorodnej strukturze materiału nie można było zaobserwować wyraźnych zmian wartości naprężeń ścinających oraz samych pęknięć.



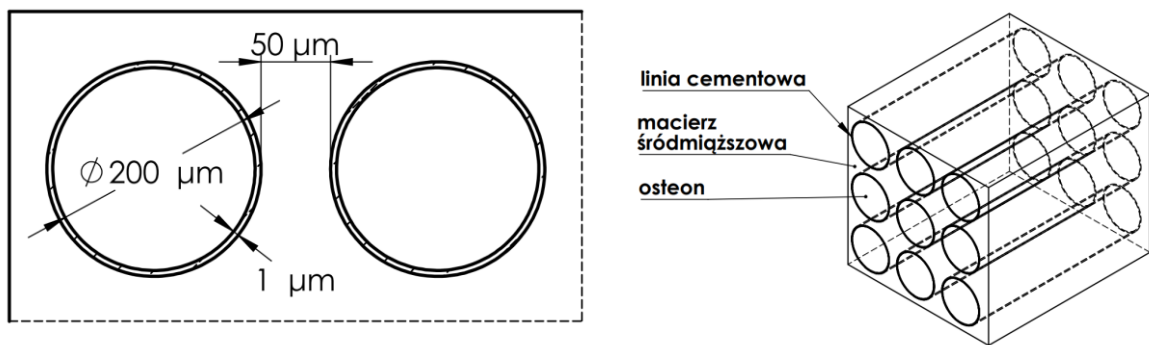
Rysunek 3.6. Wartości naprężeń ścinających oraz zredukowanych zarejestrowane dla ortotropowego modelu tkanki kostnej zbitej (oprac. własne)

3.1.4. Kompozytowy model materiałowy tkanki kostnej zbitej

Modele izotropowe i ortotropowe traktują tkankę kostną zbitą jako materiał jednorodny pod względem strukturalnym, nie przewidując występowania granic faz i wewnętrznych zmian właściwości mechanicznych na pograniczu struktur kostnych. W związku z powyższym opracowano kompozytowy model tkanki kostnej składający się z trzech komponentów (rys. 3.7), którego włókna stanowiły osteony otoczone linią cementową, a całość zanurzona była w macierzy śródmiąższowej.

Na podstawie analizy literaturowej przedstawianej we wcześniejszych rozdziałach określono ułożenie osteonów oraz następujące parametry mechaniczne:

- $E_{osteon} = 15,16 \pm 1,72$ GPa,
- $E_{macierz} = 16,28 \pm 1,41$ GPa,
- $E_{cement} = 8,48 \pm 1,57$ GPa,
- $\nu_{osteon} = 0,27 \pm 0,02$,
- $\nu_{macierz} = 0,24 \pm 0,02$,
- $\nu_{cement} = 0,45 \pm 0,01$.



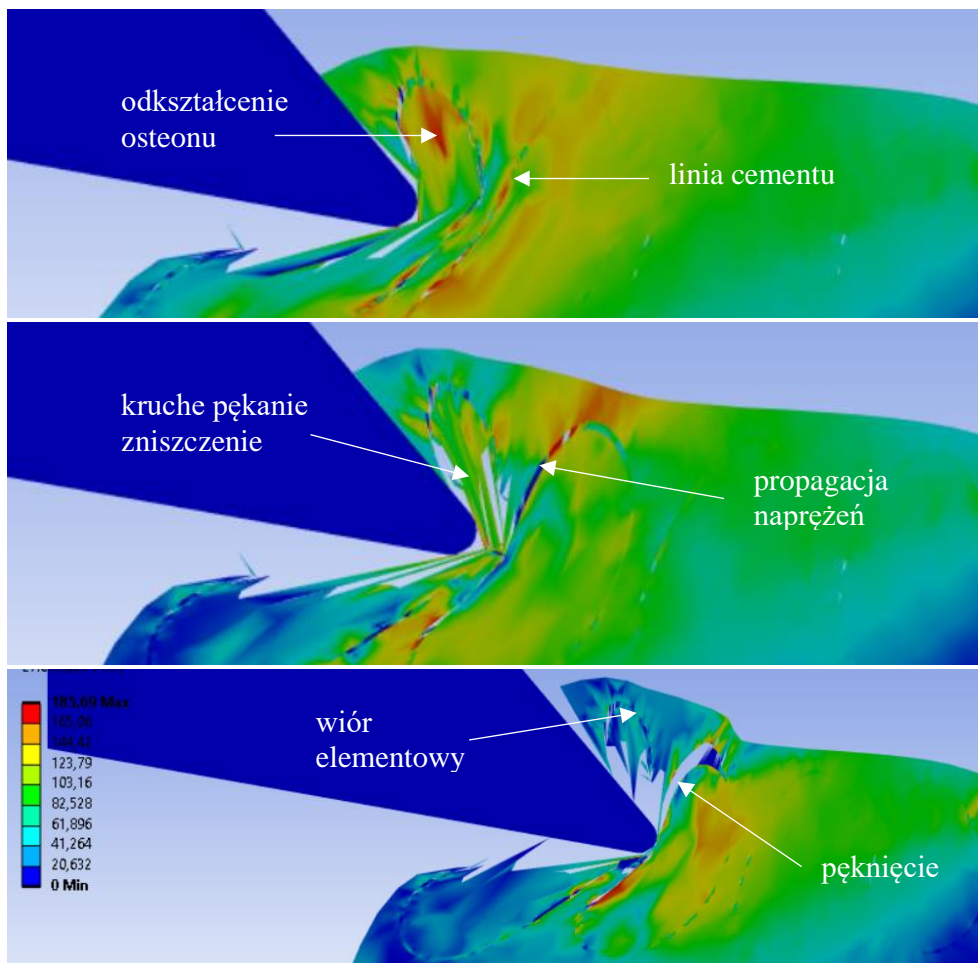
Rysunek 3.7. Trzyskładnikowy schemat modelu kompozytowego (oprac. własne)

Dzięki danym literaturowym dokonano uśrednienia powyższych parametrów za pomocą średniej arytmetycznej oraz błędu średniego kwadratowego. Ze względu na rozbieżność spotykanych w opracowaniach naukowych rozmiarów osteonów, macierzy śródmiąższowej i linii cementowej konieczne było określenie stałych parametrów geometrycznych tych elementów struktury tkanki kostnej (rys. 9.6).

3.1.5. Modelowanie skrawania ortogonalnego z użyciem modelu kompozytowego

Analizy numeryczne wykazały, że model kompozytowy o izotropowych właściwościach materiałowych poszczególnych składowych strukturalnych tkanki kostnej zbitej umożliwia przewidzenie propagacji pęknięcia. Model potwierdza zarówno eksperymentalne, jak i literaturowe dane dotyczące propagacji pęknięć wzdłuż linii cementowych otaczających osteony. Przykładowy rezultat symulacji przedstawiono na rys. 3.8. – badanie przeprowadzono z uwzględnieniem następujących parametrów wejściowych: $a_p = 100 \mu\text{m}$, $G_F = 600 \text{ J/m}^2$, $\gamma = 40^\circ$ i $COF = 0,37$. Na rysunku dostrzegalne są 3 etapy propagacji pęknięcia: inicjacja związana z odkształcaniem tkanki (szczególnie osteonu i macierzy śródmiąższowej), następnie kumulacja naprężeń w obrębie linii cementowej, przy jednoczesnym zniszczeniu osteonu i macierzy śródmiąższowej wskutek kruchej

pęknięcia osteonu, a w końcu – propagacja pęknięcia wzdłuż linii cementowej i utworzeniu wióra elementowego.



Rysunek 3.8. Symulacja procesu skrawania tkanki kostnej zbitę z użyciem kompozytowego modelu tkanki kostnej zbitę w kierunku prostopadłym (oprac. własne)

Dla wszystkich kierunków skrawania odnotowano zbliżone mechanizmy pęknięć, polegające na dążeniu do propagacji wzdłuż linii cementowych. Swoboda rozprzestrzeniania się pęknięć zauważalna była dla kierunku równoległego, gdzie struktury kostne układają się równolegle do kierunku ruchu narzędzia, powodując dekohezję o charakterze delaminacji. W przypadku kierunków prostopadłego i poprzecznego, konieczne było przerwanie ciągłości osteonów i macierzy śródkostnej, które spowodowało zwiększenie wartości naprężeń i odkształceń.

3.2. Porównanie modeli numerycznych

Porównanie rezultatów otrzymanych w wyniku przeprowadzenia symulacji zaprezentowanymi modelami materiałowymi, wskazuje częściowe podobieństwo uzyskanych danych symulacyjnych i eksperymentalnych (tab. 3.3). Największą zbieżnością charakteryzował się model izotropowy – zarówno dla naprężeń zredukowanych i w strefie skrawania, jak i energii pęknięcia oraz kształtu i trybów formowania się wiórów. Wszystkie zastosowane modele wykazywały najwyższe wartości naprężeń ścinających w strefie dekohezji. Zgodność modelu ortotropowego zauważalna była w przypadku energii pęknięcia, co mogło wynikać z zastosowania modelu trójwymiarowego, w którym ten rodzaj energii zależy od przestrzennie zmiennych właściwości materiałowych.

Analizując proces skrawania rzeczywistego materiału należy zwrócić uwagę na fakt występowania defektów, mikropęknięć, porów, a także ogólną niejednorodność i lokalnie zmienną podatność na kruche pęknięcie.

Tabela 3.3. Zestawienie przykładowych wyników danych eksperymentalnych z wynikami analiz numerycznych (oprac. własne)

Parametr	Dane eksperymentalne obróbki ortogonalnej			Model izotropowy	Model ortotropowy			Model kompozytowy
	Kierunek:				Kierunek:			
	poprzeczny	prostopady	równoległy		poprzeczny	prostopady	równoległy	
Napężenia zredukowane MPa	234	194	173	179,9	327	285	232	182
Napężenia ścinające MPa	12,9	11,2	9,15	79,6	74	62	60	104
Energia pęknięcia G_F J/mm³	37,5	62	26,7	176	39	32	31	177
Napężenia w strefie skrawania MPa	172	78	115	132,6	64	52	48	244

Podsumowując zaprezentowane badania symulacyjne numerycznych modeli materiałowych (wraz z ich porównaniem z wynikami eksperymentalnymi), na uwagę zasługuje fakt zbieżności wyników symulacyjnych w określonych na wstępie zakresach parametrów.

Zgodnie z założeniami model izotropowy bardzo dobrze odzwierciedlił mechanizm formowania się wiórów oraz osiągał zbliżone wartości obciążeń dynamicznych. W przypadku modelu kompozytowego uzyskano przewidywaną propagację pęknięć wzdłuż linii cementowych, które nie są widoczne w żadnym z innych modeli, a mogą być podstawą do szacowania uszkodzeń tkanki podczas obróbki.

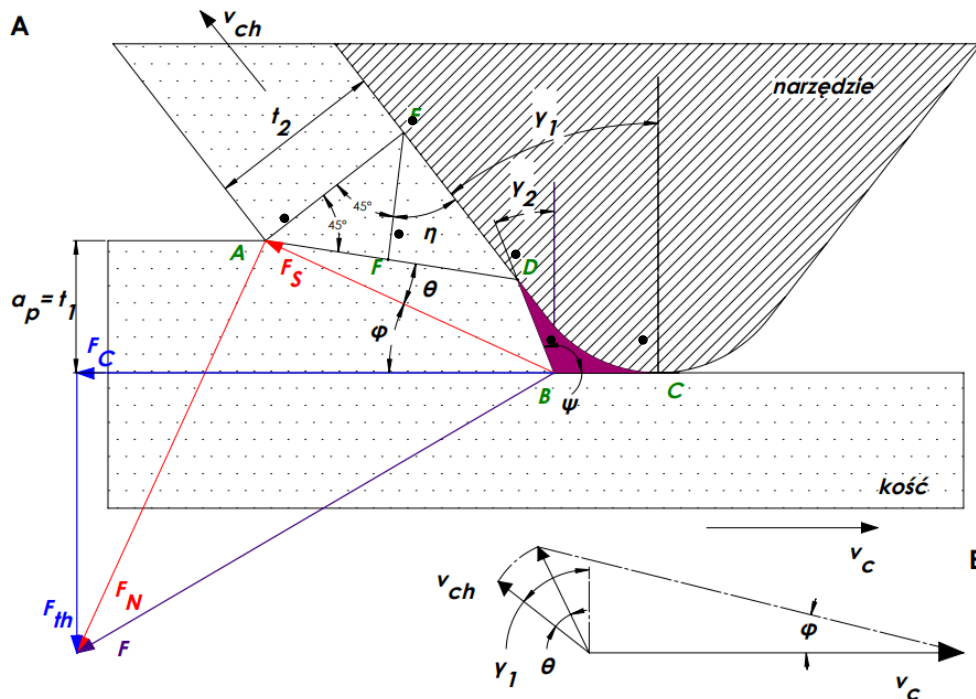
Model ortotropowy potwierdził zmienność właściwości mechanicznych tkanki kostnej zbitej w zależności od kierunku orientacji osteonów, co było jednym z podstawowych założeń pracy.

Zaprezentowane modele wymagają dalszego udoskonalenia, aczkolwiek symulacje potwierdzają potencjał tkwiący w obranym przez autora kierunku dalszych badań.

3.3. Model fizyczny skrawania tkanki kostnej narzędziem o ujemnym kącie natarcia

Badanie mechanizmu skrawania tkanki kostnej ma ogromne znaczenie zarówno pod względem naukowym, jak i praktycznym. Oczywiście jest, że mechanizm obróbki zmienia się wraz z modyfikacjami głębokości skrawania oraz kierunku względem orientacji osteonów. Choć powstały już pierwsze opisy dotyczące tworzenia się wiórów, to żadne z nich nie uwzględniają ujemnych kątów natarcia. Zaprezentowany na rysunku 3.9 model przedstawia zagadnienie skrawania tkanki kostnej zbitej za pomocą ostrzy o ujemnym kącie natarcia. Uwzględnia on rezultaty otrzymane zarówno podczas badań nad skrawaniem ortogonalnym, jak i zarysowaniem pojedynczym ziarnem ściernym.

W zaproponowanym modelu zastosowano następujące mechanizmy: odkształcenie elastyczno–plastyczne, tarcie, skrawanie ścinająco–pękające i pękające występujące wraz ze wzrostem głębokości obróbki. Za jego pomocą można przewidzieć zmianę grubości wióra nieobrobionego w każdym z wymienionych niżej trybów. Ponadto zbadano i przeanalizowano siły skrawania, morfologię powierzchni, rodzaje wiórów i zaproponowano maksymalną głębokość skrawania przy użyciu narzędzi o ujemnym kącie natarcia. Model przygotowano na podstawie danych literaturowych [158], w tym schematów skrawania: tkanki kostnej narzędziami o zdefiniowanej geometrii Fanga [236], narzędziem o ujemnym kącie natarcia uwzględniającym obszary stagnacji, a także modeli Merchanta [237] i Dinga [238].

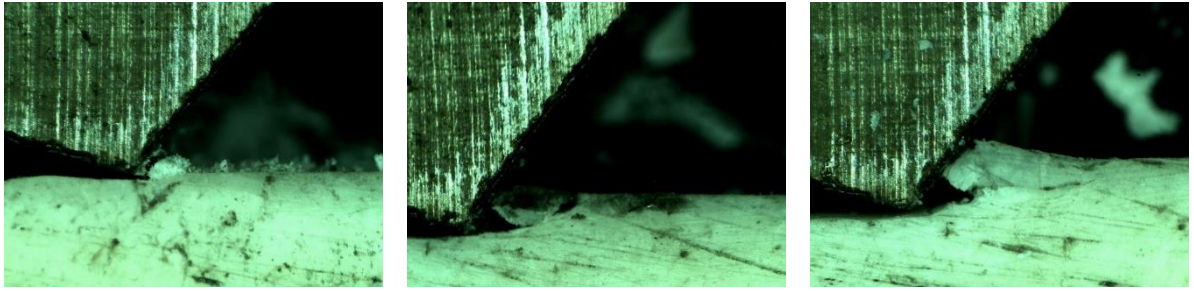


Rysunek 3.9. Model obróbki skrawaniem narzędziem o dużym ujemnym kącie natarcia: (A) model i (B) hodograf (oprac. własne na podstawie Fang i in. [236])

Eksperymentalna obserwacja skrawania tkanki kostnej zbitej dostarczyła informacji umożliwiających wyróżnienie trzech mechanizmów obróbki:

- całkowitego odkształcenia – pure plowing state (PPS),
- skrawania ścinająco–pękającego – shear crack state (SCS),
- skrawania pękającego – fracture crack state (FCS).

Zakres występowania wskazanych trybów zależał przede wszystkim od głębokości skrawania a_p (rys. 3.10), a ich efektem były zróżnicowane kształty wiórów (rys. 3.11) charakteryzujące każdy z procesów.

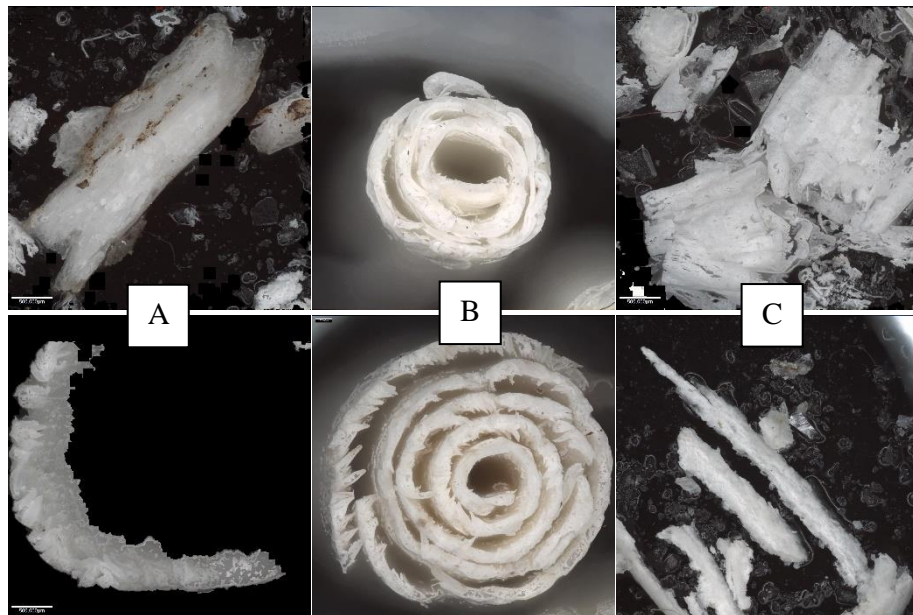


Rysunek 3.10. Widok procesu skrawania tkanki kostnej zbitej w kierunku równoległym, dla głębokości skrawania: 10, 50 i 100 μm (oprac. własne)

W trybie PPS wióry przybierały kształt igieł, krótkich łuków i drobnego pyłu. W trybie PPS wióry przybierały kształt igieł, krótkich łuków i drobnego pyłu, a w fazie przejściowej SCS – spirali, łuków oraz igieł. W trybie tym pojawiały się też wióry fragmentaryczne powstające w wyniku pęknięć, które dominowały w następnym mechanizmie obróbki, tj. FCS, charakteryzującym się też występowaniem krótkich wiórów spiralnych (rys. 3.11).

Jedynie SCS zapewnia regularny kształt formowanych wiórów, a najbardziej nieprzewidywalny był FCS, podczas którego energia pęknięcia prowadziła do niekontrolowanej propagacji pęknięć. Granica pomiędzy wskazanymi procesami nie jest jednoznaczna, aczkolwiek na potrzeby stworzenia modelu analitycznego wyznaczono następujące przedziały:

- PPS – $a_p \leq 25 \mu\text{m}$,
- SCS – $25 \mu\text{m} < a_p \leq 100 \mu\text{m}$ oraz
- FCS – $100 \mu\text{m} < a_p$.

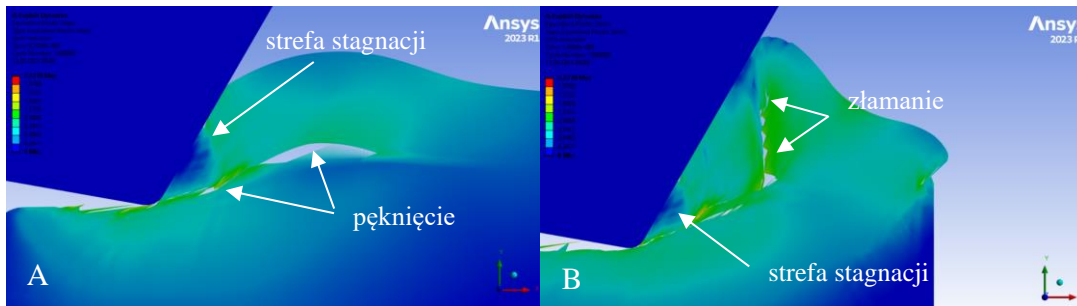


Rysunek 3.11. Trzy grupy wiórów powstałe podczas skrawania na różnej głębokości obróbki: A – $a_p \geq 100$, B – $100 \geq a_p \geq 50$ i C – $a_p \leq 50 \mu\text{m}$ (oprac. własne)

Ze względu na trudność w obserwacji strefy stagnacji podczas badań eksperymentalnych, opracowano izotropowy model numeryczny skrawania ortogonalnego narzędziem o $\gamma = -30^\circ$ i $\alpha = 10^\circ$ na głębokość $100 \mu\text{m}$ za pomocą oprogramowania ANSYS Explicit Dynamics. Symulacja odbywała się w przestrzeni 2D, model tkanki kostnej obejmował 26967 trójkątów o 13805 węzłach, tworzących powierzchnię przekroju $1000 \times 300 \mu\text{m}$. Przyjęto następujące parametry modelu [24,239]: gęstość 2000 kg/m^3 , moduł Younga 20 GPa , współczynnik Poissona 0.3 , moduł odkształcalności objętościowej 160 MPa , moduł Kirchoffa 7.7 GPa , maksymalne ciśnienie rozciągające 205 MPa , energia pęknięcia 600 J/m^2 oraz wieloliniowe utwardzanie izotropowe zgodnie z badaniami Cehreliego [240] oraz Lina and Kinga [241]. Symulacje numeryczne znalazły odzwierciedlenie w badaniach eksperymentalnych – w obu typach badań wyodrębniono trzy etapy: kumulacji naprężeń, propagacji pęknięcia oraz złamania końcowego. Na rysunku 3.12, przedstawiającym dwa stadia tworzenia wiórów (propagację pęknięcia i złamanie), widoczny jest obszar stagnacji, który występował podczas całego procesu skrawania.

Analiza eksperymentalna wykazała, że wartość siły ścinającej wzrasta wraz ze zwiększaniem się głębokości skrawania (rys. 3.13), aczkolwiek amplituda zmian, charakter przebiegu oraz ich średnia wartość zależały od kierunku orientacji osteonów:

- dla $a_p \leq 10 \mu\text{m}$ wartości siły ścinającej przyjmowały zbliżone wielkości dla wszystkich kierunków (tab. 3.4),
- dla $a_p = 50$ i $125 \mu\text{m}$ wartości sił były podobne w przypadku skrawania w kierunku prostopadłym oraz poprzecznym, a zarazem wyższe od otrzymanych dla kierunku równoległego (o odpowiednio 14 i 25 N); rezultaty te potwierdzają powszechnie przyjmowane poprzeczne–izotropowe właściwości tkanki kostnej zbitej [35,242].

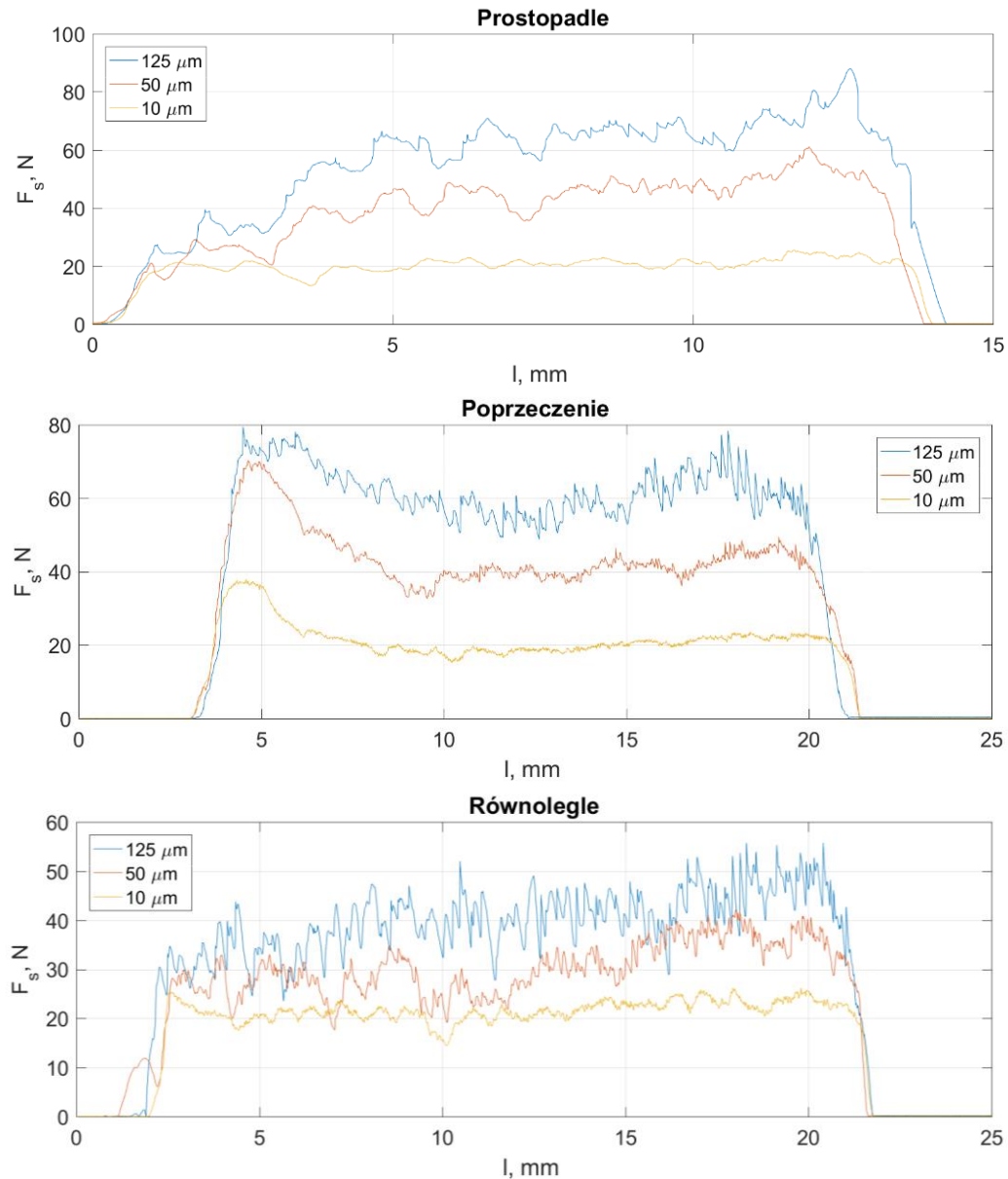


Rysunek 3.12. Symulacja numeryczna odkształcenia plastycznego w trakcie procesu skrawania ortogonalnego izotropowego modelu tkanki kostnej zbitej: A – inicjacja pęknięcia oraz B – propagacja złamania (oprac. własne)

Tabela 3.4. Wartości siły ścinającej dla określonych głębokości skrawania i kierunków obróbki (oprac. własne)

Kierunek skrawania	F_s, N		
	$a_p = 125 \mu\text{m}$	$a_p = 50 \mu\text{m}$	$a_p = 10 \mu\text{m}$
Równoległy	$39,9 \pm 7,1$	$30,1 \pm 5,1$	$21,5 \pm 1,9$
Prostopadły	$62,5 \pm 8,56$	$44,4 \pm 6,9$	$20,5 \pm 2,2$
Poprzeczny	$61,7 \pm 7,2$	$44,4 \pm 8,2$	$21,7 \pm 4,8$

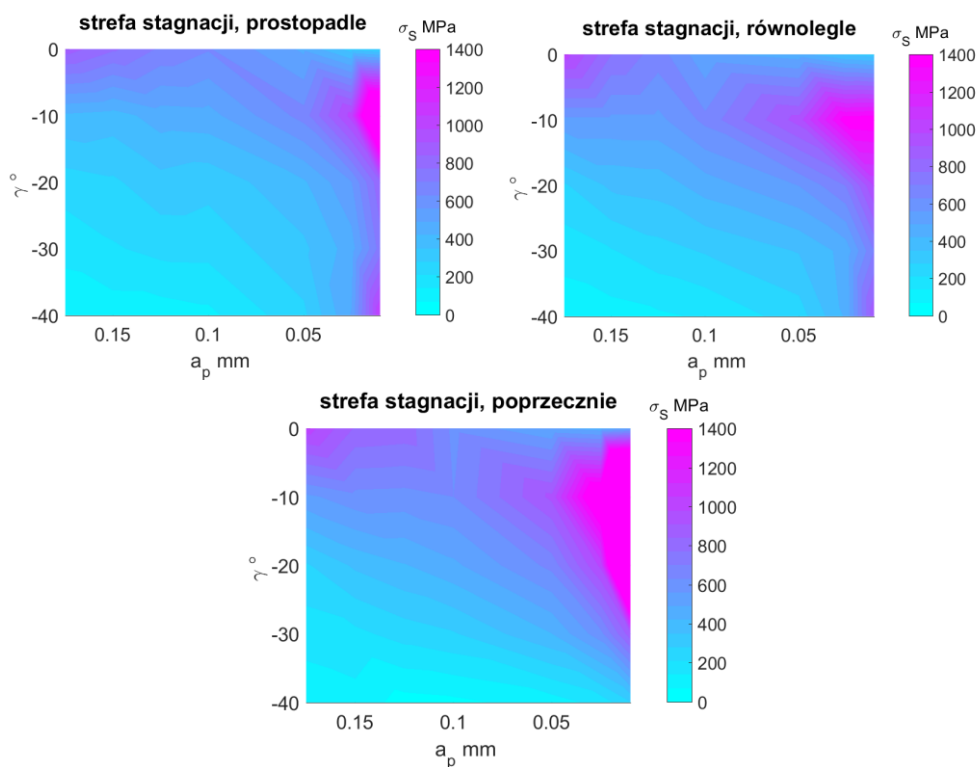
Niewielkie odchylenia wartości F_s dla $a_p \leq 10 \mu\text{m}$ sugerują ciągłość procesów skrawania, brak występowania pęknięć i propagacji nieregularnych uszkodzeń tkanki, przy czym zwiększenie głębokości skutkuje wzrostem odchyżeń i zmiennym charakterem przebiegu tego parametru. W przypadku prostopadłego kierunku obróbki F_s najpierw na krótkim odcinku osiąga maksymalne wartości, aby następnie spaść do minimum na równie niewielkim dystansie. Potencjalnym powodem takiego przebiegu procesu jest propagacja pęknięć wzdłuż linii cementowych w kierunku poprzecznym do osi osteonów pomiędzy ich granicami.



Rysunek 3.13. Wartości siły ścinającej uzyskane podczas eksperymentów skrawania ortogonalnego narzędziem ($\gamma = -30^\circ$, $\alpha = 10^\circ$) skrawającym z $v_c = 0,5 \text{ mm/s}$ w trzech kierunkach orientacji ostrza względem osteonów (oprac. własne)

Gwałtowny pik widoczny na początku skrawania w kierunku poprzecznym, może być efektem konieczności przełamania oporu materiału, wynikającego z kumulacji naprężeń (efekt porowatości), oraz osiągnięcia minimalnej głębokości skrawania. Inicjacja pęknięcia powoduje jego dalszą propagację, w efekcie czego maleje opór skrawania. Dla $a_p = 50 \mu\text{m}$ i $10 \mu\text{m}$ wartości siły ścinającej podczas skrawania w kierunku poprzecznym są porównywalne, aczkolwiek wraz ze wzrostem a_p następuje wzrost wartości chwilowej amplitudy F_s , która najlepiej widoczna jest dla $a_p = 125 \mu\text{m}$. Podobna tendencja zauważalna jest w przypadku kierunku prostopadłego, przy czym amplituda zmian F_s dla $a_p = 50 \mu\text{m}$ i $125 \mu\text{m}$ jest zbliżona. Efekt ten może wynikać z równoległego ułożenia osteonów względem krawędzi ostrza, co sprzyja szybszej propagacji pęknięć w kierunku powierzchni. Narastanie wartości siły F_s w funkcji drogi l w przypadku kierunku równoległego i prostopadłego jest skutkiem formowania się wiórów ciągłych i propagacji pęknięć wzdłuż linii cementowych, które choć tworzą się swobodniej niż w przypadku kierunku poprzecznym to nie doprowadzają do pęknięć łamiących wiór.

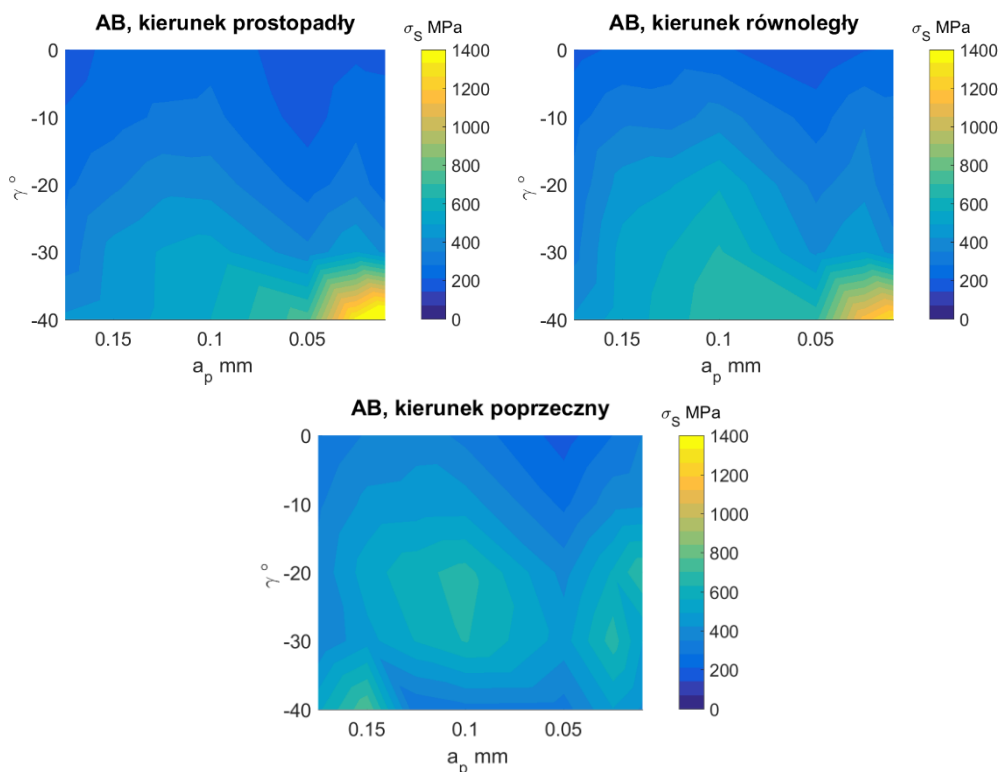
Dla kierunku poprzecznego przejścia pomiędzy szczytem, a lokalnym minimum odbywało się na krótkim dystansie. Efekt ten był następstwem propagacji pęknięć przez osteony z pominięciem linii cementowych. Największe wartości amplitudy zmian F_s w stosunku do średniej wartości, zaobserwowano dla kierunku równoległego, co wynikało z propagacji pęknięć wzdłuż profilu podłużnego osteonu. Po osiągnięciu lokalnego maksimum naprężeń następowała nagle transmisja pęknięcia ścinającego, która przerywała tworzenie się wióra, przechodząc jednocześnie do tworzenia kolejnego.



Rysunek 3.14. Wartości naprężeń lokalnych BC w strefie stagnacji uzyskane podczas eksperymentów skrawania ortogonalnego narzędziem ($\gamma = -30^\circ$, $\alpha = 10^\circ$) skrawającym z $v_c = 0,5 \text{ mm/s}$ w trzech kierunkach orientacji ostrza względem osteonów (oprac. własne)

Przedstawione na rysunku 3.14 naprężenia występujące wzdłuż dolnej krawędzi BC strefy stagnacji BCD (rys. 3.9) wizualizują swobodę propagacji pęknięć, których wartości zwiększają się wraz ze spadkiem głębokości skrawania. Korelacja ta wynika z innej zależności: zmniejszenia się kąta ścinania przy jednoczesnym zwiększeniu kąta natarcia w kierunku dodatnim. Największe wartości naprężeń odnotowano dla kierunku poprzecznego, ponieważ pęknięcia przebiegały przez oś osteonu – ze względu na brak możliwości propagacji wzdłuż linii cementowej i macierzy śródmiąższowej oddzielającej osteony.

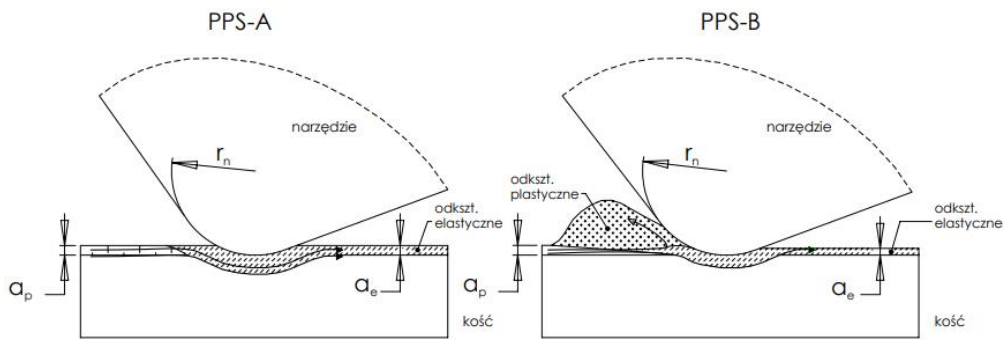
Naprężenia powstające wzdłuż linii pęknięcia ścinającego AB (rys. 3.9) odpowiadają za odkształcenia elastyczne, plastyczne, a także propagację pęknięć ścinających wewnątrz tkanki (rys. 3.14). Wartości maksymalne odnotowano dla najmniejszych głębokości obróbki i największych kątów natarcia, a efekt ten wynikał ze wzrostu powierzchni kontaktowej ostrza z tkanką oraz w przypadku małych wartości a_p , również z efektem skali [243][244]. Dla ujemnych kątów natarcia zauważalne było występowanie (głównie dla kierunku prostopadłego i równoległego) trzech stref wartości naprężeń w zależności od a_p , z wstępnymi granicami o wartościach $50\ \mu\text{m}$ i $100\ \mu\text{m}$. Grupy te stanowią pochodną różnych mechanizmów skrawania, tj. w przypadku małych głębokości obróbki a_p dominują odkształcenia elastyczne i plastyczne, którym towarzyszą duże wartości oporu skrawania. Dla większych wartości a_p obserwuje się spadek wartości naprężeń, ponieważ w mechanizmie skrawania dominuje propagacja pęknięć i formowanie się wiórów, którym towarzyszy zmniejszanie się oporu skrawania.



Rysunek 3.15. Wartości naprężeń ścinających występujących wzdłuż strefy ścinania (AB) uzyskane podczas eksperymentów skrawania ortogonalnego narzędziem ($\gamma = -30^\circ$, $\alpha = 10^\circ$) skrawającym z $v_c = 0.5\ \text{mm/s}$ w trzech kierunkach orientacji ostrza względem osteonów (oprac. własne)

3.3.1. Model mechanizmu formowania się wiórów

Tryb całkowitego odkształcenia



Rysunek 3.16. Schemat dwóch etapów trybu całkowitego odkształcenia (PPS): PPS-A – stadium ciągłe, PPS-B – stadium końcowe, kumulacja odkształceń przed krawędzią skrawającą (oprac. własne)

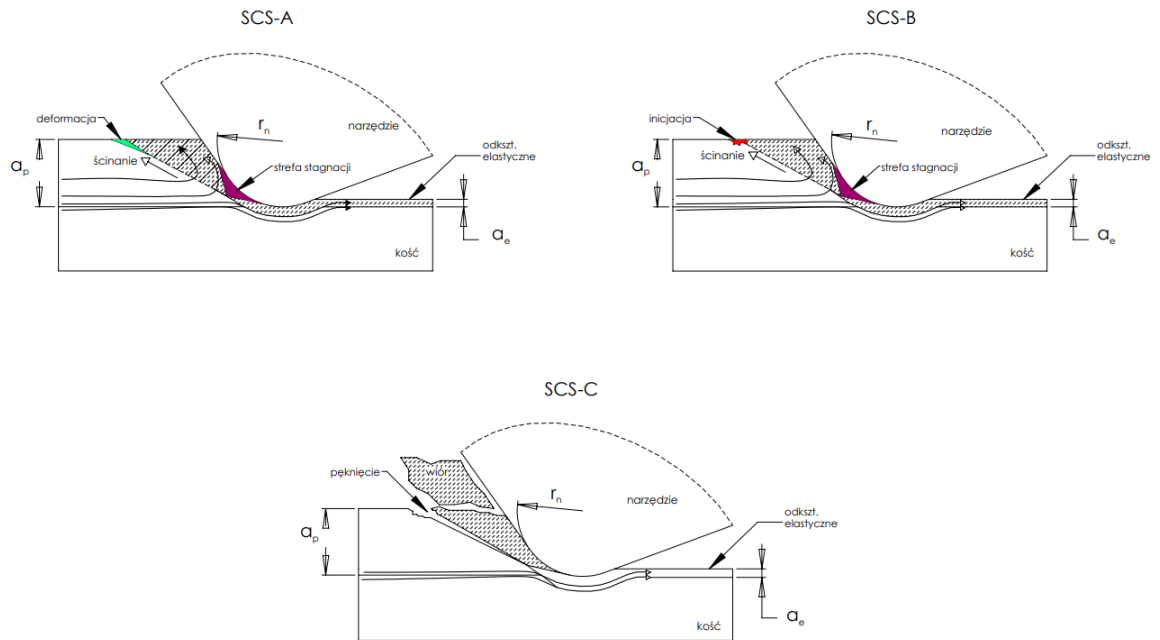
Tryb PPS zauważalny jest dla głębokości skrawania a_p poniżej $25\ \mu\text{m}$ i jest częstym zjawiskiem w przypadku mikroobróbki [245]. W tym przypadku dochodzi do elastycznego bądź elastyczno – plastycznego odkształcenia materiału, podczas którego powstaje zdeformowany obszar obejmujący przestrzeń przed powierzchnią ostrza wzdłuż całej powierzchni natarcia [246]. Gdy dojdzie do stanu całkowitego odkształcenia, wówczas zamiast skrawania dochodzi do wgniatania materiału [247]. Zjawisku temu sprzyjają warunki materiałowe, tj. porowatość tkanki; mikroskopijne otwory pod wpływem siły skrawającej zapadają się, częściowo pochłaniając naprężenia i ograniczając propagację pęknięć. Procesowi temu towarzyszy zjawisko tarcia, będące wynikiem kontaktu powierzchni ostrza (głównie powierzchni wzdłuż krawędzi skrawającej) z tkanką kostną, którego efektem jest emisja energii cieplnej. Wraz ze zwiększaniem głębokości skrawania odkształcenie elastyczne zmienia się w mieszane, czyli plastyczne, co rozpoczyna właściwy proces obróbki i formowania prostych i krótkich wiórów (rys. 3.16).

Mechanizm ten można podzielić na dwa stadia: PPS-A, podczas którego dochodzi do regularnego odkształcenia elastycznego tkanki kostnej wraz z emisją ciepłą towarzyszącą tarcia, oraz PPS-B, czyli etap tuż przed przejściem do kolejnego trybu skrawania (odkształcenie elastyczne przechodzi częściowo w plastyczne), w którym dochodzi do kumulacji odkształconego materiału przed powierzchnią skrawającą narzędzia, co wiąże się ze wzrostem oddziaływania narzędzie–tkanka i kumulacją energii.

Tryb skrawania ścinająco–pękającego

Tryb SCS występuje w przypadku głębokości skrawania a_p w zakresie od 50 do $100\ \mu\text{m}$. Ma charakter przejściowy, a jego granice nie są stałe i mogą ulegać nieznacznym przesunięciom. Zwiększenie głębokości skrawania oraz ujemny kąt natarcia skutkuje wystąpieniem obszaru stagnacji (rys. 3.17) – w literaturze przedmiotu zjawisko to opisywano najczęściej w kontekście skrawania plastycznych metali za pomocą narzędzi o ujemnym kącie natarcia [248][249]. Za obszar stagnacji przyjmuje się nieregularny trójkątny obszar przylegający do powierzchni narzędzia [250,251], który działa jako rzeczywista powierzchnia cięcia, powodująca skrawanie materiału oraz zmianę charakterystyki jego płynięcia. W wyniku występowania obszaru stagnacji rzeczywisty kąt natarcia γ_1 zmienia się na γ_2 (rys. 3.9), a krawędź DB działa jak powierzchnia narzędzia, wywołując płynięcie materiału wzdłuż krawędzi DB, a następnie BC. W trybie SCS

obszar stagnacji nie obejmuje całej powierzchni czołowej ostrza, co skutkuje występowaniem stanów: cięcia oraz odkształcenia plastycznego. Część materiału przepływa w górę w kierunku BD wzdłuż krawędzi natarcia obszaru stagnacji, tworząc wióry o powtarzalnej strukturze, aczkolwiek z licznymi pęknięciami. Natomiast pozostała część, w wyniku odkształcenia plastycznego, przemieszcza się w kierunku BC.



Rysunek 3.17. Schemat trzech etapów trybu skrawania ścinająco-pękającego (SCS): A – kumulacja naprężeń, B – inicjacja pęknięcia, C – pęknięcie ścinające (oprac. własne)

Wióry tworzące się w tym trybie charakteryzują się powtarzalną strukturą, aczkolwiek z licznymi pęknięciami. Ten rodzaj odpadu powstaje w wyniku pęknięcia ścinającego, ponieważ szybkość uwalniania energii generowanej przez przemieszczenia materiału w płaszczyźnie ścinania przekracza wartość krytycznego pęknięcia. Zgodnie z danymi literaturowymi [158] w przypadku dodatniego kąta natarcia można zaobserwować dominację pękania – ścinania o charakterze plastycznym, w którym wyróżnia się trzy fazy: kumulację deformacji, inicjację pęknięcia i propagację pęknięcia. W trybie SCS szybkość uwalniania energii wzdłuż płaszczyzny ścinania przekracza odporność kości na pęknięcie przy ścinaniu, podczas gdy w kierunku posuwu nie jest wystarczająco duża, aby dochodziło do propagacji pęknięć. W tym trybie pęknięcia ścinające powstają na granicy wióra i przedmiotu obrabianego, a wywołuje je siła ścinająca, którą można opisać wzorem:

$$F_s = \tau_{s,i} w t_1 / \sin \phi_i, \quad (3.25)$$

gdzie:

- $\tau_{s,i}$ – wytrzymałość tkanki kostnej na ścinanie (i – kierunek orientacji osteonu: 1 – równoległe, 2 – prostopadle, 3 – poprzecznie),
- w – szerokość obróbki,
- $t_1 = a_p$ – grubość wióra nieobrobionego (głębokość skrawania),
- ϕ_i – kąt ścinania.

Chwilowe przemieszczenie pojedynczego punktu w płaszczyźnie ścinania wynosi:

$$d\delta_s = \frac{V_c dt}{\cos \phi_i dt}, \quad (3.26)$$

gdzie:

- dt – czas przemieszczenia,
- V_c – prędkość skrawania.

Powyższa zależność (3.26) umożliwia wyznaczenie energii inicjującej pęknięcie w płaszczyźnie ścinania ze wzoru na pracę siły ścinającej:

$$dW_s = F_s d\delta_s = \frac{\tau_{s,i} w t_1 V_c dt}{\sin \phi_i \cos \phi_i}. \quad (3.27)$$

Zatem energię pęknięcia wzdłuż powierzchni natarcia można określić jako:

$$G = \frac{\partial W_s}{\partial A_s} = \frac{\partial W_s}{w V_c dt / \cos \phi_i} = \frac{\tau_{s,i} t_1}{\sin \phi_i}, \quad (3.28)$$

gdzie:

- A_s – obszar odkształcenia ścinającego.

Skrawanie opisywane w opracowanym modelu odbywało się za pomocą narzędzi o ujemnym kącie natarcia, dlatego posłużono się teorią skrawania uwzględniającą występowanie strefy stagnacji. Zgodnie z teorią Fang'a [236] kąt ścinania ϕ_i , który ulega przekształceniu wskutek wystąpienia pola stagnacji, można przedstawić za pomocą następującego równania:

$$\sin \phi_i = \frac{1}{1+2\theta+\tan \psi}, \quad (3.29)$$

w którym:

- $\theta = \frac{(\frac{PA}{k})-1}{2}$ – kąt *slip-line*,
- $\psi = \frac{\pi}{4} + \lambda - \gamma_1 - \theta$ – kąt wierzchołkowy obszaru stagnacji.

W celu wyznaczenia kąta wierzchołkowego obszaru stagnacji przyjęto [236]:

$$\lambda = \frac{\pi}{4} - \eta, \quad (3.30)$$

$$\eta = \frac{1}{2} \cos^{-1} \frac{\tau}{k}, \quad (3.31)$$

gdzie:

- λ to kąt tarcia względem powierzchni ostrza (rys. 3.9),
- η – kąt generowany przez współczynnik tarcia narzędzie/wiór.

Wprowadzając powyższe parametry (3.30 i 3.31) do równania definiującego wartość siły ścinającej (F_s), otrzymano:

$$F_s = \frac{\tau_{s,i} w t_1 (\frac{PA}{k} + \pi - \cos^{-1} \frac{\tau}{k} - 2\gamma_1 - 1)}{2}. \quad (3.32)$$

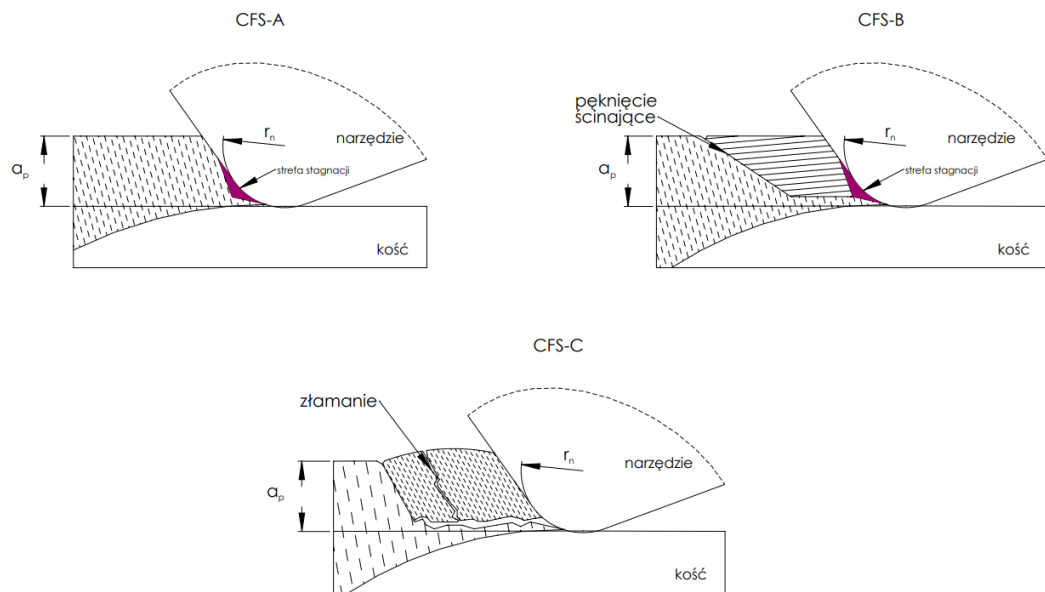
Bazując na powyższym, energię kumulującą się wzdłuż powierzchni natarcia można przedstawić za pomocą wzoru (3.33):

$$G_I = \frac{\partial W_s}{\partial A_s} = \frac{\partial W_s}{w V_c dt / \cos \phi_i} = \frac{\tau_{s,i} t_1}{\sin \phi_i} = \tau_{s,i} t_1 \left(\frac{PA}{k} + \pi - \cos^{-1} \frac{\tau}{k} - 2\gamma_1 - 1 \right). \quad (3.33)$$

Do pęknięcia dochodzi wówczas, gdy szybkość uwalniania energii (3.33) w płaszczyźnie ścinania przekroczy wartość kryterium G_I . Przyjmując, że $a_p = t_I$, krytyczną głębokość skrawania dla przejścia z trybu PPS do SCS można przedstawić za pomocą poniższego wzoru:

$$G = G_{I,i} \rightarrow a_{PPS-SCS} = G_{I,i} * \left(\frac{P_A}{k} + \pi - \cos^{-1} \frac{\tau}{k} - 2\gamma_1 - 1 \right) / \tau_{s,i}. \quad (3.34)$$

Tryb skrawania pękającego



Rysunek 3.18. Schemat trzech trybów skrawania pękającego (CFS): A – kumulacja naprężeń, B – inicjacja pęknięcia, C – wyłamanie materiału (oprac. własne)

Ostatni tryb skrawania jest zarazem najczęstszy, a powstaje wskutek dużych obciążeń kumulowanych na powierzchni krawędzi skrawającej. Wraz ze wzrostem głębokości skrawania zwiększają się zarówno siły skrawania, jak i nacisku, a omawiany tryb występuje wówczas, gdy szybkość uwalniania energii w kierunku posuwu przekracza odporność na pęknięcie w trybie obciążenia mieszanego (ściskanie). W tym przypadku nie dochodzi do deformacji ścinającej, a kumulacji energii w strefie stagnacji, która inicjuje propagację kruchego pęknięcia (złamanie) w płaszczyźnie ścinania (dla dodatnich kątów natarcia obserwuje się otwieranie pęknięcia).

Dla trybu CFS wyróżnia się trzy etapy: kompresję (wynikającą z porowatości), propagację pęknięcia wzdłuż kierunku skrawania (z kompresją) oraz złamanie będące wynikiem inicjacji i propagacji pęknięcia w kierunku ścinającym (rys. 3.18). W wyniku kompresji materiał zwiększa swoją wytrzymałość miejscowo, czego skutkiem jest kumulacja dużej ilości energii i powstanie niekontrolowanych pęknięć i złamań.

W przypadku trybu CFS występuje połączenie zjawiska ścinania oraz ściskania. Wzrost głębokości skrawania powoduje, że siła ścinania F_c oraz siła normalna F_{th} zwiększają się, a energia generowana wzdłuż kierunku posuwu osiąga wartość krytyczną jako pierwsza. W tym przypadku można wyróżnić dwa typy pęknięcia: 1) w płaszczyźnie ścinania – w kierunku F_c oraz 2) wywołane ściskaniem – w kierunku F_{th} . Wartości wymienionych sił można przedstawić zgodnie z poniższymi równaniami [252]:

$$F_{th} = \frac{F_{sciskanie} \sin(\beta_i - \gamma)}{\cos(\phi_i + \beta_i - \gamma)}, \quad (3.35)$$

$$F_C = \frac{F_{scinanie} \sin(\beta_i - \gamma)}{\cos(\phi_i + \beta_i - \gamma)}, \quad (3.36)$$

w których:

$$F_{sciskanie} = \frac{R_c A_s}{\sin \phi_i}, \quad (3.37)$$

$$F_{scinanie} = \frac{\tau_s A_s}{\sin \phi_i}. \quad (3.38)$$

Stosując przemieszczenia punktu w jednostce czasu opisywane równaniami:

$$d\delta_{th} = \tan \phi_i V_c dt, \quad (3.39)$$

$$d\delta_c = V_c dt, \quad (3.40)$$

wygenerowana energia wynosić będzie:

$$dW_{th} = F_{th} d\delta_{th} = \frac{(R_{c,i} t_1 - G_{IIc,i} \sin \phi_i) w \sin(\beta_i - \gamma) \tan \phi_i V_c dt}{\sin \phi_i \cos(\phi_i + \beta_i - \gamma)}, \quad (3.41)$$

$$dW_C = F_C d\delta_C = \frac{(\tau_{s,i} t_1 - G_{IIc,i} \sin \phi_i) w \cos(\beta_i - \gamma) \tan \phi_i V_c dt}{\sin \phi_i \cos(\phi_i + \beta_i - \gamma)}. \quad (3.42)$$

Całkowitą energię pęknięcia wyznaczyć można za pomocą poniższego równania:

$$G = \frac{\partial W}{\partial A} = \frac{\partial W}{w V_c \partial t} = \frac{dW_{th} + dW_C}{w V_c \partial t}. \quad (3.43)$$

Uwzględniając wartości parametrów z równań 3.29–3.31, otrzymuje się rozwinięcie równania 3.43:

$$G_{II} = \frac{((\cos(\frac{\pi}{4} - \frac{1}{2} \cos^{-1} \frac{\tau}{k} - \gamma) + \sin(\frac{\pi}{4} - \frac{1}{2} \cos^{-1} \frac{\tau}{k} - \gamma)) \tan(\frac{\pi}{2} - \cos^{-1} \frac{\tau}{k} + 2k)) (\frac{\tau_{s,i} t_1 - G_{IIc,i}}{\frac{P_A + \pi - \cos^{-1} \frac{\tau}{k} - 2\gamma_1 - 1}{k}})}{\frac{2 \cos(\cos^{-1} \frac{\tau}{k} + \gamma)}{\frac{P_A + \pi - \cos^{-1} \frac{\tau}{k} - 2\gamma_1 - 1}{k}}}} = \frac{((\cos(\frac{\pi}{4} - \frac{1}{2} \cos^{-1} \frac{\tau}{k} - \gamma) + \sin(\frac{\pi}{4} - \frac{1}{2} \cos^{-1} \frac{\tau}{k} - \gamma)) \tan(\frac{\pi}{2} - \cos^{-1} \frac{\tau}{k} + 2k)) (\tau_{s,i} t_1 - G_{IIc,i})}{2 \cos(\cos^{-1} \frac{\tau}{k} + \gamma)}. \quad (3.44)$$

Po uproszczeniu i uwzględnieniu energii pęknięcia G_I (gdy $a_p = t_1$), równanie 3.44 przyjmuje postać umożliwiającą wyznaczenie granicznej głębokości skrawania:

$$G = G_{(I+II),i} \rightarrow a_{P_{SCS-CFC}} = \frac{G_{(I+II),i} \cdot \frac{1}{2} (\frac{P_A + \pi - \cos^{-1} \frac{\tau}{k} - 2\gamma_1 - 1) 2 \cos(\cos^{-1} \frac{\tau}{k} + \gamma)}{((\cos(\frac{\pi}{4} - \frac{1}{2} \cos^{-1} \frac{\tau}{k} - \gamma) + \sin(\frac{\pi}{4} - \frac{1}{2} \cos^{-1} \frac{\tau}{k} - \gamma)) \tan(\frac{\pi}{2} - \cos^{-1} \frac{\tau}{k} + 2\gamma))} + G_{II,i}}{\tau_{s,i}}. \quad (3.45)$$

3.3.2. Walidacja modelu

Na podstawie opracowanych równań na wartość granicznej głębokości skrawania (3.34 i 3.45) przeprowadzono walidację zaproponowanego modelu. Zgodnie z danymi literaturowymi [249],

jeżeli stosunek długości kontaktowej narzędzia z obrabianym materiałem jest większy od głębokości skrawania, a kąt natarcia mniejszy od 0° , to:

- $P_A/k = 1$,
- $\tau/k < 1$.

Parametr τ/k można określić ilościowo za pomocą współczynnika tarcia (scharakteryzowanym w tab. 3.5) między narzędziem a otrzymanym eksperymentalnie wiórem [236]. Ponadto za pomocą danych eksperymentalnych pozyskanych podczas badań obróbki ortogonalnej wyznaczono wartości naprężeń ścinających τ_{si} dla każdego z kierunków skrawania (tab. 3.5).

Tabela 3.5. Wartości naprężeń ścinających oraz COF zastosowanych do walidacji modelu (oprac. własne)

Tryb	Kierunek obróbki					
	poprzeczny		prostopadły		równoległy	
	τ_1 MPa	μ_1	τ_2 MPa	μ_2	τ_3 MPa	μ_3
PPS	19	0.63	27	0.65	33	0.67
SCS	57	0.78	72	0.77	82	0.77
CFS	136	0.90	146	0.88	150	0.88

W celu dalszego upraszczania wymienionych wyżej równań, zastosowano następującą definicję kąta poślizgu w strefie stagnacji [251]:

$$\delta = \cos^{-1} \left(\frac{\tau}{k} \right). \quad (3.46)$$

Korzystając z danych zawartych z tabeli 3.6, równania 3.34 i 3.45 sprowadzono ostatecznie do postaci:

$$a_{PPS-SCS} = G_{I,i} * (\pi - \delta - 2\gamma) / \tau_{s,i}, \quad (3.47)$$

$$a_{SCS-CFC} = \frac{G_{(I+II),i} (\pi - \delta - 2\gamma) \cos(\delta + \gamma)}{\left(\cos \left(\frac{\pi}{4} - \frac{1}{2} \delta - \gamma \right) + \sin \left(\frac{\pi}{4} - \frac{1}{2} \delta - \gamma \right) \tan(\pi - \delta - 2\gamma) \right)} + \quad (3.48)$$

$$G_{III,i} * (\pi - \delta - 2\gamma) / \tau_{s,i}.$$

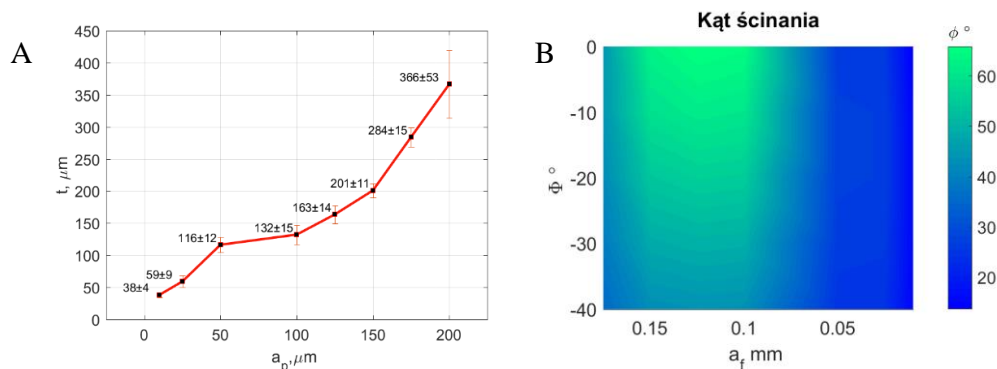
Tabela 3.6. Wartości parametrów wejściowych opracowanego modelu obróbki z uwzględnieniem ujemnego kąta natarcia (oprac. własne)

Parametry	γ				
	0°	-10°	-20°	-30°	-40°
τ/k	0.76	0.78	0.76	0.77	0.76
δ	0.72	0.68	0.70	0.69	0.70
P_A/k	1	1	1	1	1

Kolejnym etapem prac było wyznaczenie wartości kątów ścinania dla poszczególnych głębokości (rys. 3.20), które określono na podstawie wyników badań eksperymentalnych dotyczących wartości spęczenia wióra i zależności:

$$\tan \phi = \frac{\cos \gamma_0}{A_t - \sin \gamma_0}. \quad (3.49)$$

Przejście pomiędzy trybami PPS, SCS i CFS następuje, gdy głębokość skrawania jest wystarczająco duża, aby osiągnąć prędkość uwalniania energii krytycznej, określonej dla danego trybu skrawania. W celu walidacji tego modelu przejścia zastosowano wartości parametrów: odporności na pęknięcie, modułu sprężystości i współczynnika Poissona, które zaczerpnięto z prac innych badaczy (tab. 1.1 i 1.5). Założono następujące wartości energii pęknięcia: $G_{I,1-3} = 1374 \pm 183$ N/m (PPS–SCS, wszystkie kierunki) oraz $G_{II,1} = 2430 \pm 836$ N/m (SCS–CFS, równoległy) i $G_{II,2-3} = 4710 \pm 1284$ N/m (SCS–CFS, poprzeczny i prostopadły) [253]. Przyjęto (za Liao [158]), że odporność na kruche pęknięcie jest takie samo zarówno w kierunku prostopadłym, jak i poprzecznym, ponieważ pęknięcia występują prostopadle do kierunku osi osteonu [254] [255]. Zakłada się, że tryb PPS poprzedza pełnowymiarowe skrawanie tkanki, a moment przejścia w SCS powinien nastąpić wraz z osiągnięciem wartości zbliżonej do minimalnej grubości nieobrobionego wióra, która dla zastosowanego układu ostrza wynosi od 1,25 do 23,5 μm . W rezultacie zaimplementowania zaproponowanego modelu skrawania uzyskano wyniki, które zestawiono z danymi eksperymentalnymi (rys. 3.21).



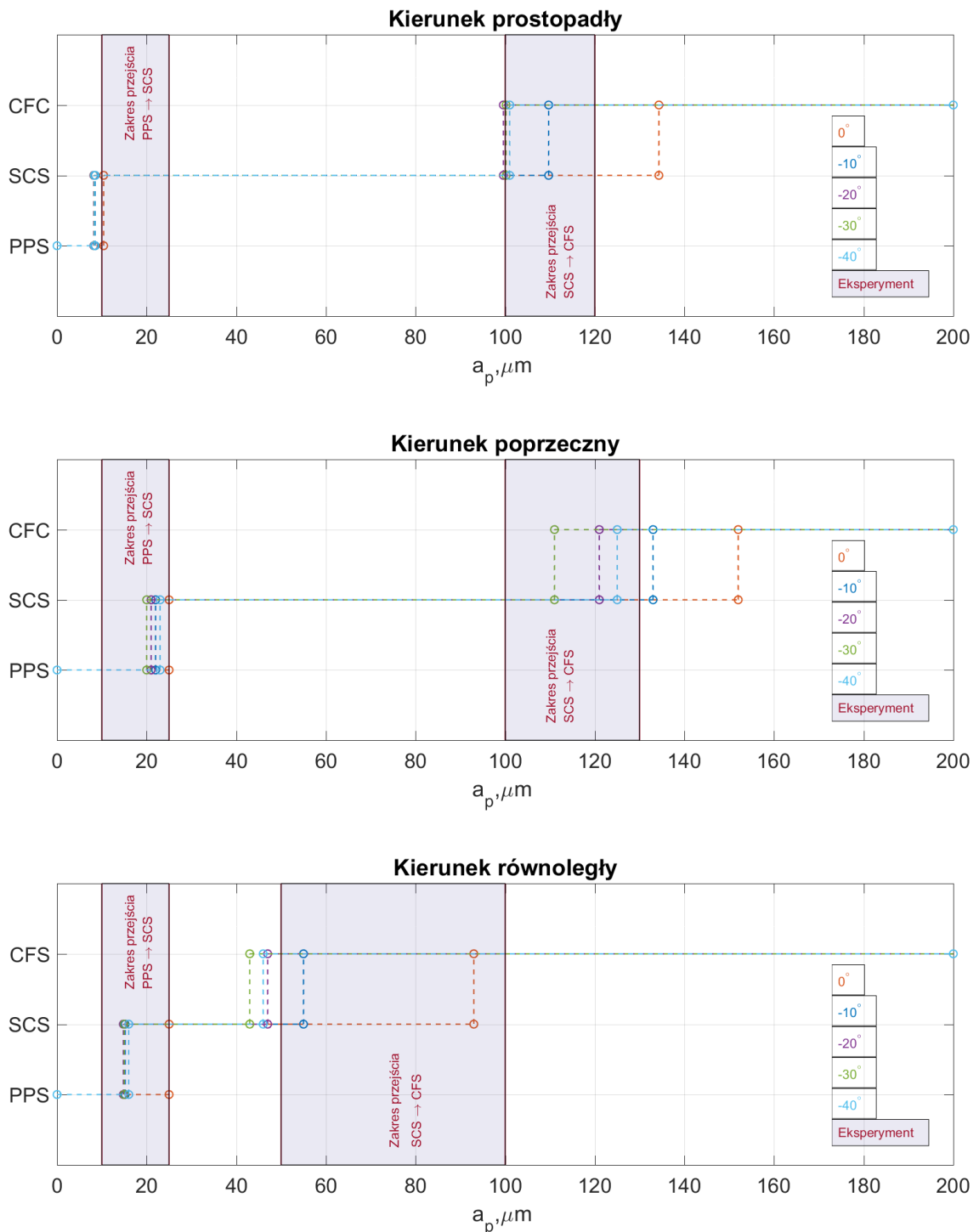
Rysunek 3.20. Wartości walidowanych parametrów: A – zależność grubości wióra od głębokości skrawania, B – zmiany kąta ścinania wynikające z poziomu spęczenia wióra i kąta natarcia (oprac. własne)

Jak widać na rysunku 3.21, przewidywane wyniki, zmienne w zależności od kąta natarcia, zasadniczo pokrywają się z obserwacjami eksperymentalnymi. W przypadku kierunku poprzecznego swoboda propagacji pęknięć jest ograniczona ze względu na poprzeczne położenie linii cementowych względem kierunku ruchu ostrza, dlatego tkanka kostna znacznie dłużej podlega odkształceniom elastyczno–plastycznym. Przewidywany moment przejścia PPS–SCS (zgodnie z równaniem 27) we wszystkich trzech kierunkach oscyluje jednak w obrębie wartości zaobserwowanych eksperymentalnie. Zgodnie z przewidywaniami skrawanie w kierunku prostopadłym charakteryzuje się najmniejszą minimalną grubością warstwy skrawanej, co wynika ze swobodnej propagacji pęknięć wzdłuż linii cementowych otaczających osteony. W trakcie skrawania w kierunku prostopadłym i poprzecznym, w wyniku efektu porowatości powodującego wzmocnienie właściwości mechanicznych tkanki, wydłuża się zakres trybu SCS. Pęknięcia propagujące się w kierunku równoległym, swobodnie wzdłuż linii cementowych, szybciej wywołują złamania – przykład tego zjawiska przedstawiono na symulacji numerycznej (rys. 3.12) Nieznaczone rozbieżności w wynikach eksperymentalnych i modelowych mogą wynikać z: szybkości odkształcania, temperatury skrawania, odmiennych właściwości badanej próbki, trudnej do określenia struktury tkanki kostnej zbitej (tj. przejściowo jednorodnej).

Opracowany model opiera się na teorii Fanga dotyczącej materiału izotropowego, który, mimo uwzględnienia w badaniach kierunkowości struktur, mógł mieć wpływ na potencjalne wyniki.

Przeprowadzona walidacja modelu potwierdziła, poprawność jego opracowania. Na poziom skomplikowania skrawania tkanki kostnej największy wpływ ma ortotropowość tego materiału, zaś czynnikami o największym znaczeniu pod względem mechanicznym są: przypadkowość lokalizacji włókien, rozmiary osteonów, grubość i stan linii cementowych oraz pochodzenie próbek.

Biorąc pod uwagę przeprowadzone badania, w tym walidację modelu, istotne jest kontynuowanie prac nad modelem w celu właściwego, najrzetelniejszego odwzorowania mechanizmów obróbki.



Rysunek 3.21. Wyniki walidacji opracowanego modelu obróbki skrawaniem (oprac. własne)

4. OPRACOWANIE PROTOTYPU NARZĘDZIA DO OBRÓBKI POWIERZCHNI KOSTNYCH

4.1. Wprowadzenie

Podstawowym założeniem wykonanych prac projektowych było opracowanie narzędzi do obróbki powierzchni kostnych za pomocą zespołu ostrzy bądź ziaren ściernych o niezdefiniowanej geometrii.

Obróbka ścierna to technologia skrawania, która może służyć do opracowywania geometrii powierzchni stawowych i innych fragmentów układu kostno-szkieletowego, zaś samo ściernie stanowi złożoną operację usuwania materiału polegającą na cięciu, tarcu i plastycznym odkształcaniu zachodzącym między ziarnem a obrabianym materiałem [256].

Proces ten można podzielić na: ściernie formujące i wykończeniowe (FFG) oraz ściernie z usuwaniem materiału (SRG). Celem SRG jest uzyskanie wysokiego wskaźnika usuwania, a FFG wykonuje się w celu uzyskania wymaganego kształtu, wykończenia i dokładności obróbki [257]. W ścierniu stosunek sił stycznych do normalnych mieści się w zakresie 0,3–0,5, co jest charakterystyczne dla procesu tarcia ślizgowego. Wynik ten wskazuje, że ziarna aktywne stanowią niewielką liczbę w stosunku do wszystkich ziaren ściernych [258].

Za pomocą ściernia uzyskuje się dobrej jakości wykończenie powierzchni i precyzyjne wymiary produktu końcowego [278]. Ponadto operacja ta umożliwia obróbkę twardych i kruchych materiałów, takich jak np. tkanka kostna [275–277] oraz kształtowanie struktury o złożonej geometrii [280,281] i charakteryzuje się mniejszym naciskiem obciążenia na obrabiany materiał [279].

W celu opracowania narzędzia pozwalającego na obróbkę powierzchni kostnych, przeanalizowano odpowiednie wytyczne dotyczące doboru materiałów narzędziowych oraz parametryzacji obróbki. Podstawowe informacje o zależności wydajności skrawania od rodzaju obrabianego materiału określono empirycznie, zgodnie z teoretycznymi zasadami ściernia w badaniach eksperymentalnych. W przypadku większości materiałów konstrukcyjnych skrawalność definiuje się jako fizyczny związek między wskaźnikami wydajności procesu, a właściwościami mechanicznymi przetwarzanych materiałów. O właściwościach tych decyduje poziom naprężeń w zakresie: temperatury, prędkości odkształcenia ściernego i geometrii oraz stopień ziaren narzędzia [259].

Badania eksperymentalne skrawania ortogonalnego, ze szczególnym uwzględnieniem ujemnego kąta natarcia, oraz pojedynczym ziarnem ściernym i zespołem ziaren (ściernicami) wskazują, że możliwe jest zastosowanie ściernic do obróbki powierzchni kostnych, przy czym ważne jest uwzględnienie wyraźnej różnicy między obróbką eksperymentalną, a użytkowaniem narzędzi przez medyków w warunkach operacyjnych.

Biorąc pod uwagę powyższe, celem użytecznym pracy doktorskiej jest opracowanie badawczego prototypu urządzenia do obróbki ścierniej określonego przypadku klinicznego, a tym samym – zaprezentowania możliwości zastosowania badań eksperymentalnych w codziennej praktyce lekarskiej.

4.2. Wybrany przypadek kliniczny – choroba Bastruupa

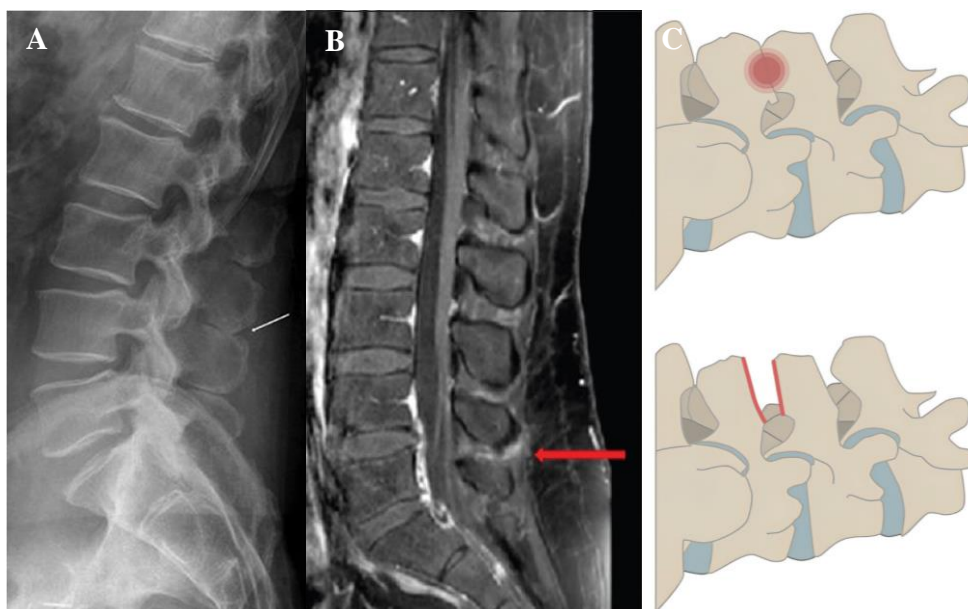
Choroba Bastruupa (ang. *bastruup syndrome* lub *kissing spine*) pod względem klinicznym objawia się bólem kręgosłupa w okolicach krzyżowych i lędźwiowych, który nasila się podczas prostowania i ustępuje przy zginaniu. Obraz radiologiczny tej jednostki charakteryzuje się przerostem tylnej kolumny kręgosłupa powodującym nieprawidłowy kontakt sąsiadujących ze sobą

wyrostków kolczystych i powiększenie powierzchni stawów międzywyrostkowych, a w efekcie – sklerotyzacją tkanki chrzęstnej. Choć schorzenie to jest stosunkowo częste, w fachowej literaturze brak na jego temat szczegółowych informacji. Jedna z nielicznych analiz wykazała, że spośród 1008 osób uskarżających się na bóle w dolnych odcinkach kręgosłupa, 41% cierpi właśnie na tę chorobę [260]. Inni badacze poddali badaniu 539 pacjentów, określając częstotliwość występowania schorzenia na poziomie 8,2% [261].

Literatura donosi o kilku metodach leczenia choroby Bastruupa. Najczęstsze postępowania medyczne polegają na miejscowych iniekcjach leków przeciwbólowych lub niesteroidowych leków przeciwzapalnych. Proponowane są również zabiegi chirurgiczne polegające na wycięciu kaletki, usunięciu wyrostka kolczystego lub osteotomii metodą otwartą i przezskórną (rys. 4.1). Pozytywne wyniki zaobserwowano również po wstrzyknięciu steroidu i znieczulenia miejscowego w obrębie więzadła międzykolcowego [260]. Pojawiają się także metody stabilizacji kręgów za pomocą FID (ang. *floating interlaminar device*), których celem jest odsunięcie od siebie wyrostków kolczystych i ustalenie położenia kręgów [260,262,263]. Najczęściej stosowane zabiegi operacyjne polegają na częściowym bądź całkowitym wycięciu wyrostków kolczystych, przy czym metody leczenia są zróżnicowane i dostosowane do indywidualnych potrzeb każdego pacjenta.

Wśród nich można wymienić metody stabilizacji międzytrzonowej kręgosłupa lędźwiowego z dostępu tylnego TLIF, PLIF, przedniego ALIF lub bocznego OLIF [264–266]. Zespoleń kręgów uzyskuje się za pomocą klatki międzytrzonowej (PEEK lub tytanowej) oraz przeszczepu kostnego: materiału pozyskanego z banku kości lub pobranego z innego miejsca w ciele pacjenta. Zabiegi te wykonywane są ogólnodostępnymi narzędziami chirurgicznymi.

Zgodnie z najnowszymi teoriami choroba Bastruupa nie jest osobną jednostką chorobową, a częścią zmian zwyrodnieniowych kręgosłupa – głównie spondylozy, której towarzyszy tworzenie się osteofitów [267,268].



Rysunek 4.1. A – obrazy pochodzące z aparatu rentgenowskiego [262] i B – tomografu komputerowego [269], przedstawiające zjawisko spondylozy oraz C – schemat odtwarzania przestrzeni międzykolczystej [270]

4.3. Prototyp narzędzia do obróbki powierzchni kostnych wyrostków kołczystych w leczeniu choroby Baastrupa

Analiza przypadku klinicznego, jakim jest choroba Baastrupa, przeprowadzone badania eksperymentalne oraz przegląd stosowanych dotychczas metod operacyjnych stanowiły podstawę do opracowania prototypu narzędzia do przeprowadzenia krótkiego, małoinwazyjnego zabiegu ubytkowania fragmentów wyrostków kołczystych.

W pierwszej kolejności opracowano założenia, których pozytywna realizacja stanowiłaby gwarancję skutecznego zastosowania narzędzia w praktyce chirurgicznej (tab. 4.1).

Tabela 4.1. Założenia projektowe dotyczące realizacji prototypu badawczego narzędzia do obróbki powierzchni wyrostków kołczystych (oprac. własne)

Zagadnienie	Założenia
Konstrukcja	<ul style="list-style-type: none"> • lekkość • ergonomia użytkowania
Materiały	<ul style="list-style-type: none"> • biogodność • stosowane na instrumentarium medyczne
Sterowanie	<ul style="list-style-type: none"> • zewnętrzne, manualne • na poziomie prototypu – funkcja <i>on/off</i> lub sterowanie pedałem
Użytkowanie	<ul style="list-style-type: none"> • urządzenie – wielokrotnego użytku, konieczność dezynfekcji i sterylizacji po każdym zabiegu • ściernica – jednorazowego użytku, sterylizacja przed zabiegiem
Obsługa	<ul style="list-style-type: none"> • narzędzie ręczne, trzymane przez operatora • możliwość robotyzacji
Sposób skrawania	<ul style="list-style-type: none"> • narzędzie o niezdefiniowanej geometrii ostrza • ruch oscylacyjny • podawanie wody w przestrzeń obróbki
Zabezpieczenia	<ul style="list-style-type: none"> • kontrola siły – głowica pod pewnym obciążeniem zostaje zablokowana

Funkcją prototypowego urządzenia miała być obróbka struktury tkanki kostnej zbitej i odtworzenie przestrzeni międzykołczystej. Zdecydowano o zastosowaniu obróbki mechanicznej narzędziem o niezdefiniowanej geometrii ostrzy skrawających ze względu na:

- zwiększenie precyzji skrawania, przy jednoczesnym zachowaniu topografii powierzchni zapewniającej rozrost tkanek,
- lepszą kontrolę pracy narzędzia przez zmniejszenie głębokości skrawania podczas jednego przejścia ostrza skrawającego,
- zminimalizowanie obciążenia udarowego tkanki kostnej zbitej i termicznego tkanek miękkich,
- zmniejszenie rozmiarów produktów obróbki w celu łatwiejszego ich usunięcia z przestrzeni operacyjnej.

Aby zapobiec zjawisku pochwycenia naczyń krwionośnych i nerwów, które spotykane jest przy zastosowaniu ruchu obrotowego narzędzi, zdecydowano o zastosowaniu ruchu postępowo–zwrotnego o charakterze oscylacyjnym. Kolejnym założeniem konstrukcyjnym było dostarczanie wody bezpośrednio w przestrzeń operacyjną, w celu chłodzenia tkanki i wypłukiwania produktów obróbki. Główny element urządzenia stanowiła głowica ścierna charakteryzująca się uniwersalnością, a także jednorazowością wykluczającą konieczność skomplikowanego oczyszczania i sterylizacji po każdym zabiegu.

4.3.1. Klasyfikacja wyrobu

Klasyfikacja wyrobu decyduje o rodzaju procedury oceny zgodności wykonywanej przez producenta wyrobu, która służy zapewnieniu, że oceniany wyrób spełnia wymagania – im wyższa klasa, tym bardziej restrykcyjna procedura. Podstawami prawnymi tej kwalifikacji są następujące dokumenty: Rozporządzenie Parlamentu Europejskiego i Rady (UE) 2017/745 z dnia 5 kwietnia 2017 r. w sprawie wyrobów medycznych, zmiany dyrektywy 2001/83/WE, rozporządzenia (WE): nr 178/2002 i nr 1223/2009 oraz uchylecia dyrektyw Rady 90/385/EWG i 93/42/EWG.

Klasyfikacji poddano urządzenie do obróbki powierzchni kostnych, tj.: wyrób medyczny, inwazyjny, nieaktywny, przeznaczony do skrawania tkanki kostnej, który pozostaje w chwilowym (< 60 min) kontakcie z narządami wewnętrznymi organizmu. Zgodnie z regułą nr 6 urządzenie uznano za wyrób medyczny klasy IIa, który musi spełniać odnoszące się do niego ogólne wymogi bezpieczeństwa. Ponadto konieczne było zastosowanie zarządzania ryzykiem do wyrobów medycznych ISO 14971, a także przeprowadzanie oceny biologicznej stosowanych materiałów wg ISO 10993i prowadzenie dokumentacji technicznej wyrobu zgodnie z ISO 13485.

Powyższe uwagi zastosowano podczas opracowywania prototypu badawczego narzędzia do obróbki wyrostków kołczystych.

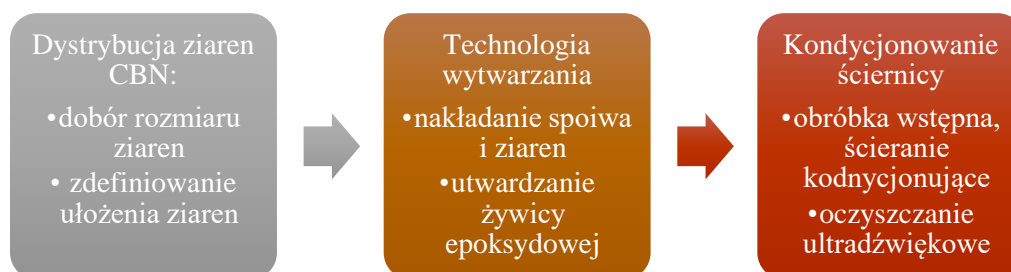
4.3.2. Ocena biologiczna prototypu wyrobu zgodnie z normą ISO 10993

Zgodnie z wytycznymi normy ISO 10993 w ocenie biologicznej prototypu urządzenia do opracowywania wyrostków kołczystych wzięto pod uwagę następujące, wyspecyfikowane w tabeli 4.2 aspekty: rodzaj bazowego materiału konstrukcyjnego, technologie jego przetwarzania lub modyfikowania, wszelkie procesy obróbcze przed zastosowaniem wyrobu (m.in. sterylizacja), produkty biodegradacji i zużycia, postać finalnego wyrobu medycznego i charakterystykę jego fizycznych właściwości (np. porowatość, kształt i inne).

Tabela 4.2. Właściwości technologiczne, fizyczne i dotychczasowe aplikowanie materiałów konstrukcyjnych zastosowanych w przygotowanym prototypie (oprac. własne)

Część narzędzia	Materiał konstrukcyjny	Technologia przetwarzania	Właściwości fizyczne	Zastosowanie w medycynie
Obudowa	tworzywo sztuczne: PLA	druk 3D	duża biokompatybilność[271] swobodna sterylizacja [272]	obudowy urządzeń medycznych pojemniki[272,273]
Trzpień wodzący i mimośród	stal nierdzewna (stop klasy 316)	obróbka CNC sterylizacja	biokompatybilność [274,275] odporność korozyjna bardzo dobre właściwości mechaniczne [276]	kaniule, nożyczki, igły do iniekcji podskórnych refraktory skalpele [277]
Korpus głowicy	stal nierdzewna (stop klasy 316)			
Ścierniwo	cBN w osnowie Ti	kondycjonowanie sterylizacja	biokompatybilność[278] doskonałe właściwości mechaniczne [279,280] nietoksyczność [281]	nanorurki [282], ultratwarde powłoki [283]
Spoiwo	żywica epoksydowa	wygrzewanie w piecu kondycjonowanie sterylizacja	brak cytotoksyczności [284]	uszczelnienia [284] narzędzia do obróbki ścierniej [285,286] mostki zębowe [287]

Najważniejszym elementem konstrukcyjnym projektowanego prototypu narzędzia były wymienne ściernice służące do jednorazowego użycia podczas zabiegu, dlatego głównym celem inżynierskim było opracowanie najkorzystniejszego ich modelu, tj. nisko kosztowego, łatwego w wytwarzaniu, składającego się z materiałów biokompatybilnych o właściwościach mechanicznych gwarantujących wydajną i bezawaryjną realizację zabiegów. Uproszczony proces technologiczny wytwarzania głowic ściernych przedstawiono na rys. 4.2.



Rysunek 4.2. Schemat wytwarzania ściernicy (oprac. własne)

Końcowym etapem opracowania prototypu narzędzia, który nastąpił po kondycjonowaniu ściernicy, były testy eksploatacyjne (rozdziały 2.4.4 i 4.4). Na ich podstawie przeprowadzono analizy przede wszystkim dotyczące określenia poziomu wydajności ściernicy oraz jej zużycia podczas zabiegu chirurgicznego.

4.3.3. Projekt

Opracowano dwie wersje konstrukcyjne urządzenia do obróbki wyrostków kołczystych (rys. 4.3 A i B), różniące się kształtem, wymiarami oraz napędem. Wariant pierwszy umożliwiał montaż prototypu w uchwytach urządzeń laboratoryjnych, a nawet potencjalne operowanie ściernicą za pomocą robota manipulacyjnego. Wariant drugi wyposażono w ergonomiczny korpus dostosowany do ludzkiej dłoni, bowiem został przeznaczony do pracy ręcznej. Specyfikację techniczną obu modeli wariantów przedstawiono w tabeli 4.3, a podstawową dokumentację złożeniową stanowią załączniki 4 i 5.

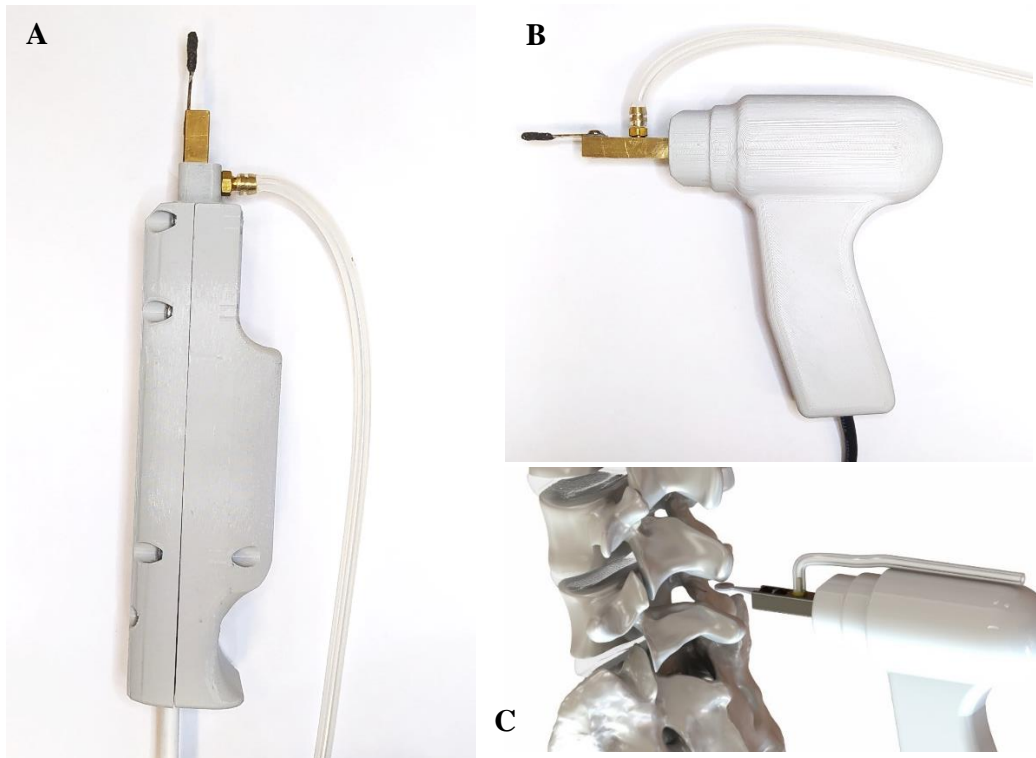
Tabela 4.3. Podstawowa specyfikacja techniczna urządzeń do obróbki powierzchni kołczystych (oprac. własne)

Parametr	Wariant I	Wariant II
Wymiary gabarytowe [mm]	175 x 41 x 40	131 x 120 x 40
Zasilanie	24V DC	24V DC
Sterowanie prędkością ruchu narzędzia	pedał nożny sterowanie napięciem	włącznik ON/OFF
Silnik	typ 37D x 50L z przekładnią 6,3:1	typ 37D x 50L bez przekładni
Zakres oscylacji narzędzia [mm]	5; 2,5; 1	2,5; 1; 0,5
Maksymalna częstotliwość ruchu	27 Hz	168 Hz
Średni pobór prądu	100 mA	100 mA

Przyjęto, iż narzędzie będzie napędzane silnikiem prądu stałego o napięciu 24V oraz ustalono stałą prędkość obrotową silnika.

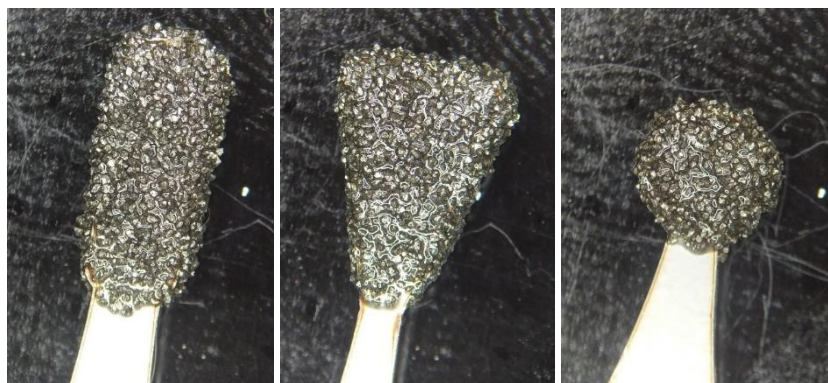
Zadaniem układu przeniesienia napędu była zmiana ruchu obrotowego na ruch posuwisto – zwrotny narzędzia skrawającego w kierunku poprzecznym do osi obrotu wirnika silnika. Uproszczone dokumentację techniczną określającą wymiary gabarytowe, a także elementy składowe każdego z prototypów zawarto we wspomnianych załącznikach nr 4 i 5.

Kluczowy element urządzenia stanowi trzpień wodzący, który osadzono wewnątrz korpusu na dwóch łożyskach liniowych oraz wałka prowadzącym. Ruch oscylacyjny wywołuje przeniesienie napędu obrotowego silnika na trzpień za pomocą wałka mimośrodowego. Trzpień wodzący wyposażono w otwór, w którym zamocowano gwintowany króciec umożliwiający podłączenie silikonowego węża do podawania wody w przestrzeń skrawania. Wizualizacje prezentujące zestawienie narzędzi w odcinkiem lędźwiowo–krzyżowym kręgosłupa przedstawiono na rysunku 4.3. C oraz w załączniku 6.



Rysunek 4.3. Prototypowe narzędzie do obróbki powierzchni wyrostków kolczystych: A – wariant I, B – wariant II, C oraz wizualizacja pracy wariantu II (oprac. własne)

Oba warianty urządzenia umożliwiają obsługę tego samego typu ściernic (rys. 4.4), których zakończenia przyjmują kształty prostokąta, trójkąta oraz okręgu. W części chwytowej mają dwa otwory umożliwiające szybki montaż do trzpienia wodzącego. Proces technologiczny wytwarzania ściernic omówiono szerzej w rozdziale 4.3.4.



Rysunek 4.4. Płaskie głowice ściernic kształtowe powstałe zgodnie z autorską technologią (oprac. własne)

Ściernice przedstawione na rysunku 4.4. mają charakter monowarstwowy o nieokreślonym położeniu ziaren, zaś na rys. 4.5 zaprezentowano drugą wersję głowic ściernych – monowarstwową, jednostronną, w której ziarna osadzone są na powierzchni korpusu w sposób zdefiniowany i uporządkowany, nie przylegając do siebie. Ostatnie z rozwiązań z jednej strony zapewnia lepszy przepływ wody pomiędzy ziarnami, zwiększając wydajność obróbki, ale z drugiej powoduje wydłużeniem procesu technologicznego.



Rysunek 4.5. Monowarstwowa jednostronna ściernica cBN o zdefiniowanym ułożeniu ziaren ściernych (oprac. własne)

4.3.4. Wytwarzanie

Elementy konstrukcyjne prototypu badawczego urządzenia do obróbki wyrostków kolczystych w obu wersjach wytworzono różnymi technologiami, które przedstawiono w tabeli 4.4.

Tabela 4.4. Technologie wytwarzania zastosowane do przygotowania prototypu badawczego (oprac. własne)

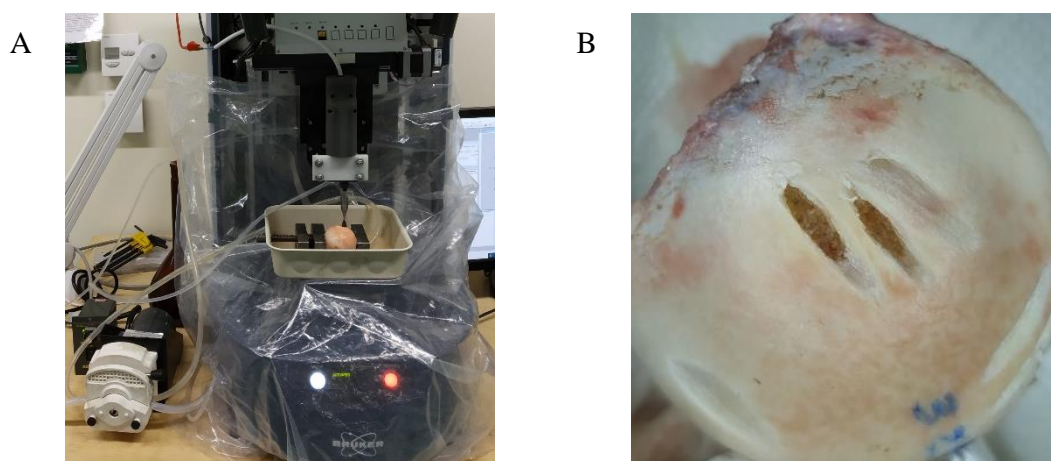
Element	Technologia wytwarzania
Obudowa	druk 3D, FDM (ang. <i>Fused Deposition Modeling</i>)
Trzpień wodzący i mimośród	obróbka CNC
Korpus głowicy	cięcie laserowe blachy
Ściernica	termoutwardzanie spoiwa żywicznego w temperaturze 60°C

Najistotniejszym zagadnieniem projektowanego rozwiązania było opracowanie technologii wytwarzania ściernicy. Badania laboratoryjne wykazały, że zastosowanie żywicy epoksydowej jako materiału spajającego ziarna CBN z korpusem wykonanym ze stali nierdzewnej stanowią najkorzystniejsze rozwiązanie, przede wszystkim z punktu widzenia ponoszonych kosztów – biorąc pod uwagę potencjalnie jednorazowy charakter użycia ściernic, jest to bardzo istotna zaleta autorskiej koncepcji procesu technologicznego. Ponadto z medycznego punktu widzenia niezwykle ważna była ekspertyza toksykologiczna użytych składników spajających (żywica i utwardzacz), która wykazała brak efektów cytotoksycznych (niszczących komórki). Ziarna CBN są materiałem biogodnym, który dzięki powlekanii tytanem zwiększa adhezję ze spoiwem co gwarantuje brak wykruszeń i mniejsze zużycie. Stan ostrzy pozostaje praktycznie niezmienny. W tabeli 4.5 szczegółowo scharakteryzowano wytwarzanie ściernicy z wyspecyfikowaniem użytych materiałów. Omówiony wyżej proces technologiczny umożliwia wytworzenie urządzenia zgodnego ze specyfikacją techniczną, której parametry zamieszczono w tab. 4.1, a zarazem spełniającego kryteria klasyfikacji (rozd. 4.3.1) oraz oceny biologicznej prototypu wyrobu zgodnie z normą ISO 10993.

Tabela 4.5. Proces wytwarzania głowicy ścierniej (oprac. własne)

Etap	Parametry i zadania
1. Zakup komponentów	korpus głowicy – stal nierdzewna, cięcie laserowe ścierniwo – Cerabon CBN 10 Ti 50/60 (B 301), dostawca: CERATONIA GmbH & Co. KG spoiwo – żywica epoksydowa (L) z utwardzaczem (L), dostawca: SP-TEX Sp. z o.o.
2. Przygotowanie	oczyszczenie korpusów głowicy: – mechanicznie: zgodnie z normą PL-EN ISO 8501-1:2008, do klasy: Sa 2 – chemicznie: odtłuszczanie alkoholem osuszenie ścierniwa w suszarce laboratoryjnej – temperatura 60°C, czas 30 minut mechaniczne wymieszanie żywicy z utwardzaczem w stosunku 100:45, czas mieszania 60 sekund
3. Nanoszenie ziaren na korpus	zanurzenie określonego fragment korpusu w żywicy naniesienie ziaren na powierzchnię żywicy, monwarstwowo mechaniczny docisk ziaren stemplem
4. Wyrzewanie	wygrzewanie ściernicy: temperatura 60°C, 15 godzin studzenie ściernicy, temperatura 20°C
5. Kondycjonowanie	kondycjonowanie obciążaczem diamentowym
6. Czyszczenie	oczyszczanie w wodzie demineralizowanej za pomocą myjki ultradźwiękowej

4.4. Badania wydajności i użytkowania prototypu badawczego

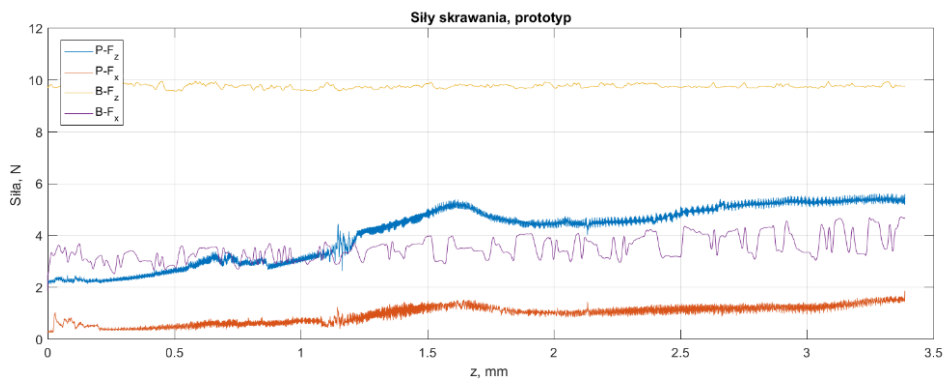


Rysunek 4.6. Stanowisko do przeprowadzenia badań prototypu urządzenia skrawającego – A, głowa kości udowej ze śladami obróbki – B (oprac. własne)

Badania wydajności przeprowadzono na stanowisku laboratoryjnym stosowanym do badań skrawania ortogonalnego. Urządzenie skrawające osadzono w głowicy tribotestera, a głowę kości udowej w imadle zamocowanym na stoliku liniowym (rys. 4.6.). Pomiedzy imadłem a stolikiem umieszczono czujnik siły rejestrujący sygnał skrawania w dwóch kierunkach – F_x i F_z . Zgodnie z założeniami projektowymi wodę podawano za pomocą pompy perystaltycznej. Urządzenie wykonywało ruch oscylacyjny o amplitudzie 10 mm, z prędkością posuwu 0,01 mm/s i częstotliwością ruchu oscylacyjnego 13 Hz.

Analizy pomiaru siły skrawania wykazały, że zarówno obciążenie, jak i siła styczna do kierunku ruchu narzędzia zmniejszyły się w porównaniu z wynikami badań laboratoryjnych.

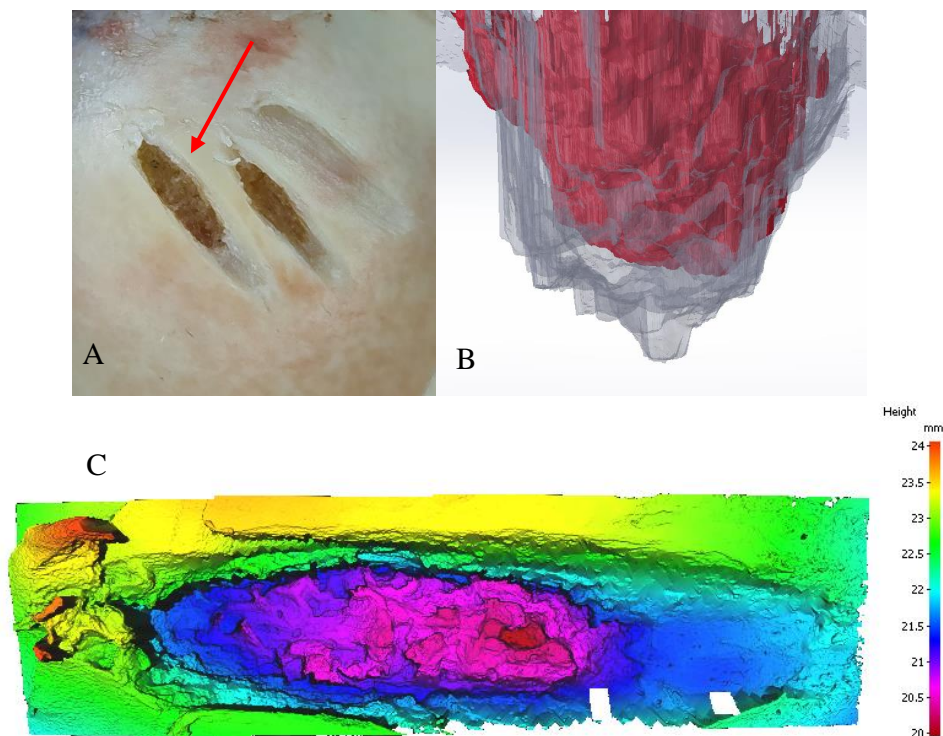
Na rysunku 4.7 przedstawiono zmiany wielkości sił F_x i F_z – przebiegi o większych wartościach z oznaczeniem B pochodzą z badań wstępnych (omówionych w rozdziale 2.4), zaś ze znaczkiem P – badań prototypu. Zauważalna jest większa zmienność wartości P wobec B, która wiąże się z wyższą częstotliwością ruchu narzędzia. Stabilizacja sił P- F_z i P- F_x przebiegała nieregularnie, co prawdopodobnie wynika z kasowaniem luzów oraz niejednorodności tkanki.



Rysunek 4.7. Wykres porównawczy przykładowych sił towarzyszących skrawaniu prototypem badawczym narzędzia do obróbki wyrostków kołczystych ($P-F_z$ i $P-F_x$) i wyników wstępnych badań eksperymentalnych ($B-F_z$ i $B-F_x$) ściernicy (oprac. własne)

Zestawiając skany obrabianej powierzchni i głowicy ścierniczej widać, że poziom odwzorowania geometrii kształtu narzędzia (rys. 4.8 B) jest zbliżony z powstałym śladem obróbki w strukturze kostnej. Nacięcie osiąga maksimum głębokości w punkcie centralnym (rys. 4.8 C), co odpowiada kształtowi głowicy. Skan powierzchni nacięcia nie wykazał obecności wykruszeń lub wyłamań materiału wzdłuż krawędzi zewnętrznych nacięcia.

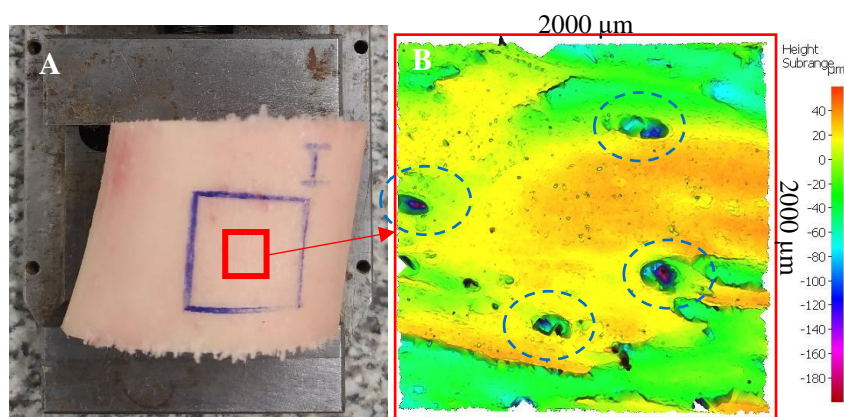
Poziom wydajności obróbki w przypadku zabiegu trwającego 5 minut wyniósł $50,05 \text{ mm}^3$. Narzędzie wykonywało posuw z prędkością $0,01 \text{ mm/s}$, co uniemożliwiało maksymalne zagłębienie. Poziom ubytkowania wyniósł $0,013 \text{ mm}^3/\text{Hz}$ i był wyraźnie mniejszy od wstępnych badań prototypu, aczkolwiek zarówno aktywna powierzchnia skrawania, jak i wartość siły nacisku były mniejsze.



Rysunek 4.8. Wyniki oceny użytkowania prototypu narzędzia: A – widok nacięcia na powierzchni tkanki, B – zestawienie czoła powierzchni skrawającej (kolor czerwony) ze śladem nacięcia (kolor szary) oraz C – skan, wizualizacja powierzchni nacięcia (oprac. własne)

4.5. Precyzja kształtowania powierzchni kostnych

Obróbka precyzyjna definiowana jest jako metoda, w której usuwana jest mała ilość materiału i dla której powierzchnia może charakteryzować się rygorystycznymi tolerancjami kształtu. Zaliczamy do niej procesy, gdzie grubość wióra jest niewielka, a w wielu przypadkach wióry mogą być niedostrzegalne [288]. Precyzję obróbki można przedstawić jako zbieżność i powtarzalność wartości parametrów opisujących m.in. topografię powierzchni, zmierzonych na tym samym bądź podobnych obiektach w określonych warunkach. Duża precyzja otrzymana zostaje wówczas, gdy wartości zmierzone są położone blisko siebie. Kształtowanie precyzyjne to także zachowanie wąskich tolerancji wykończenia i spełnianie dokładnych specyfikacji, ponadto w obróbce skrawaniem precyzja wymaga zastosowania odpowiedniego oprogramowania oraz zasad pracy zwiększających bezpieczeństwo i poprawę jakości.



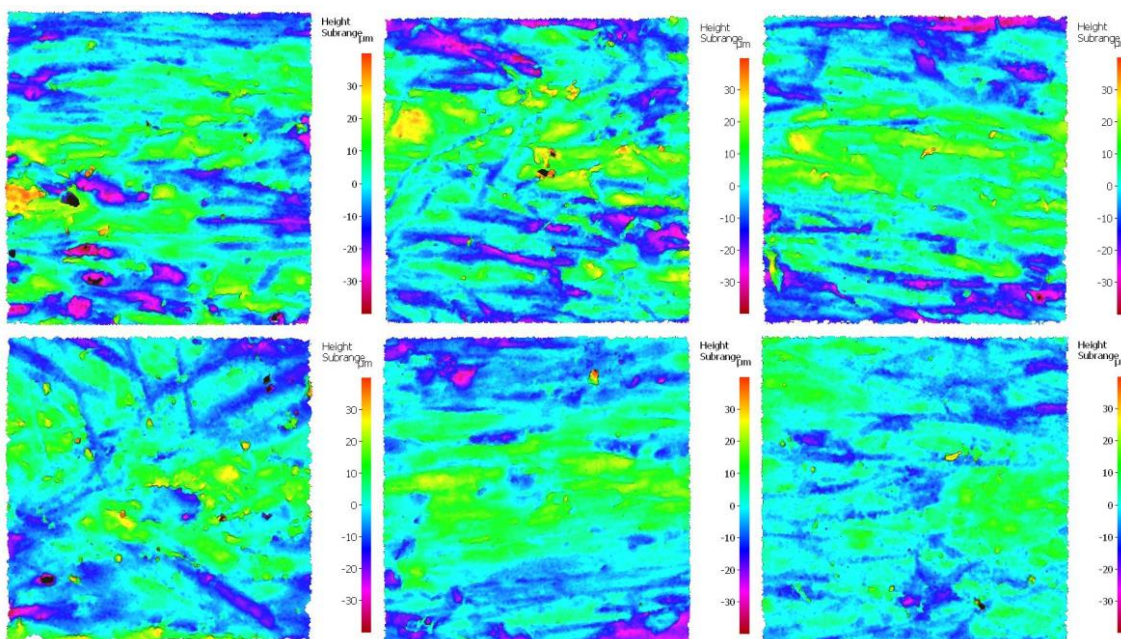
Rysunek 4.9. Widok fragmentu trzonu kości udowej (przed obróbką) – A, z zaznaczonym obszarem pomiaru topografii powierzchni – B

Tabela 4.6. Wyniki pomiaru topografii powierzchni próbek przed i po obróbce narzędziem ściernym

Parametr	Jednostka	Powierzchnie przed obróbką	Powierzchnie po obróbce
<i>Sa</i>	μm	$23,9 \pm 5,4$	$7,6 \pm 1,4$
<i>Sq</i>	μm	$28,9 \pm 6,9$	$9,8 \pm 1,7$
<i>Ssk</i>	–	$-1,1 \pm 2,9$	$0,0 \pm 0,7$
<i>Sku</i>	–	$7,4 \pm 19,6$	$7,2 \pm 4,9$
<i>Sdq</i>	–	$1,5 \pm 0,6$	$0,5 \pm 0,1$
<i>Sdr</i>	%	$76,2 \pm 19,0$	$10,2 \pm 4,8$

W celu oceny precyzji kształtowania powierzchni kostnych przeprowadzono badania, podczas których dziesięć fragmentów trzonów wołowych kości udowych poddano zaproponowanej w rozdziale 4 metodą skrawania (rys. 4.9 A). Na każdym z trzonów wyznaczono powierzchnię obróbki, którą wcześniej poddano analizie topograficznej za pomocą profilometru optycznego (rys. 4.9 B). Kształtowana powierzchnia była płaska, a w trakcie zabiegu podawano wodę w przestrzeń obróbki. W celu zachowania warunków operacyjnych, skrawanie przeprowadzono w sposób ręczny. Docisk ściernicy do powierzchni tkanki kontrolowany był intuicyjnie przez operatora. Po zakończeniu skrawania, powierzchnię osuszono i poddano ponownemu pomiarowi topografii powierzchni. Wizualizacje topografii wybranych fragmentów tkanki kostnej zbitej po obróbce przedstawiono na rysunku 4.10. Na wszystkich obrazach widoczne są ślady ziaren ściernych w postaci niebieskich i fioletowych bruzd w płaskiej powierzchni tkanki (kolor zielony). W porównaniu z powierzchnią przed obróbką, na której odnotowano obecność kanalików naczyń

krwionośnych (rys. 4.9 B, niebieskie kontury), struktura powierzchni obrobionej nie ukazuje żadnych mikrostruktur anatomicznych i charakteryzuje się mniejszym rozwinięciem.



Rysunek 4.10. Wizualizacje topografii wybranych fragmentów powierzchni tkanki kostnej zbitej po obróbce

Średnie kwadratowe odchylenie wysokości nierówności powierzchni od płaszczyzny odniesienia Sq próbki przed obróbką wynosi $28,8 \pm 3,9 \mu\text{m}$, a uśrednione dla dziesięciu próbek po obróbce (zgodnie z danymi w tabeli 4.6) Sq wynosi $9,7 \pm 1,6 \mu\text{m}$. Na powyższy parametr nie wpływają znacząco zarysowania, zanieczyszczenia i szумы pomiarowe, a niższa wartość Sq po obróbce wskazuje na mniejszą ilość nierówności i mniejszą gęstość pików na jednostkę powierzchni. Również wskaźnik względnego rozwinięcia powierzchni Sdr , a także parametr nachylenia powierzchni Sdq zmniejszają wartości po obróbce narzędziem ściernym (tabela 4.6). Wyższe wartości Sdq i Sdr świadczą o wyższym tempie wzrostu powierzchni, a także o tym, że tekstura powierzchni staje się cienka i szorstka. Ponadto współczynnik Skk dotyczący skośności rozkładu topografii powierzchni po obróbce przyjmuje wartości $0,0 \pm 0,7$ co potwierdza, że rozkład wysokości (szczyty i dołki) jest symetryczny wokół średniej płaszczyzny. Dla próbki przed obróbką $Skk < 0$, a zatem rozkład wysokości jest przekrzywiony powyżej średniej. Z kolei współczynnik skupienia rozkładu wysokości topografii powierzchni Sku zarówno przed i po obróbce przyjmuje wartości $Sku > 3$, co wskazuje na gwałtowny rozkład wysokości (porównywalny w obu przypadkach). Powyższa analiza potwierdza istotne zmiany zachodzące podczas obróbki narzędziem ściernym, co więcej obróbka ścierna zapewnia mniejszą zmienność topografii powierzchni.

Wyniki powyższych badań udowadniają, że po zastosowaniu prezentowanego w pracy sposobu obróbki, powierzchnia kości może charakteryzować się rygorystycznymi tolerancjami kształtu. Wartości parametrów opisujących topografię powierzchni obrobionych potwierdzają precyzję obróbki – charakteryzują się zbieżnością i powtarzalnością, pomimo zastosowania próbek pochodzenia zwierzęcego (o cechach osobniczych).

5. WNIOSKI KOŃCOWE

5.1. Podsumowanie i wnioski

Niniejsza praca, w ramach której przeprowadzono wiele badań eksperymentalnych, numerycznych, a także prac konstrukcyjnych, stanowi odpowiedź na potrzebę stałego udoskonalania zabiegów operacyjnych ratujących zdrowie i życie pacjentów. Wymagania stawiane przez nowoczesne procedury medyczne obligują badaczy do ciągłej analizy procesu skrawania tkanki kostnej, któremu, ze względu na złożoność zachodzących mechanizmów, towarzyszy wiele zjawisk fizycznych wymagających stałej kontroli.

Celem utylitarnym pracy było opracowanie autorskiego systemu obróbki powierzchni kostnych z zastosowaniem obróbki ścierniej – na podstawie badań eksperymentalnych i numerycznych, analiz symulacyjnych, a także wnikliwego przeglądu literatury. Za cel naukowy postawiono sobie przygotowanie, a następnie walidację modelu procesu skrawania tkanki kostnej zbitej, umożliwiającego przewidzenie procesów zachodzących podczas zabiegów obróbki powierzchni kostnych, w szczególności narzędziem o ujemnym kącie natarcia.

Pierwsza część rozprawy stanowi wprowadzenie do tematyki badawczej – dokonano w niej przeglądu właściwości tkanki kostnej w ujęciu cech inżynierskich, z uwzględnieniem tkanki kostnej zbitej oraz aktualnych metod zabiegowych stosowanych w chirurgii ortopedycznej i twarzoczaszki. Uwagę zwrócono na zjawisko nekrozy termicznej, anizotropowe właściwości tkanki kostnej oraz oprzyrządowanie operacyjne stosowane powszechnie w praktyce chirurgicznej. Badania literaturowe posłużyły do szczegółowego rozpoznania zagadnienia oraz pomogły w doborze odpowiednich metod eksperymentalnych służących do realizacji pomiarów laboratoryjnych i symulacji numerycznych.

W drugiej części pracy, zgodnie z opracowanym algorytmem zadań badawczych, przeprowadzono badania skrawania ortogonalnego tkanki kostnej zbitej ostrzem o zdefiniowanej geometrii (z uwzględnieniem określonych parametrów skrawania). Na podstawie uzyskanych wyników scharakteryzowano proces skrawania, wyznaczono wypadkową siłę skrawania, naprężenia ścinające, opór skrawania oraz współczynnik tarcia w strefie kontaktu narzędzia z wiórem. Przeprowadzono także analizę morfologii wiórów oraz szczegółowo scharakteryzowano proces propagacji pęknięć będących podstawą mechanizmu obróbki skrawaniem tkanki kostnej. Na tej podstawie wykazano, że najistotniejszym parametrem wpływającymi na mechanizm obróbki tkanki kostnej zbitej jest głębokość skrawania oraz orientacja osteonów względem ostrza skrawającego będąca właściwością tkanki.

W trakcie badań eksperymentalnych przeprowadzono ocenę właściwości cieplnych tkanki kostnej zbitej oraz warunków termicznych procesu skrawania w celu weryfikacji możliwości wystąpienia zjawiska martwicy termicznej tkanek. Przygotowano autorskie stanowisko badawcze pozwalające na wyznaczenie wartości współczynników – przewodności cieplnej oraz dyfuzyjności cieplnej tkanki kostnej, które znalazły zastosowanie w analizach symulacji numerycznych. Wykazano, że przyjęte parametry nie stanowią zagrożenia związanego z martwicą termiczną, aczkolwiek zauważono zmiany warunków cieplnych zachodzących podczas skrawania.

Kolejna część pracy obejmowała analizę mikroobróbki tkanki kostnej zbitej z zastosowaniem pojedynczego ziarna ściernego, która umożliwiła określenie odporności na kruche pękanie oraz wartości energii pęknięcia w zależności od orientacji osteonów. Opracowanie wyników pomiarów morfologii rys wykazało, że na proces obróbki największy wpływ ma orientacja osteonów – nawet na poziomie pojedynczego ziarna. Na tym etapie uznano także, że tkanka kostna ma quasi-kruche właściwości, które dla głębokości skrawania poniżej 25 μm charakteryzują się elastyczno-

plastycznym mechanizmem. W dalszych etapach tej części pracy przeprowadzono eksperymentalne badania skrawania zespołami ziaren, przede wszystkim w celu oceny właściwości materiałów konstrukcyjnych wchodzących w skład prototypowych ściernic oraz technologii ich wytwarzania. Dane uzyskane w trakcie badań nad prototypem ściernicy miały bezpośredni wpływ na wybór ziaren CBN, spoiwa na bazie żywicy epoksydowej oraz stalowego korpusu, elementów niezbędnych do dalszych prac na prototypem badawczym urządzenia.

Ostatnia część rozprawy dotyczyła opracowania i walidacji modelu skrawania tkanki kostnej zbitej narzędziem o ujemnym kącie natarcia, który byłby zbieżny z wynikami uzyskanymi podczas procesu skrawania pojedynczym ziarnem ściernym oraz obróbki ortogonalnej. Na przygotowany model składały się trzy koncepcje skrawania zależne od głębokości obróbki, tj. 1) całkowitego odkształcenia, któremu towarzyszyły procesy odkształceń elastyczno–plastycznych, 2) skrawania ścinająco–pękającego charakteryzującego się optymalnym przebiegiem (pod względem morfologii włórnów i kontroli zachodzących procesów) oraz 3) skrawania pękającego, który w wyniku powstawania dużych naprężeń, wywoływał propagację niekontrolowanych pęknięć i wyłamania tkanki.

W omawianej części przygotowano także ortotropowy i kompozytowy model tkanki kostnej, który zastosowano następnie do badań symulacji numerycznej. Badania udowodniły, że model numeryczny może skutecznie odwzorowywać rzeczywiste procesy zachodzące podczas skrawania tkanki kostnej zbitej.

Ostatnia część pracy dotyczyła użytkowego aspektu badań i stanowiła realizację głównego celu rozprawy, tj. opracowania autorskiego systemu skrawania powierzchni kostnych. Zamierzenie to osiągnięto, wykonując efektywne, prototypowe narzędzie umożliwiające obróbkę powierzchni wyrostków kolczystych w przypadku leczenia operacyjnego choroby Baastrupa. Urządzenie przygotowano w dwóch wariantach użytkowych, na podstawie wniosków z uprzednich badań własnych oraz analizy literaturowej. W pierwszej kolejności przeprowadzono klasyfikację wyrobu, ocenę biologiczną prototypu – zgodnie z normą ISO 10993, a następnie kompleksowe badania wydajności i użytkowania.

Na podstawie przedstawionych w dysertacji wyników badań doświadczalno–laboratoryjnych oraz symulacyjnych można było sformułować wnioski szczegółowe i podsumowujące.

1. Głębokość skrawania a_p oraz orientacja struktury tkanki kostnej zbitej względem kierunku skrawania mają największy wpływ na mechanizm skrawania i zachodzące w nim zjawiska, a tkanka kostna zbita jest materiałem quasi–kruchym, kompozytowym, o wyraźnych cechach osobniczych.
2. Analizy statystyczne danych eksperymentalnych wskazują na istotny wpływ głębokości skrawania a_p oraz kierunku orientacji osteonów na wszystkie pomiary i obserwowalne zjawiska. Mniejszą istotnością (szczególnie w zestawieniach par) charakteryzuje się kąt natarcia γ , a całkowitym brakiem wpływu na rozróżnialność – kąt przyłożenia α .
3. Szacunkowa minimalna głębokość skrawania mieści się w przedziale od 1,25 do 23,5 μm , co wskazuje, że zastosowanie narzędzi skrawających o geometrii ostrza porównywalnej z ziarnami ściernymi może znacząco wpłynąć na optymalizację procesu skrawania.
4. Ze względu na kruchość i porowatość tkanki kostnej, materiał ten charakteryzuje się podatnością na propagację pęknięć. Wśród rodzajów odkształceń struktury kostnej przeważają pęknięcia ścinające i rozchodzące się w kierunku ruchu narzędzia. Ponadto można wyróżnić następujące modele procesu propagacji pęknięć: ścinanie, ścinanie–pękanie oraz łamanie, przy czym analizy wykazały korelację między charakterem pęknięcia, a wartością siły F_x .

5. Zastosowanie narzędzi skrawających o ujemnym kącie natarcia, domyślnie ziaren ściernych, umożliwi efektywne skrawanie tkanki kostnej zbitej, aczkolwiek mechanizm skrawania jest wyraźnie złożony – można go podzielić na trzy tryby (zgodnie z przedstawionym modelem skrawania): 1) całkowitego odkształcenia, 2) skrawania ścinająco–pękającego oraz 3) skrawania pękającego.
6. Model skrawania tkanki kostnej narzędziem o ujemnym kącie natarcia umożliwi określenie mechanizmu formowania się wióra w zależności od kierunku orientacji osteonów, głębokości skrawania oraz kąta natarcia.
7. Zjawiska termodynamiczne towarzyszące obróbce charakteryzują się krótkookresowością, a przy odpowiednio dobranych parametrach skrawania (prędkość, głębokość skrawania i chłodzenie) ich wpływ na występowanie efektu nekrozy może zostać całkowicie zniwelowany. Ponadto tkanka kostna zbita charakteryzuje się współczynnikiem przewodności cieplnej na poziomie od $0,26 \text{ W} \cdot (\text{mK})^{-1}$ do $0,34 \text{ W} \cdot (\text{mK})^{-1}$, którego wartość zależy m.in. od poziomu wilgotności tanki
8. Analizy MES potwierdzają założenie wstępne, tj. konieczność stosowania różnych modeli materiałowych do odwzorowania zjawisk towarzyszących obróbce: model izotropowy oddaje mechanizm formowania się wiórów, ortotropowy – zmienność właściwości tkanki w zależności od kierunku skrawania, a kompozytowy – proces propagacji pęknięć podczas obróbki.
9. Obróbka ścierna umożliwiła skrawanie tkanki kostnej w kontrolowany i przewidywalny sposób, a wydajność prototypu badawczego zweryfikowana podczas testów osiągnęła zadowalający poziom, aczkolwiek wymaga zwiększenia aktywności ściernicy poprzez wzrost częstotliwości ruchu narzędzia i kondycjonowanie ziaren.
10. Prototyp badawczy spełnia założone cele wstępne, tj. realizuje proces obróbki ścierniczej, zapewnia ruch oscylacyjny narzędzia (uniemożliwiając pochwylenie naczyń krwionośnych i włókien nerwowych), spełnia wymagania klasyfikacyjne i normy biogodności oraz występuje w dwóch wariantach ergonomicznych.

Przedstawione powyżej rezultaty badań potwierdzają sformułowane we wstępie pracy tezy. Możliwe jest zatem zastosowanie narzędzia o niezdefiniowanej geometrii ostrzy do kształtowania powierzchni kostnych za pomocą autorskiego systemu obróbki. Ponadto istnieje możliwość opisu mechanizmu obróbki tkanki kostnej i zjawisk jej towarzyszących, za pomocą modelu procesu obróbki uwzględniającego cechy i parametry materiałowe tkanki.

Zarówno cel użytkowy jak i naukowy pracy zostały osiągnięte. Realizując założone zadania pośrednie, w oparciu o założenia wstępne, opracowano technikę obróbki ścierniczej umożliwiającą precyzyjne kształtowanie powierzchni kostnych. Zgodnie z celem naukowym przygotowano, a następnie przetestowano model procesu skrawania tkanki kostnej zbitej, który daje możliwość przewidywania procesów zachodzących podczas zabiegów obróbki tkanki kostnej.

Osiągnięte rezultaty stanowią podstawę do dalszych prac naukowo-badawczych, udoskonalających przedstawioną technikę obróbki oraz model procesu skrawania.

5.2. Ocena urządzenia

Zaprezentowane w rozprawie dwa warianty urządzenia skrawającego spełniają postawione na wstępie wymagania. Za pomocą prototypu przeprowadzono obróbkę ścierną powierzchni kostnych, w wyniku której w przestrzeni operacyjnej nie pozostały ziarna ściernicze, co więcej – produkty obróbki zostały usunięte za pomocą strumienia wody. Ponadto głowice ściernicze wypełniają zalecenia gabarytowe i eksploatacyjne oraz spełniają kryterium zastąpienia ruchu obrotowego

ruchem oscylacyjnym. Wszystkie zastosowane materiały uzyskały atesty biogodności i znajdują powszechne zastosowanie w instrumentarium medycznym. Istotną zaletą opracowanego urządzenia jest możliwość szybkiego montażu i demontażu głowic ściernych, a także ogólna łatwość ich dezynfekcji i sterylizacji. W opinii lekarzy prototyp urządzenia wykazuje potencjał do dalszego rozwoju i może znaleźć zastosowanie w rzeczywistych zabiegach ortopedycznych.

Aspektem wymagającym udoskonalenia jest wydajność skrawania, a sposobem na osiągnięcie tego celu jest opracowanie specjalistycznej metody usuwania luźnych i nietrwale związanych ze spoiwem ziaren ściernych.

5.3. Kierunki dalszych badań

Prace badawcze i konstrukcyjne przedstawione w niniejszej rozprawie stanowią podstawę do realizacji dalszych badań dotyczących szeroko rozumianego zagadnienia obróbki skrawaniem powierzchni kostnych. Wśród planowanych zadań wyróżnić należy eksperymenty na tkankach pochodzenia ludzkiego, które mogą być przeprowadzone po uzyskaniu zgody Komisji Bioetycznej, a miałyby dotyczyć:

- porównania mechanizmu skrawania tkanki kostnej naturalnej, całkowicie zdeminielizowanej oraz odbiałczonej, w celu oceny potencjalnej dominacji jednej ze składowych struktury tkanki kostnej,
- oceny wpływu porowatości na proces skrawania za pomocą obrazowania tomografem komputerowym w celu ustalenia gęstości porów i ich lokalizacji,
- ponownej i szerszej oceny mechanizmu skrawania z zastosowaniem układu do mikroskopowej rejestracji obrazów.

Planuje się też opracowanie i skonstruowanie specjalistycznego stanowiska do badań procesu skrawania tkanki kostnej, które umożliwi rejestrację mikroskopowego podglądu przestrzeni obróbki za pomocą systemu wizyjnego do szybkiej rejestracji obrazu. Takie ukierunkowane oprzyrządowanie pozwoli także na precyzyjną ocenę zjawisk zachodzących podczas obróbki.

Wśród planowanych działań zakłada się także:

- kontynuację analiz numerycznych procesu skrawania tkanek: kostnej zbitej, gąbczastej oraz chrzęstnej,
- dalsze prace nad modelami: materiałowymi tkanek oraz fizycznymi i matematycznymi mechanizmów skrawania,
- zrobotyzowanie systemu obróbki tkanek kostnych.

W zakresie prac użytecznych związanych z oprzyrządowaniem chirurgicznym, planuje się kontynuację działań w celu zwiększenia wydajności skrawania prototypu narzędzia oraz ciągłe jego udoskonalanie na podstawie danych eksperymentalnie i z symulacji numerycznych.

ZAŁĄCZNIKI

Załącznik 1 – Parametry materiałowe zdefiniowane dla izotropowego modelu tkanki kostnej zbitej w oprogramowaniu Ansys Explicit Dynamic

Properties of Outline Row 4: Isotropic cortical bone			
	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	Material Field Variables	Table	
3	Density	2000	kg m ⁻³
4	Isotropic Elasticity	Tabular	
5	Derive from	Young's Modulus and ...	
6	Young's Modulus: Scale	1	
7	Young's Modulus: Offset	0	GPa
8	Poisson's Ratio: Scale	1	
9	Poisson's Ratio: Offset	0	
10	Bulk Modulus: Scale	1	
11	Bulk Modulus: Offset	0	Pa
12	Shear Modulus: Scale	1	
13	Shear Modulus: Offset	0	GPa
14	Multilinear Isotropic Hardening	Tabular	
15	Scale	1	
16	Offset	0	Pa
17	Isotropic Thermal Conductivity	0,34	W m ⁻¹ K ⁻¹
18	Specific Heat Constant Pressure, C _p	1260	J kg ⁻¹ K ⁻¹
19	Tensile Pressure Failure		
20	Maximum Tensile Pressure	-205	MPa
21	Crack Softening Failure		
22	Flow Rule	No Bulking	
23	Fracture Energy G _f	600	J m ⁻²

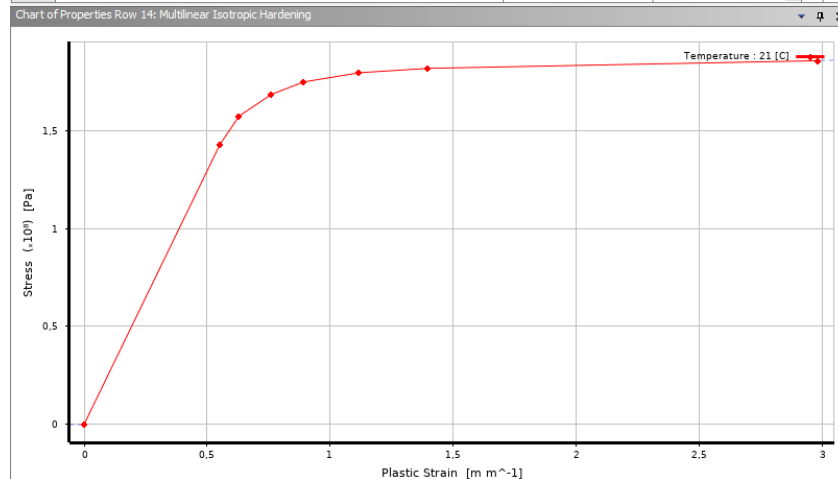
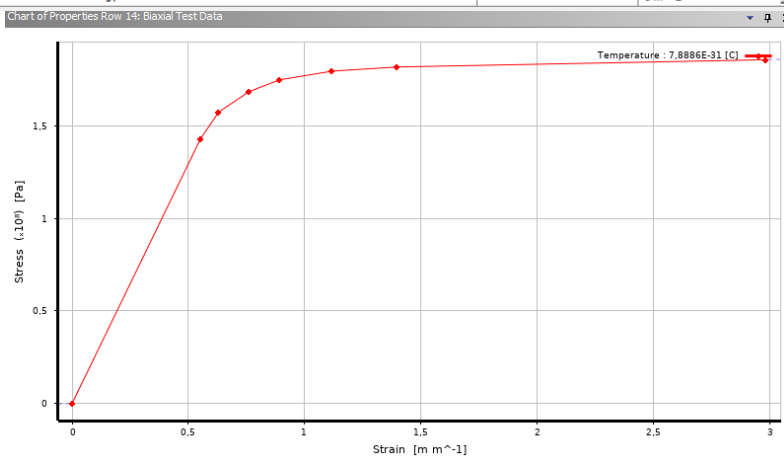


Table of Properties Row 4: Isotropic Elasticity					
	A	B	C	D	E
1	Temperature (C)	Young's Modulus (GPa)	Poisson's Ratio	Bulk Modulus (Pa)	Shear Modulus (GPa)
2	21	20	0,3	1,6667E+10	7,6923
3	200	20	0,3	1,6667E+10	7,6923
*					

Załącznik 2 – Parametry materiałowe zdefiniowane dla ortotropowego modelu tkanki kostnej zbitej w oprogramowaniu Ansys Explicit Dynamic

Properties of Outline Row 5: Orthotropic cortical bone				
	A	B	C	D E
	Property	Value	Unit	
2	Material Field Variables	Table		
3	Density	2	g cm ⁻³	
4	Orthotropic Elasticity			
5	Young's Modulus X direction	11	GPa	
6	Young's Modulus Y direction	13	GPa	
7	Young's Modulus Z direction	19	GPa	
8	Poisson's Ratio XY	0,32		
9	Poisson's Ratio YZ	0,32		
10	Poisson's Ratio XZ	0,3		
11	Shear Modulus XY	4	GPa	
12	Shear Modulus YZ	5	GPa	
13	Shear Modulus XZ	6	GPa	
14	Biaxial Test Data	Tabular		
15	Has Lateral Strain	No		
16	Scale	1		
17	Offset	0	Pa	
18	Orthotropic Stress Limits			
19	Tensile X direction	200	MPa	
20	Tensile Y direction	2E+08	Pa	
21	Tensile Z direction	2E+08	Pa	
22	Compressive X direction	-1,5E+08	Pa	
23	Compressive Y direction	-1,5E+08	Pa	
24	Compressive Z direction	-1,5E+08	Pa	
25	Shear XY	50	MPa	
26	Shear YZ	5E+07	Pa	
27	Shear XZ	5E+07	Pa	
28	Tsai-Wu Constants			
29	Coupling Coefficient XY	0,000119		
30	Coupling Coefficient YZ	-7,3E-05		
31	Coupling Coefficient XZ	-0,000119		
32	Isotropic Thermal Conductivity	0,34	W m ⁻¹ K ⁻¹	
33	Specific Heat Constant Pressure, C _p	1260	J kg ⁻¹ K ⁻¹	
34	Tensile Pressure Failure			
35	Maximum Tensile Pressure	-205	MPa	
36	Crack Softening Failure			
37	Flow Rule	No Bulking		
38	Fracture Energy G _f	600	J m ⁻²	



Załącznik 3 – Parametry materiałowe zdefiniowane dla kompozytowego modelu tkanki kostnej zbitiej w oprogramowaniu Ansys Explicit Dynamic, kolejno dla cementu kostnego, macierzy śródkostnej oraz osteonów

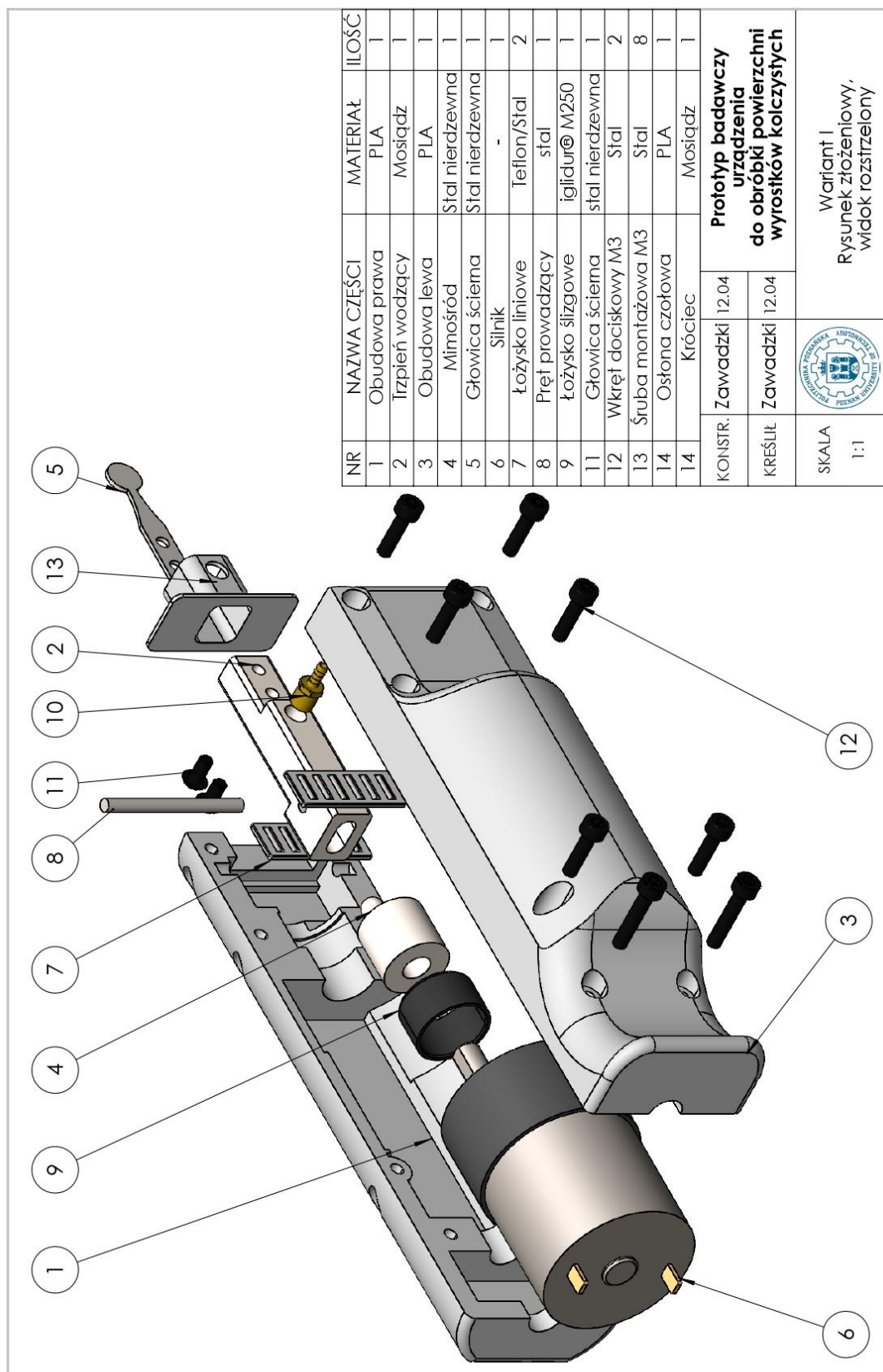
Properties of Outline Row 7: Isotropic oston					
	A	B	C	D	E
1	Property	Value	Unit		
2	Material Field Variables	Table			
3	Density	2000	kg m ⁻³		
4	Isotropic Elasticity	Tabular			
5	Derive from	Young's Modulus and Poisson...			
6	Young's Modulus: Scale	1			
7	Young's Modulus: Offset	0	GPa		
8	Poisson's Ratio: Scale	1			
9	Poisson's Ratio: Offset	0			
10	Bulk Modulus: Scale	1			
11	Bulk Modulus: Offset	0	Pa		
12	Shear Modulus: Scale	1			
13	Shear Modulus: Offset	0	GPa		
14	Multilinear Isotropic Hardening	Tabular			
15	Scale	1			
16	Offset	0	Pa		
17	Specific Heat Constant Pressure, C _p	1260	J kg ⁻¹ K ⁻¹		
18	Tensile Pressure Failure				
19	Maximum Tensile Pressure	-205	MPa		
20	Crack Softening Failure				
21	Flow Rule	No Bulking			
22	Fracture Energy G _f	600	J m ⁻²		

Table of Properties Row 4: Isotropic Elasticity					
	A	B	C	D	E
1	Temperature (C)	Young's Modulus (GPa)	Poisson's Ratio	Bulk Modulus (Pa)	Shear Modulus (GPa)
2	21	15,16	0,27	1,0986E+10	5,9685
3	200	15,16	0,27	1,0986E+10	5,9685
*					

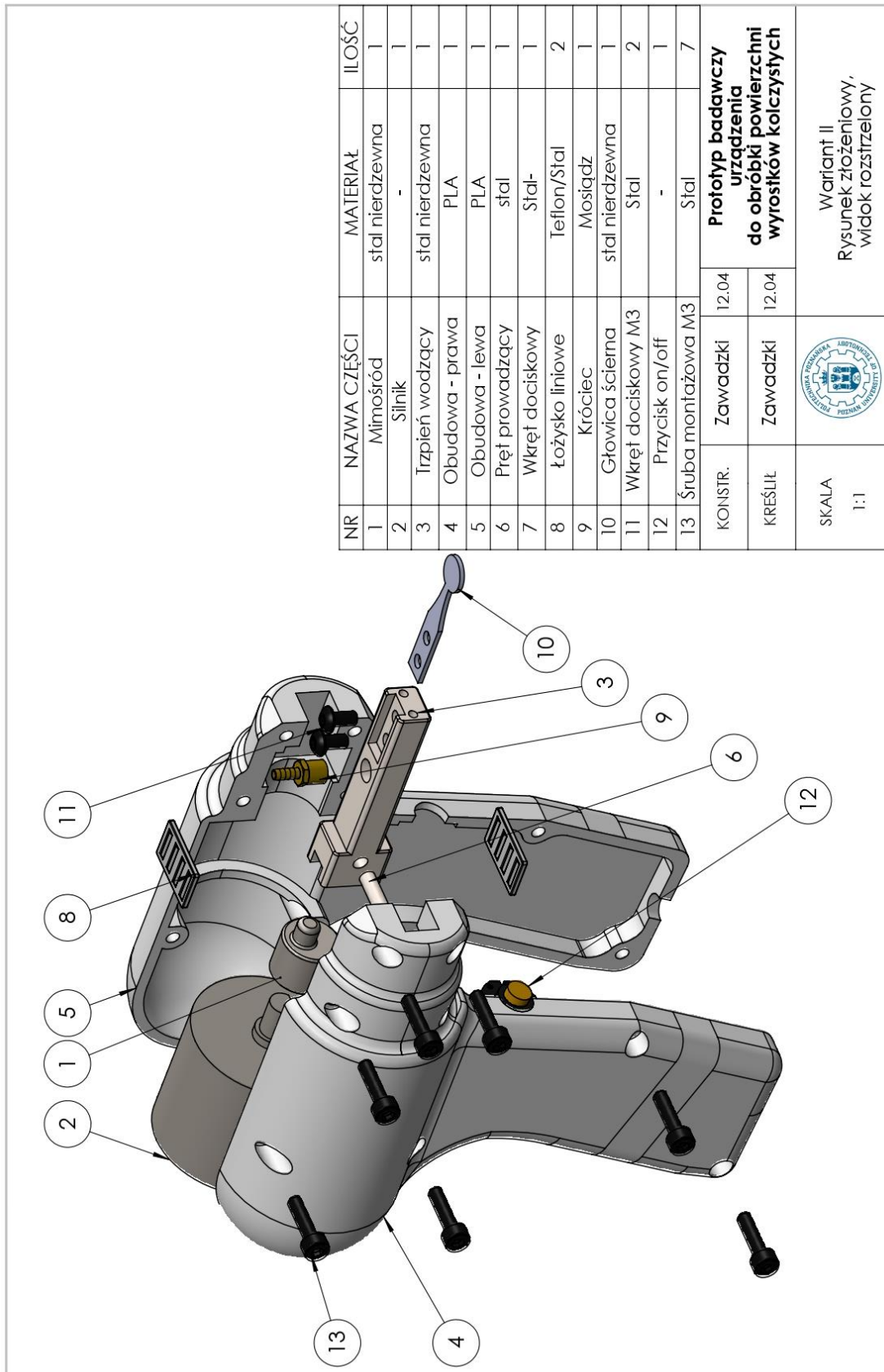
Table of Properties Row 4: Isotropic Elasticity					
	A	B	C	D	E
1	Temperature (C)	Young's Modulus (GPa)	Poisson's Ratio	Bulk Modulus (Pa)	Shear Modulus (GPa)
2	21	16,28	0,24	1,0436E+10	6,5645
3	200	16,28	0,24	1,0436E+10	6,5645
*					

Table of Properties Row 4: Isotropic Elasticity					
	A	B	C	D	E
1	Temperature (C)	Young's Modulus (GPa)	Poisson's Ratio	Bulk Modulus (Pa)	Shear Modulus (GPa)
2	21	15,16	0,27	1,0986E+10	5,9685
3	200	15,16	0,27	1,0986E+10	5,9685
*					

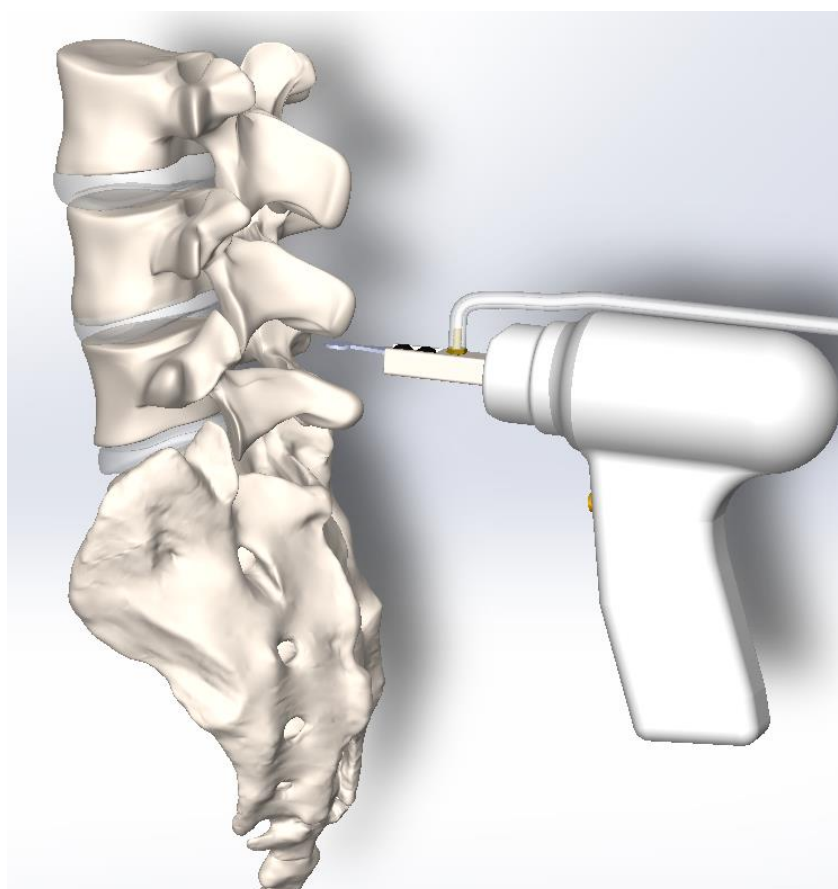
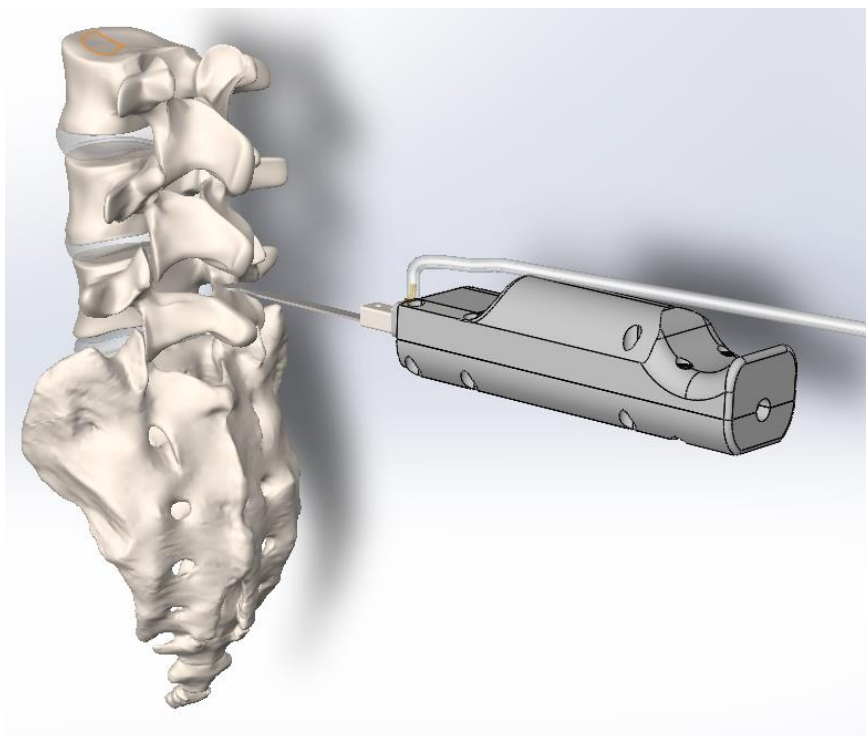
Załącznik 4 – Rysunek złożeniowy prototypu badawczego urządzenia do obróbki wyrostków kołczyстых, wariant I



Załącznik 5 – Rysunek złożeniowy prototypu badawczego urządzenia do obróbki wyrostków kołczystych, wariant II



Załącznik 6 – wizualizacje zestawiające prototyp badawczy urządzenia do obróbki wyrostków kolczystych z odcinkiem krzyżowo–lędźwiowym kręgosłupa, wariant I i II



SPIS RYSUNKÓW

Podpis pod rysunkiem	Numer strony
Rysunek 1.1. Schemat realizacji zaplanowanych zadań projektowych prototypu narzędzia (oprac. własne)	14
Rysunek 1.2. Sekwencja realizacji zaplanowanych zadań badawczych (oprac. własne)	15
Rysunek 1.3. Hierarchiczna struktura kości korowej: (I) poziom makrostruktury (całej kości), składający się z tkanki kostnej korowej i beleczkowej, (II) poziom mezostruktury obejmujący grupy osteonów budujących tkankę kostną zbitą, (III–IV) poziomy mikrostruktury obejmujące pojedynczy osteon oraz pojedynczą lamelę, (V) poziom nanostruktury składający się z wielofazowego nanokompozytu kolagenowego (oprac. własne na podstawie [8])	17
Rysunek 1.4. Korelacja kierunku pomiaru z osiami osteonów: A – poprzecznym, B – prostopadłym i C – równoległym z zaznaczonymi (strzałki) kierunkami pomiarów	23
Rysunek 1.5. Przykłady nowoczesnej inżynierii tkankowej: A – anatomicznie ukształtowana chrząstka tkankowa [134], B – dwufazowe rusztowanie na bazie jedwabiu i bioaktywnej ceramiki [135] i C – biomimetyczna struktura zastępcza do układu mięśniowo–szkieletowego [136]	27
Rysunek 1.6. Urządzenia specjalistyczne do przeprowadzania zabiegów chirurgii ortopedycznej: A – wiertarka ręczna [152], B – zespół do obróbki powierzchni stawowych [153] oraz C – narzędzie do frezowania powierzchni panewki stawu biodrowego (oprac. własne)	29
Rysunek 2.1. Materiał badawczy: A – kość udowa, wołowa, z zaznaczonymi kierunkami orientacji osteonów względem osi trzonu oraz B – fragment tkanki umieszczony w uchwycie imadła (oprac. własne)	30
Rysunek 2.2. Stanowiska badawcze: A – tribotester Bruker UMT, B – układ współrzędnych czujnika siły C – oraz centrum obróbcze DMU przystosowane do zabiegów obróbki skrawania ortogonalnego i ściernego	31
Rysunek 2.3. Pomiar przewodności cieplnej tkanki kostnej: A – widok stanowiska do oraz B – schemat przestrzeni pomiarowej (oprac. własne wg [120])	32
Rysunek 2.4. Schemat badań obejmujących opracowanie podstaw modelu skrawania tkanki kostnej zbitej	33
Rysunek 2.5. Definiowanie geometrii ziaren: A – widok pojedynczego ziarna ściernego oraz B – sposób pomiaru profilu poprzecznego umożliwiającego wyznaczenie kątów natarcia	34
Rysunek 2.6. Charakterystyka geometrii ziaren ściernych: A – histogram opisujący prawdopodobieństwo wystąpienia określonej wartości ujemnego kąta natarcia i B – wizualizacja 3D pojedynczego ziarna z kolorystycznym przedstawieniem wartości kąta natarcia poszczególnych elementów siatki (oprac. własne)	35
Rysunek 2.7. Od lewej: A – trzy kierunki orientacji osteonów względem powierzchni skrawającej ostrza oraz B – kierunki pomiaru składowych wypadkowej siły skrawania (oprac. własne wg [168])	36
Rysunek 2.8. Obszary zjawisk fizycznych występujące w trakcie skrawania ortogonalnego (oprac. własne wg [170])	36
Rysunek 2.9. Od lewej: A – schemat ideowy zastosowanego modelu skrawania oraz B – strefy kontaktu przedmiotu obrabianego z narzędziem skrawającym (oprac. własne wg [169,171])	37
Rysunek 2.10. Wykresy wartości wypadkowej siły skrawania w zależności od kąta natarcia i głębokości skrawania w poszczególnych kierunkach ruchu narzędzia: A – prostopadle, B – równolegle, C – poprzecznie oraz średnie wartości wypadkowej siły skrawania, w zależności od kierunku orientacji osteonów, głębokości skrawania i kąta natarcia D (oprac. własne wg [168])	39
Rysunek 2.11. Krzywe zmian wartości F_c dla trzech kierunków skrawania: prostopadłego, poprzecznego i równoległego, dla $\gamma = 30^\circ$, $\alpha = 5^\circ$ i $a_p = 25 \mu\text{m}$ (oprac. własne wg [168])	40
Rysunek 2.12. Krzywe zmian wartości F_c dla trzech głębokości skrawania $a_p = 150, 50$ i $10 \mu\text{m}$ w kierunku poprzecznym dla $\gamma = -40^\circ$ i $\alpha = 5^\circ$ (oprac. własne)	40
Rysunek 2.13. Siła ścinająca w zależności od kąta natarcia i głębokości skrawania w poszczególnych kierunkach ruchu narzędzia: A – prostopadle, B – równolegle, C – poprzecznie oraz D – średnie wartości siły ścinającej, w zależności od kierunku orientacji osteonów, głębokości skrawania i kąta natarcia (oprac. własne wg [168])	41

Rysunek 2.14. Przebiegi zmian oporu skrawania w zależności od: kierunków orientacji osteonów, głębokości skrawania a_p i kątów natarcia γ (oprac. własne wg [168])	43
Rysunek 2.15. Porównanie wartości oporów skrawania (z uwzględnieniem trzech warunków obróbki) uzyskanych przez Liao i in. [176], Bai i in. [179] z wynikami autora (oprac. własne wg [168])	44
Rysunek 2.16. Porównanie uzyskanych wartości COF dla skrawania ortogonalnego w kierunku równoległym i $\alpha = 10^\circ$ (oprac. własne wg [168])	46
Rysunek 2.17. Porównanie przebiegów F_c i AE w funkcji toru l z zaznaczonymi przebiegami: I — wióry elementarne; II — wióry łukowe, spiralne krótkie i spiralnie stożkowe; III — wióry ciągłe (oprac. własne wg [168])	47
Rysunek 2.18. Wyniki pomiarów AE procesów formowania wiórów podczas skrawania ortogonalnego przy stałej $a_p = 25 \mu\text{m}$ i $\gamma = 20^\circ$, w kierunkach: A – prostopadłym, B – poprzecznym i C – równoległym (oprac. własne wg [168])	48
Rysunek 2.19. Wyniki pomiarów AE procesów formowania wióra podczas skrawania ortogonalnego przy stałej $a_p = 50 \mu\text{m}$ w kierunku równoległym dla różnych kątów natarcia: A – $\gamma = 40^\circ$, B – $\gamma = 0^\circ$ i C – $\gamma = -40^\circ$ (oprac. własne wg [168])	49
Rysunek 2.20. Wyniki pomiarów AE procesów formowania wióra podczas skrawania ortogonalnego: przy stałym kącie natarcia $\gamma = 40^\circ$ w kierunku prostopadłym przy stałej głębokości skrawania: A – $a_p = 175 \mu\text{m}$, B – $a_p = 50 \mu\text{m}$ i C – $a_p = 5 \mu\text{m}$ (oprac. własne wg [168])	49
Rysunek 2.21. Widok wiórów powstałych w wyniku obróbki o parametrach: $\gamma = 30^\circ$, $\alpha = 15^\circ$, kierunek równoległy oraz głębokości skrawania: A – $200 \mu\text{m}$, B – $175 \mu\text{m}$, C – $150 \mu\text{m}$, D – $125 \mu\text{m}$, E – $100 \mu\text{m}$, F – $50 \mu\text{m}$, G – $25 \mu\text{m}$, H – $10 \mu\text{m}$, I – $5 \mu\text{m}$, J – $2,5 \mu\text{m}$, K – $1 \mu\text{m}$, L – $0,5 \mu\text{m}$ (oprac. własne wg [168])	51
Rysunek 2.22. Przykład formowania się wióra (kierunek od prawej do lewej) w trakcie skrawania tkanki kostnej zbitej; odstęp pomiędzy klatkami 1 sekunda; $a_p = 50 \mu\text{m}$	52
Rysunek 2.23. Plan badań obejmujących opracowanie charakterystyki propagacji pęknięć (oprac. własne)	53
Rysunek 2.24. Schemat ideowy zastosowanego modelu obróbki (oprac. własne wg [184])	53
Rysunek 2.25. Trzy tryby propagacji pęknięć (oprac. własne wg [185])	54
Rysunek 2.26. Wizualizacja propagacji pęknięć A – dla parametrów obróbki: $\gamma = 40^\circ$, $\alpha = 15^\circ$, $a_p = 175, 50, 10 \mu\text{m}$ oraz fotografie mikroskopowe B – dla $\gamma = -40^\circ$, $\alpha = 15^\circ$, $a_p = 175, 50, 10 \mu\text{m}$ (oprac. własne wg [184])	55
Rysunek 2.27. Wizualizacja propagacji pęknięć A – dla parametrów obróbki $\gamma = 40^\circ, 0^\circ, -40^\circ$, $\alpha = 15^\circ$, $a_p = 50 \mu\text{m}$ oraz fotografie mikroskopowe B – dla $\gamma = 40^\circ, 0^\circ, -40^\circ$, $\alpha = 15^\circ$, $a_p = 100 \mu\text{m}$ (oprac. własne wg [184])	55
Rysunek 2.28. Propagacja pęknięcia w strukturze tkanki kostnej zbitej, grafiki poglądowe: $\gamma = 40^\circ$, $\alpha = 15^\circ$, $a_p = 170 \mu\text{m}$, kierunki kolejno: poprzeczny, prostopadły i równoległy (oprac. własne wg [184])	56
Rysunek 2.29. Fotografia pęknięcia tkanki kostnej zbitej, kierunek równoległy, $a_p = 125 \mu\text{m}$ (oprac. własne wg [184])	56
Rysunek 2.30. Wartość siły F_x w trakcie skrawania w trzech kierunkach orientacji osteonów: prostopadłym, równoległym i poprzecznym, dla $a_p = 175 \mu\text{m}$ i $\gamma = 40^\circ$ (oprac. własne wg [184])	57
Rysunek 2.31. Wartość siły F_x w trakcie skrawania w trzech kierunkach orientacji osteonów: prostopadłym, równoległym i poprzecznym, dla $a_p = 175 \mu\text{m}$ i $\gamma = 0^\circ$ (oprac. własne wg [184])	58
Rysunek 2.32. Wartość siły F_x w trakcie skrawania w trzech kierunkach orientacji osteonów: prostopadłym, równoległym i poprzecznym, dla $a_p = 175 \mu\text{m}$ i $\gamma = -40^\circ$ (oprac. własne wg [184])	59
Rysunek 2.33. Wartość siły F_x w trakcie skrawania, w trzech kierunkach orientacji osteonów: prostopadłym, równoległym i poprzecznym, dla $a_p = 50 \mu\text{m}$ i $\gamma = 40^\circ$ (oprac. własne wg [184])	59
Rysunek 2.34. Wartość siły F_x w trakcie skrawania w trzech kierunkach orientacji osteonów: prostopadłym, równoległym i poprzecznym, dla $a_p = 50 \mu\text{m}$ i $\gamma = 0^\circ$ (oprac. własne wg [184])	60
Rysunek 2.35. Wartość siły F_x w trakcie skrawania w trzech kierunkach orientacji osteonów: prostopadłym, równoległym i poprzecznym, dla $a_p = 50 \mu\text{m}$ i $\gamma = -40^\circ$ (oprac. własne wg [184])	60
Rysunek 2.36. Wartość siły F_x w trakcie skrawania w trzech kierunkach orientacji osteonów: prostopadłym, równoległym i poprzecznym, dla $a_p = 5 \mu\text{m}$ i $\gamma = -40^\circ$ oraz widok wiórów typu igła będących wynikiem propagacji pęknięć powierzchniowych (oprac. własne wg [184])	61

Rysunek 2.37. Plan badań obejmujących opracowanie składowych modelu obróbki tkanki kostnej zbitej (oprac. własne)	64
Rysunek 2.38. Widok rzeczywisty oraz schemat przeprowadzania pomiaru obróbki pojedynczym ziarnem ściernym (oprac. własne)	65
Rysunek 2.39. Schematy propagacji pęknięć podczas skrawania pojedynczym ziarnem ściernym w kierunkach: A – równoległym, B – poprzecznym oraz C – równoległym (oprac. własne)	66
Rysunek 2.40. Od lewej: A – wykres K_c dla stopniowego zagłębiania się ziarna kierunek poprzeczny, docelowo $d_c = 75 \mu\text{m}$, wykres B stała głębokość skrawania podczas pomiaru, kierunek prostopadły $d_c = 75 \mu\text{m}$ (oprac. własne)	68
Rysunek 2.41. Rysy w trzech kierunkach orientacji ostrza względem osteonów: A – poprzeczny, B – prostopadły i C – równoległy (oprac. własne)	69
Rysunek 2.42. Rysy powstałe podczas skrawania w kierunku równoległym przy $d_c = 75 \mu\text{m}$; A – widok rzeczywisty oraz B – wizualizacja głębokości (oprac. własne)	69
Rysunek 2.43. Przykładowy przekrój poprzeczny rys powstałych na różnych głębokościach skrawania w kierunku równoległym (oprac. własne)	69
Rysunek 2.44. Przykładowy przekrój poprzeczny rys powstałych dla trzech kierunków obróbki, gdy $d_c = 75 \mu\text{m}$ (oprac. własne)	70
Rysunek 2.45. Przykład przekroju rys – podwójne dno i strome zbocza dla kierunku równoległego i pojedyncze dno dla kierunku prostopadłego, gdy $d_c = 25 \mu\text{m}$ (oprac. własne)	71
Rysunek 2.46. Plan badań obejmujących opracowanie wytycznych do przygotowania prototypu narzędzia ściernego (oprac. własne)	72
Rysunek 2.47. Metody eksperymentu procesu ścierania: A – ścieranie na sucho, B – ścieranie na mokro z zewnętrznym podawaniem wody, C – ścieranie na mokro z wewnętrznym podawaniem wody (oprac. własne wg [210])	73
Rysunek 2.48. Wykresy przebiegu zmian wartości siły F_T w zależności od siły nacisku F_N oraz granulacji ziaren b , w warunkach suchych: A – BFA, B – SiC i mokrych: C – BFA, D – SiC (oprac. własne wg [210])	75
Rysunek 2.49. Głowa kości udowej: A – przed i B, C, D – po zabiegu oraz pozostałości ziaren ściernych w płynie, a także na powierzchni tkanki po zabiegu skrawania narzędziem ściernym (oprac. własne wg [210])	76
Rysunek 2.50. Wykres zależności głębokość penetracji i prędkość ruchu narzędzia w głąb tkanki podczas skrawania narzędziem ściernym z podziałem procesu na trzy etapy (oprac. własne wg [210])	77
Rysunek 2.51. Powierzchnie narzędzi ściernych (odpowiednio BFA i SiC): A, B – przed obróbką, C, D – po obróbce na sucho i E, F – po obróbce z udziałem wody (oprac. własne wg [210])	78
Rysunek 2.52. Efekty obróbki tkanki chrzęstnej narzędziem w suchych warunkach: A – BFA, B – SiC (oprac. własne wg [210])	79
Rysunek 2.53. Efekty obróbki tkanki chrzęstnej i kostnej narzędziem w mokrych warunkach: A – BFA, B – SiC (oprac. własne wg [210])	79
Rysunek 2.54. Powierzchnia ściernicy A – oraz wióry B – po obróbce (oprac. własne wg [210])	80
Rysunek 2.55. Siły F_x i F_z podczas skrawania narzędziem ściernym o czołowej powierzchni płaskiej z naniesionymi ziarnami elektrokorundu oraz wartość zagłębiania w osi Z (oprac. własne)	80
Rysunek 2.56. Urządzenie DMU podczas badań procesu obróbki ścierniej: A – narzędzie ściernie z adapterem dociskającym, B – pompa perystaltyczna sterownik i pojemnik z płynem oraz C – przekrój poprzeczny przez model konstrukcyjny zespołu narzędzia (oprac. własne)	81
Rysunek 2.57. Powierzchnia głowy kości udowej (z pozostałościami ziaren ściernych) oraz trzonu kości udowej po obróbce ścierniej (oprac. własne)	81
Rysunek 2.58. Korpus ściernicy płaskiej ze stali nierdzewnej, z otworami na powierzchni czołowej do transportu wody bezpośrednio w przestrzeń skrawania (oprac. własne)	83
Rysunek 2.59. Powierzchnia trzonu kości po przeprowadzonym badaniu skrawania narzędziem ściernym: A – widok z boku oraz B – widok od góry – z wyraźnymi śladami po ruchach ziaren (oprac. własne)	83

Rysunek 2.60. Wykresy zależności między: A – prędkością skrawania, B – promieniem ruchu narzędzia, C – czasem obróbki parametrów, a wartościami ubytkowania tkanki kostnej w czasie (mm^3/min); D – widok ściernicy po zabiegu (oprac. własne)	84
Rysunek 2.61. Prototypowa kształtowa głowica ścierna (klin) w uchwycie narzędziowym w czasie pracy: A – widok ogólny i B – zbliżenie na strefę kontaktu narzędzia z tkanką kostną zbitą oraz C – przekrój poprzeczny przez model konstrukcyjny zespołu narzędzia (oprac. własne)	85
Rysunek 2.62. Powierzchnia fragmentów trzonów kości udowych poddana obróbce ścierniej z zastosowaniem narzędzi o kształcie: A – klina i B – walca (oprac. własne)	86
Rysunek 2.63. Ściernica klinowa nr 8 (tab. 2.17): A – grań ściernicy, B – fragment zagłębienia; zestawienie powierzchni czołowej ściernicy (kolor czerwony) z fragmentem ubytkowanej tkanki (szary); C – widok od boku, D – przekrój przez obie powierzchnie (oprac. własne)	87
Rysunek 2.64. Powierzchnie ściernic o kształcie: A – walca i B – stożka po obróbce, z widocznymi pozostałościami materiału kostnego oraz ubytkiem ziaren (oprac. własne)	87
Rysunek 2.65. Wyniki badań współczynnika przewodności cieplnej tkanki kostnej zbitej pochodzenia wołowego i wieprzowego – suchych i świeżych (oprac. własne wg [120])	90
Rysunek 2.66. Pomiar temperatury: A – w trakcie skrawania ściernego metodą stykową termoparą K oraz B – podczas skrawania ortogonalnego metodą termograficzną kamerą FLIR T620 S.C. (oprac. własne)	91
Rysunek 2.67. Widok narzędzia: A – po obróbce tkanki kostnej zbitej ($a_p = 25 \mu\text{m}$, $t_{\text{max}} = 27,4^\circ\text{C}$), B – po wycofaniu do pozycji początkowej na tej samej wysokości w osi Z ($t_{\text{max}} = 28,6^\circ\text{C}$) (oprac. własne)	91
Rysunek 2.68. Widok narzędzia: A – w trakcie rozpoczynania obróbki ($a_p = 100 \mu\text{m}$, $t_{\text{max}} = 27,5^\circ\text{C}$ oraz B – momencie formowania wióra ($t_{\text{max}} = 30,2^\circ\text{C}$) (oprac. własne)	92
Rysunek 2.69. Widok narzędzia: A – w trakcie obróbki ($a_p = 150 \mu\text{m}$, $t_{\text{max}} = 30,9^\circ\text{C}$) oraz B – w momencie propagacji wylamania w tkance ($t_{\text{max}} = 31,6^\circ\text{C}$) (oprac. własne)	92
Rysunek 2.70. Wizualizacja wyników symulacji numerycznej procesu skrawania tkanki kostnej zbitej narzędziem o $\gamma = -30^\circ$	93
Rysunek 3.2. Porównanie wyników: A, B, C – symulacji numerycznych z wartościami naprężeń zredukowanych (skala) oraz D, E, F – badań eksperymentalnych formowania się wióra ciągłego dla ostrzy o trzech kątach natarcia: 40, 0 i -40° (oprac. własne)	98
Rysunek 3.1. Obszar stagnacji obserwowany dla skrawania narzędziem o ujemnym kącie natarcia ($\gamma = -40^\circ$) (oprac. własne)	99
Rysunek 3.3. Zestawienie podstawowych parametrów opisujących proces skrawania ortogonalnego modelem izotropowym tkanki kostnej zbitej (oprac. własne)	100
Rysunek 3.4. Zestawienie wyników symulacyjnych i eksperymentalnych maksymalnej energii pęknięcia	100
Rysunek 3.5. Oznaczenia parametrów materiałowych układu współrzędnych reprezentujących ortotropowy model tkanki kostnej zbitej (oprac. własne)	103
Rysunek 3.6. Wartości naprężeń ścinających oraz zredukowanych zarejestrowane dla ortotropowego modelu tkanki kostnej zbitej (oprac. własne)	104
Rysunek 3.7. Trzykładnikowy schemat modelu kompozytowego (oprac. własne)	105
Rysunek 3.8. Symulacja procesu skrawania tkanki kostnej zbitej z użyciem kompozytowego modelu tkanki kostnej zbitej w kierunku prostopadłym (oprac. własne)	106
Rysunek 3.9. Model obróbki skrawaniem narzędziem o dużym ujemnym kącie natarcia: (A) model i (B) hodograf (oprac. własne na podstawie Fang i in. [236])	108
Rysunek 3.10. Widok procesu skrawania tkanki kostnej zbitej w kierunku równoległym, dla głębokości skrawania: 10, 50 i $100 \mu\text{m}$ (oprac. własne)	109
Rysunek 3.11. Trzy grupy wiórów powstałe podczas skrawania na różnej głębokości obróbki: A – $a_p \geq 100$, B – $100 \geq a_p \geq 50$ i C – $a_p \leq 50 \mu\text{m}$ (oprac. własne)	109
Rysunek 3.12. Symulacja numeryczna odkształcenia plastycznego w trakcie procesu skrawania ortogonalnego izotropowego modelu tkanki kostnej zbitej: (A) inicjacja pęknięcia oraz (B) propagacja złamania (oprac. własne)	110
Rysunek 3.13. Wartości siły ścinającej uzyskane podczas eksperymentów skrawania ortogonalnego narzędziem ($\gamma = -30^\circ$, $\alpha = 10^\circ$) skrawającym z $v_c = 0,5 \text{ mm/s}$ w trzech kierunkach orientacji ostrza względem osteonów (oprac. własne)	111

Rysunek 3.14. Wartości naprężeń lokalnych BC w strefie stagnacji uzyskane podczas eksperymentów skrawania ortogonalnego narzędziem ($\gamma = -30^\circ$, $\alpha = 10^\circ$) skrawającym z $v_c = 0,5$ mm/s w trzech kierunkach orientacji ostrza względem osteonów (oprac. własne)	112
Rysunek 3.15. Wartości naprężeń ścinających występujących wzdłuż strefy ścinania (AB) uzyskane podczas eksperymentów skrawania ortogonalnego narzędziem ($\gamma = -30^\circ$, $\alpha = 10^\circ$) skrawającym z $v_c = 0.5$ mm/s w trzech kierunkach orientacji ostrza względem osteonów (oprac. własne)	113
Rysunek 3.16. Schemat dwóch etapów trybu całkowitego odkształcenia (PPS): PPS-A – stadium ciągłe, PPS-B – stadium końcowe, kumulacja odkształceń przed krawędzią skrawającą (oprac. własne)	114
Rysunek 3.17. Schemat trzech etapów trybu skrawania ścinająco-pękającego (SCS): A – kumulacja naprężeń, B – inicjacja pęknięcia, C – pęknięcie ścinające (oprac. własne)	115
Rysunek 3.18. Schemat trzech trybów skrawania pękającego (CFS): A – kumulacja naprężeń, B – inicjacja pęknięcia, C – wyłamanie materiału (oprac. własne)	117
Rysunek 3.20. Wartości walidowanych parametrów: A – zależność grubości wióra od głębokości skrawania, B – zmiany kąta ścinania wynikające z poziomu spęczenia wióra i kąta natarcia (oprac. własne)	120
Rysunek 3.21. Wyniki walidacji opracowanego modelu obróbki skrawaniem (oprac. własne)	121
Rysunek 4.1. A – obrazy pochodzące z aparatu rentgenowskiego [262] i B – tomografu komputerowego [269], przedstawiające zjawisko spondylozy oraz C – schemat odtwarzania przestrzeni międzykolczystej [270]	123
Rysunek 4.2. Schemat proces technologiczny wytwarzania ściernicy (oprac. własne)	126
Rysunek 4.3. Prototypowe narzędzie do obróbki powierzchni wyrostków kolczystych: A – wariant I, B – wariant II, C - wizualizacja pracy wariantu II (oprac. własne)	127
Rysunek 4.4. Płaskie głowice ściernic kształtowe powstałe zgodnie z autorską technologią (oprac. własne)	127
Rysunek 4.5. Monowarstwowa jednostronna ściernica cBN o zdefiniowanym ułożeniu ziaren ściernych (oprac. własne)	128
Rysunek 4.6. Stanowisko do przeprowadzenia badań prototypu urządzenia skrawającego – A, głowa kości udowej ze śladami obróbki – B (oprac. własne)	129
Rysunek 4.7. Wykres porównawczy przykładowych sił towarzyszących skrawaniu prototypem badawczym narzędzia do obróbki wyrostków kolczystych ($P-F_z$ i $P-F_x$) i wyników wstępnych badań eksperymentalnych ($B-F_z$ i $B-F_x$) ściernicy (oprac. własne)	130
Rysunek 4.8. Wyniki oceny użytkowania prototypu narzędzia: A – widok nacięcia na powierzchni tkanki, B – zestawienie czoła powierzchni skrawającej (kolor czerwony) ze śladem nacięcia (kolor szary) oraz C – skan, wizualizacja powierzchni nacięcia (oprac. własne)	130
Rysunek 4.9. Widok fragmentu trzonu kości udowej (przed obróbką) – A, z zaznaczonym obszarem pomiaru topografii powierzchni – B	131
Rysunek 4.10. Wizualizacje topografii wybranych fragmentów powierzchni tkanki kostnej zbitej po obróbce	132

SPIS TABEL

Tytuł tabeli	Strona
Tabela 1.1. Wybrane izotropowe właściwości mechaniczne tkanki kostnej zbitej	19
Tabela 1.2. Wybrane właściwości izotropowe elementów budujących tkankę kostną zbitą: osteonów, linii cementowej oraz macierzy śródkostnej	20
Tabela 1.3. Porównanie właściwości mechanicznych tkanki kostnej zbitej – wołowej i ludzkiej [69]	21
Tabela 1.4. Parametry materiałowe składowych tkanki kostnej zbitej	22
Tabela 1.5. Wybrane właściwości ortotropowe tkanki kostnej zbitej, kierunki orientacji osteonów względem kierunku pomiaru: R – równoległy, PP – poprzeczny i PR – prostopadły	24
Tabela 1.6. Współczynnik przewodności cieplnej tkanki kostnej zbitej	25
Tabela 2.1. Zestawienie badań poruszających zagadnienie skrawania ortogonalnego tkanki kostnej zbitej	34
Tabela 2.2. Geometria ostrzy skrawających oraz parametry wejściowe przeprowadzonych badań	35
Tabela 2.3. Wyniki pomiarów wartości <i>COF</i> dla skrawania tkanki kostnej zbitej narzędziem o zdefiniowanej geometrii ostrza (oprac. własne wg [168])	45
Tabela 2.4. Zestawienie przykładowych wartości współczynnika tarcia w parze tkanka kostna zbita – przeciwpróbka (oprac. własne wg [168])	46
Tabela 2.5. Charakterystyka geometrii wiórów powstałych podczas obróbki z uwzględnieniem kąta natarcia γ i głębokości skrawania <i>ap</i> (w odniesieniu do rys. 2.21); typy wiórów: A – elementowe, B – spiralne krótkie, C – spiralne płaskie, D – spiralne stożkowe, E – łuk, F – krótki łuk, G – igła, H – proszek (oprac. własne wg [168])	51
Tabela 2.6. Rodzaje pęknięć obserwowanych podczas analizy cięcia kości; ślady spękań: M – mieszane, SC – ścinające, HC – wzdłużne, SP – słabo penetrujące, D – deformacja materiału oraz F – przetarcie powierzchni, Z – wyłamania (oprac. własne wg [184])	62
Tabela 2.7. Narzędzia – ściernice zastosowane do analiz badawczych i prototypowych (oprac. własne)	63
Tabela 2.8. Parametry doświadczalne stosowane do badania skrawania pojedynczym ziarnem ściernym tkanki kostnej korowej (oprac. własne)	65
Tabela 2.9. Wyniki pomiarów eksperymentalnych skrawania pojedynczym ziarnem ściernym oraz wyniki wartości odporności na kruche pękanie i energii pęknięcia (oprac. własne)	67
Tabela 2.10. Parametry geometryczne rys powstałych w trakcie przeprowadzania pomiarów skrawania pojedynczym ziarnem ściernym (oprac. własne)	70
Tabela 2.11. Parametry chropowatości powierzchni tkanki w miejscu skrawania przed i po zabiegu (oprac. własne)	71
Tabela 2.13. Charakterystyka ziaren zastosowanych do wytworzenia narzędzi ściernych (oprac. własne)	72
Tabela 2.14. Parametry eksperymentów procesu ścierania (oprac. własne wg [210])	74
Tabela 2.15. Maksymalne, minimalne i średnie wyniki siły stycznej dla BFA i SiC w warunkach suchych i mokrych (oprac. własne wg [210])	74
Tabela 2.16. Średnia i maksymalna głębokość penetracji narzędzi BFA80 i SiC80 (oprac. własne wg [210])	75
Tabela 2.17. Wyniki testów zużycia ściernicy kształtowej (oprac. własne)	85
Tabela 2.18. Wyniki pomiarów eksperymentalnych uzyskane w teście równoległym (porównawczym) w stanie ustalonym (oprac. własne wg [120])	90
Tabela 3.1. Przykładowe wyniki symulacji procesu skrawania w modelu izotropowym, z uwzględnieniem kąta natarcia; A – pierwotna strefa ścinania, B – wtórna strefa ścinania, C – strefa kumulacji naprężeń, P – przerwanie, pęknięcie (cd.) (oprac. własne)	96
Tabela 3.2. Wartości współczynników Tsai – Wu przyjęte w badaniach	103
Tabela 3.3. Zestawienie przykładowych wyników danych eksperymentalnych z wynikami analiz numerycznych (oprac. własne)	107
Tabela 3.4. Wartości siły ścinającej dla określonych głębokości skrawania i kierunków cięcia (oprac. własne)	110
Tabela 3.5. Wartości naprężeń ścinających oraz <i>COF</i> zastosowanych do walidacji modelu (oprac. własne)	119
Tabela 3.6. Wartości parametrów wejściowych opracowanego modelu obróbki z uwzględnieniem ujemnego kąta natarcia (oprac. własne)	119

Tabela 4.1. Założenia projektowe dotyczące realizacji prototypu badawczego narzędzia do obróbki powierzchni wyrostków kolczystych (oprac. własne)	124
Tabela 4.2. Właściwości technologiczne, fizyczne i dotychczasowe zastosowanie materiałów konstrukcyjnych zastosowanych w przygotowanym prototypie (oprac. własne)	125
Tabela 4.3. Podstawowa specyfikacja techniczna urządzeń do obróbki powierzchni kolczystych (oprac. własne)	126
Tabela 4.4. Technologie wytwarzania zastosowane do przygotowania prototypu badawczego (oprac. własne)	128
Tabela 4.5. Proces technologiczny wytwarzania głowicy ściernej (oprac. własne)	129
Tabela 4.6. Wyniki pomiaru topografii powierzchni próbek przed i po obróbce narzędziem ściernym	131

BIBLIOGRAFIA

- [1] R. Baron, *Anatomy and Ultrastructure of Bone – Histogenesis, Growth and Remodeling*, 2000.
- [2] W.S.S. Jee, *Integrated bone tissue physiology: Anatomy and physiology*, in: *Bone Mechanics Handbook*, Second Edition, 2001.
- [3] D.J. HADJIDAKIS, I.I. ANDROULAKIS, *Bone Remodeling*, *Ann N Y Acad Sci.* 1092 (2006) 385–396. <https://doi.org/10.1196/annals.1365.035>.
- [4] T. Gong, J. Xie, J. Liao, T. Zhang, S. Lin, Y. Lin, *Nanomaterials and bone regeneration*, *Bone Res.* 3 (2015) 15029. <https://doi.org/10.1038/boneres.2015.29>.
- [5] C.M. Runyan, K.S. Gabrick, *Biology of Bone Formation, Fracture Healing, and Distraction Osteogenesis*, *Journal of Craniofacial Surgery.* 28 (2017) 1380–1389. <https://doi.org/10.1097/SCS.0000000000003625>.
- [6] G.J. Tortora, M.T. Nielsen, *Principles of Human Anatomy 14th Edition*, 2017.
- [7] S. Weiner, H.D. Wagner, *The material bone: Structure–mechanical function relations*, *Annual Review of Materials Science.* 28 (1998). <https://doi.org/10.1146/annurev.matsci.28.1.271>.
- [8] S. Tadano, B. Giri, *X–ray diffraction as a promising tool to characterize bone nanocomposites*, *Sci Technol Adv Mater.* 12 (2011) 064708. <https://doi.org/10.1088/1468–6996/12/6/064708>.
- [9] P. Revell, *Bone Histomorphometry*, *J Clin Pathol.* 47 (1994) 776–776. <https://doi.org/10.1136/jcp.47.8.776-b>.
- [10] B. Clarke, *Normal bone anatomy and physiology.*, *Clin J Am Soc Nephrol.* 3 Suppl 3 (2008). <https://doi.org/10.2215/CJN.04151206>.
- [11] P.A. Downey, M.I. Siegel, *Bone Biology and the Clinical Implications for Osteoporosis*, *Phys Ther.* 86 (2006) 77–91. <https://doi.org/10.1093/ptj/86.1.77>.
- [12] N.A. Sims, J.H. Gooi, *Bone remodeling: Multiple cellular interactions required for coupling of bone formation and resorption*, *Semin Cell Dev Biol.* 19 (2008) 444–451. <https://doi.org/10.1016/j.semcd.2008.07.016>.
- [13] T.L. Andersen, T.E. Sondergaard, K.E. Skorzynska, F. Dagnaes–Hansen, T.L. Plesner, E.M. Hauge, T. Plesner, J.–M. Delaisse, *A Physical Mechanism for Coupling Bone Resorption and Formation in Adult Human Bone*, *Am J Pathol.* 174 (2009) 239–247. <https://doi.org/10.2353/ajpath.2009.080627>.
- [14] J. Reeve, *Role of cortical bone in hip fracture*, *Bonekey Rep.* 6 (2017). <https://doi.org/10.1038/bonekey.2016.82>.
- [15] M.M. Barak, S. Weiner, R. Shahar, *Importance of the integrity of trabecular bone to the relationship between load and deformation of rat femora: An optical metrology study*, *J Mater Chem.* 18 (2008). <https://doi.org/10.1039/b805661g>.
- [16] L.M. McNamara, *2.10 Bone as a Material* ☆, in: *Comprehensive Biomaterials II*, Elsevier, 2017: pp. 202–227. <https://doi.org/10.1016/B978–0–12–803581–8.10127–4>.
- [17] J.K. Gong, J.S. Arnold, S.H. Cohn, *Composition of trabecular and cortical bone*, *Anat Rec.* 149 (1964). <https://doi.org/10.1002/ar.1091490303>.
- [18] , Eric N. James, , Craig Hanna, L.S. Nair, *Nanobiomaterials for Tissue Engineering Applications*, in: *Stem Cell Biology and Tissue Engineering in Dental Sciences*, Elsevier, 2015: pp. 221–234. <https://doi.org/10.1016/B978–0–12–397157–9.00018–7>.
- [19] J.G. Skedros, G.C. Clark, S.M. Sorenson, K.W. Taylor, S. Qiu, *Analysis of the effect of osteon diameter on the potential relationship of osteocyte lacuna density and osteon wall thickness*, *Anatomical Record.* 294 (2011). <https://doi.org/10.1002/ar.21452>.
- [20] A.C.E. Dahl, M.S. Thompson, *Mechanobiology of Bone*, in: *Comprehensive Biotechnology*, Second Edition, 2011. <https://doi.org/10.1016/B978–0–08–088504–9.00419–0>.

- [21] V.A. Gibson, S.M. Stover, J.C. Gibeling, S.J. Hazelwood, R.B. Martin, Osteonal effects on elastic modulus and fatigue life in equine bone, *J Biomech.* 39 (2006). <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.12.002>.
- [22] P. Augat, S. Schorlemmer, The role of cortical bone and its microstructure in bone strength, in: *Age Ageing*, 2006. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl081>.
- [23] Y. Gabet, I. Bab, Microarchitectural changes in the aging skeleton, *Curr Osteoporos Rep.* 9 (2011). <https://doi.org/10.1007/s11914-011-0072-1>.
- [24] S. Cowin., J. Telega, *Bone Mechanics Handbook*, 2nd Edition. –, *Appl Mech Rev.* 56 (2003). <https://doi.org/10.1115/1.1579463>.
- [25] E.M.M. Lochmüller, O. Groll, V. Kuhn, F. Eckstein, Mechanical strength of the proximal femur as predicted from geometric and densitometric bone properties at the lower limb versus the distal radius, *Bone.* 30 (2002). [https://doi.org/10.1016/S8756-3282\(01\)00621-4](https://doi.org/10.1016/S8756-3282(01)00621-4).
- [26] J.H. Keyak, Y. Falkinstein, Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load, *Med Eng Phys.* 25 (2003). [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(03\)00081-X](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(03)00081-X).
- [27] P. Zioupos, J.D. Currey, Changes in the stiffness, strength, and toughness of human cortical bone with age, *Bone.* 22 (1998). [https://doi.org/10.1016/S8756-3282\(97\)00228-7](https://doi.org/10.1016/S8756-3282(97)00228-7).
- [28] E. Törnquist, L. Gentile, S. Prévost, A. Diaz, U. Olsson, H. Isaksson, Comparison of small-angle neutron and X-ray scattering for studying cortical bone nanostructure, *Sci Rep.* 10 (2020). <https://doi.org/10.1038/s41598-020-71190-9>.
- [29] N. Rosa, M.F.S.F. Moura, S. Olhero, R. Simoes, F.D. Magalhães, A.T. Marques, J.P.S. Ferreira, A.R. Reis, M. Carvalho, M. Parente, Bone: An Outstanding Composite Material, *Applied Sciences (Switzerland)*. 12 (2022). <https://doi.org/10.3390/app12073381>.
- [30] S.C. Cowin, A.M. Sadegh, Non-interacting modes for stress, strain and energy in anisotropic hard tissue, *J Biomech.* 24 (1991). [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90311-A](https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90311-A).
- [31] A.A. Abdel-Wahab, A.R. Maligno, V. V. Silberschmidt, Micro-scale modelling of bovine cortical bone fracture: Analysis of crack propagation and microstructure using X-FEM, *Comput Mater Sci.* 52 (2012) 128–135. <https://doi.org/10.1016/j.commatsci.2011.01.021>.
- [32] N. Sugita, L. Shu, T. Shimada, M. Oshima, T. Kizaki, M. Mitsuishi, Novel surgical machining via an impact cutting method based on fracture analysis with a discontinuum bone model, *CIRP Ann Manuf Technol.* 66 (2017). <https://doi.org/10.1016/j.cirp.2017.04.028>.
- [33] D.T. Reilly, A.H. Burstein, The elastic and ultimate properties of compact bone tissue, *J Biomech.* 8 (1975). [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(75\)90075-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(75)90075-5).
- [34] M.J. Mirzaali, J.J. Schwiedrzik, S. Thaiwichai, J.P. Best, J. Michler, P.K. Zysset, U. Wolfram, Mechanical properties of cortical bone and their relationships with age, gender, composition and microindentation properties in the elderly, *Bone.* 93 (2016). <https://doi.org/10.1016/j.bone.2015.11.018>.
- [35] X. Neil Dong, X. Edward Guo, The dependence of transversely isotropic elasticity of human femoral cortical bone on porosity, *J Biomech.* 37 (2004) 1281–1287. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.12.011>.
- [36] N. Dahotre, S. Joshi, *Machining of Bone and Hard Tissues*, Springer International Publishing, Cham, 2016. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-39158-8>.
- [37] A. Barkaoui, R. Hambli, J.M.R.S. Tavares, Effect of material and structural factors on fracture behaviour of mineralised collagen microfibril using finite element simulation, *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 18 (2015). <https://doi.org/10.1080/10255842.2014.883601>.

- [38] P. Garnero, The contribution of collagen crosslinks to bone strength, *Bonekey Rep.* 1 (2012). <https://doi.org/10.1038/bonekey.2012.182>.
- [39] X. Banse, T.J. Sims, A.J. Bailey, Mechanical properties of adult vertebral cancellous bone: Correlation with collagen intermolecular cross-links, *Journal of Bone and Mineral Research.* 17 (2002). <https://doi.org/10.1359/jbmr.2002.17.9.1621>.
- [40] T. Siegmund, M.R. Allen, D.B. Burr, Failure of mineralized collagen fibrils: Modeling the role of collagen cross-linking, *J Biomech.* 41 (2008). <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.02.017>.
- [41] D. and W.P. and G.G. Vashishth, Age-related loss in bone toughness is explained by non-enzymatic glycation of collagen, *Transactions of the Orthopaedic Research Society.* 29 (2004) 497.
- [42] P. Frasca, G. Jacyna, R. Harper, J.L. Katz, Strain dependence of dynamic Young's modulus for human single osteons, *J Biomech.* 14 (1981). [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(81\)90051-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(81)90051-8).
- [43] J.Y. Rho, T.Y. Tsui, G.M. Pharr, Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation, *Biomaterials.* 18 (1997). [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(97\)00073-2](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(97)00073-2).
- [44] J.Y. Rho, M.E. Roy, T.Y. Tsui, G.M. Pharr, Elastic properties of microstructural components of human bone tissue as measured by nanoindentation, *J Biomed Mater Res.* 45 (1999). [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4636\(199904\)45:1<48::AID-JBM7>3.0.CO;2-5](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4636(199904)45:1<48::AID-JBM7>3.0.CO;2-5).
- [45] S. Hengsberger, A. Kulik, P. h. Zysset, Nanoindentation discriminates the elastic properties of individual human bone lamellae under dry and physiological conditions, *Bone.* 30 (2002). [https://doi.org/10.1016/S8756-3282\(01\)00624-X](https://doi.org/10.1016/S8756-3282(01)00624-X).
- [46] J.Y. Rho, P. Zioupos, J.D. Currey, G.M. Pharr, Microstructural elasticity and regional heterogeneity in human femoral bone of various ages examined by nano-indentation, *J Biomech.* 35 (2002). [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00199-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00199-3).
- [47] S. Bensamoun, Z. Fan, I. Brice, J.Y. Rho, M.C. Ho Ba Tho, Assessment of mechanical properties of human osteon lamellae exhibiting various degrees of mineralization by nanoindentation, *J Musculoskelet Res.* 11 (2008). <https://doi.org/10.1142/S0218957708002024>.
- [48] L.P. Mullins, V. Sassi, P.E. McHugh, M.S. Bruzzi, Differences in the Crack Resistance of Interstitial, Osteonal and Trabecular Bone Tissue, *Ann Biomed Eng.* 37 (2009) 2574–2582. <https://doi.org/10.1007/s10439-009-9797-8>.
- [49] A.A. Abdel-Wahab, K. Alam, V. V. Silberschmidt, Analysis of anisotropic viscoelastoplastic properties of cortical bone tissues, *J Mech Behav Biomed Mater.* 4 (2011) 807–820. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2010.10.001>.
- [50] Y. Zhou, M.J. Kastner, T.B. Tighe, J. Du, Elastic modulus mapping for bovine cortical bone from submillimeter- to submicron-scales using PeakForce Tapping atomic force microscopy, *Extreme Mech Lett.* 41 (2020). <https://doi.org/10.1016/j.eml.2020.101031>.
- [51] J.Y. Rho, P. Zioupos, J.D. Currey, G.M. Pharr, Variations in the individual thick lamellar properties within osteons by nanoindentation, *Bone.* 25 (1999). [https://doi.org/10.1016/S8756-3282\(99\)00163-5](https://doi.org/10.1016/S8756-3282(99)00163-5).
- [52] J.S. Nyman, A. Roy, X. Shen, R.L. Acuna, J.H. Tyler, X. Wang, The influence of water removal on the strength and toughness of cortical bone, *J Biomech.* 39 (2006). <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.01.012>.
- [53] A. Faingold, S.R. Cohen, R. Shahar, S. Weiner, L. Rapoport, H.D. Wagner, The effect of hydration on mechanical anisotropy, topography and fibril organization of the osteonal lamellae, *J Biomech.* 47 (2014) 367–372. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.022>.

- [54] S.M. Snyder, E. Schneider, Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography, *Journal of Orthopaedic Research*. 9 (1991) 422–431. <https://doi.org/10.1002/jor.1100090315>.
- [55] C.B. Ruff, W.C. Hayes, Bone–mineral content in the lower limb: Relationship to cross–sectional geometry, *Journal of Bone and Joint Surgery – Series A*. 66 (1984). <https://doi.org/10.2106/00004623–198466070–00008>.
- [56] Q. Grimal, P. Laugier, Quantitative Ultrasound Assessment of Cortical Bone Properties Beyond Bone Mineral Density, *IRBM*. 40 (2019) 16–24. <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2018.10.006>.
- [57] E.F. Morgan, G.U. Unnikrisnan, A.I. Hussein, Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States, *Annu Rev Biomed Eng*. 20 (2018) 119–143. <https://doi.org/10.1146/annurev–bioeng–062117–121139>.
- [58] A.A. Espinoza Orías, J.M. Deuerling, M.D. Landrigan, J.E. Renaud, R.K. Roeder, Anatomic variation in the elastic anisotropy of cortical bone tissue in the human femur, *J Mech Behav Biomed Mater*. 2 (2009). <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2008.08.005>.
- [59] L. Peralta, X. Cai, P. Laugier, Q. Grimal, A critical assessment of the in–vitro measurement of cortical bone stiffness with ultrasound, *Ultrasonics*. 80 (2017) 119–126. <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2017.05.009>.
- [60] L. Duchemin, V. Bousson, C. Raossanaly, C. Bergot, J.D. Laredo, W. Skalli, D. Mitton, Prediction of mechanical properties of cortical bone by quantitative computed tomography, *Med Eng Phys*. 30 (2008). <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2007.04.008>.
- [61] D.R. Carter, W.C. Hayes, Bone compressive strength: The influence of density and strain rate, *Science* (1979). 194 (1976). <https://doi.org/10.1126/science.996549>.
- [62] E.F. Morgan, H.H. Bayraktar, T.M. Keaveny, Trabecular bone modulus–density relationships depend on anatomic site, *J Biomech*. 36 (2003). [https://doi.org/10.1016/S0021–9290\(03\)00071–X](https://doi.org/10.1016/S0021–9290(03)00071–X).
- [63] M. Granke, Q. Grimal, A. Saïed, P. Nauleau, F. Peyrin, P. Laugier, Change in porosity is the major determinant of the variation of cortical bone elasticity at the millimeter scale in aged women, *Bone*. 49 (2011). <https://doi.org/10.1016/j.bone.2011.08.002>.
- [64] A. V. Cardoso, W.J. Oliveira, G.J.O. Vaz, Cortical bone porosity visualization using mercury porosimetry intrusion data, *Matéria (Rio de Janeiro)*. 12 (2007). <https://doi.org/10.1590/s1517–70762007000400010>.
- [65] N.J. Wachter, G.D. Krischak, M. Mentzel, M.R. Sarkar, T. Ebinger, L. Kinzl, L. Claes, P. Augat, Correlation of bone mineral density with strength and microstructural parameters of cortical bone in vitro, *Bone*. 31 (2002). [https://doi.org/10.1016/S8756–3282\(02\)00779–2](https://doi.org/10.1016/S8756–3282(02)00779–2).
- [66] G.A.P. Renders, L. Mulder, L.J. van Ruijven, T.M.G.J. van Eijden, Porosity of human mandibular condylar bone, *J Anat*. 210 (2007) 239–248. <https://doi.org/10.1111/j.1469–7580.2007.00693.x>.
- [67] X. Wang, Q. Ni, Determination of cortical bone porosity and pore size distribution using a low field pulsed NMR approach, *Journal of Orthopaedic Research*. 21 (2003) 312–319. [https://doi.org/10.1016/S0736–0266\(02\)00157–2](https://doi.org/10.1016/S0736–0266(02)00157–2).
- [68] A.–M. Laval–Jeantet, C. Bergot, R. Carroll, F. Garcia–Schaefer, Cortical bone senescence and mineral bone density of the humerus, *Calcif Tissue Int*. 35 (1983) 268–272. <https://doi.org/10.1007/BF02405044>.
- [69] M. Qasemi, M.M. Sheikhi, M. Zolfaghari, V. Tahmasbi, Experimental analysis, statistical modeling and optimization of effective parameters on surface quality in cortical bone milling process, *J Mech Med Biol*. 20 (2020). <https://doi.org/10.1142/S0219519419500787>.

- [70] H.A. Hogan, Micromechanics modeling of Haversian cortical bone properties, *J Biomech.* 25 (1992) 549–556. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90095-I](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90095-I).
- [71] É. Budyn, T. Hoc, Multiple scale modeling for cortical bone fracture in tension using X-FEM, *European Journal of Computational Mechanics.* 16 (2007) 213–236. <https://doi.org/10.3166/remn.16.213-236>.
- [72] E. Hamed, Y. Lee, I. Jasiuk, Multiscale modeling of elastic properties of cortical bone, *Acta Mech.* 213 (2010) 131–154. <https://doi.org/10.1007/s00707-010-0326-5>.
- [73] S. Mischinski, A. Ural, Finite Element Modeling of Microcrack Growth in Cortical Bone, *J Appl Mech.* 78 (2011). <https://doi.org/10.1115/1.4003754>.
- [74] S. Li, A. Abdel-Wahab, E. Demirci, V. V. Silberschmidt, Fracture process in cortical bone: X-FEM analysis of microstructured models, *Int J Fract.* 184 (2013) 43–55. <https://doi.org/10.1007/s10704-013-9814-7>.
- [75] L. Vergani, C. Colombo, F. Libonati, Crack Propagation in Cortical Bone: A Numerical Study, *Procedia Materials Science.* 3 (2014) 1524–1529. <https://doi.org/10.1016/j.mspro.2014.06.246>.
- [76] R. Baptista, A. Almeida, V. Infante, Micro-crack propagation on a biomimetic bone like composite material studied with the extended finite element method, in: *Procedia Structural Integrity*, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.prostr.2016.02.004>.
- [77] A. Demirtas, E. Curran, A. Ural, Assessment of the effect of reduced compositional heterogeneity on fracture resistance of human cortical bone using finite element modeling, *Bone.* 91 (2016). <https://doi.org/10.1016/j.bone.2016.07.015>.
- [78] A. Idkaidek, I. Jasiuk, Cortical bone fracture analysis using XFEM – case study, *Int J Numer Method Biomed Eng.* 33 (2017) e2809. <https://doi.org/10.1002/cnm.2809>.
- [79] M. Wang, E.A. Zimmermann, C. Riedel, B. Busseb, S. Li, V. V. Silberschmidt, Effect of micro-morphology of cortical bone tissue on fracture toughness and crack propagation, in: *Procedia Structural Integrity*, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.prostr.2017.11.010>.
- [80] N. Rodriguez-Florez, A. Carriero, S.J. Shefelbine, The use of XFEM to assess the influence of intra-cortical porosity on crack propagation, *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 20 (2017) 385–392. <https://doi.org/10.1080/10255842.2016.1235158>.
- [81] E. Giner, R. Belda, C. Arango, A. Vercher-Martínez, J.E. Tarancón, F.J. Fuenmayor, Calculation of the critical energy release rate G_c of the cement line in cortical bone combining experimental tests and finite element models, *Eng Fract Mech.* 184 (2017). <https://doi.org/10.1016/j.engfracmech.2017.08.026>.
- [82] F.J. O'Brien, D. Taylor, G.R. Dickson, T.C. Lee, Visualisation of three-dimensional microcracks in compact bone, *J Anat.* 197 (2000). <https://doi.org/10.1017/S0021878299006792>.
- [83] O. Akkus, C.M. Rimnac, Cortical bone tissue resists fatigue fracture by deceleration and arrest of microcrack growth, *J Biomech.* 34 (2001). [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00025-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00025-2).
- [84] F.J. O'Brien, D. Taylor, T.C. Lee, The effect of bone microstructure on the initiation and growth of microcracks, *Journal of Orthopaedic Research.* 23 (2005). <https://doi.org/10.1016/j.orthres.2004.08.005>.
- [85] Y.N. Yeni, C.U. Brown, Z. Wang, T.L. Norman, The influence of bone morphology on fracture toughness of the human femur and tibia, *Bone.* 21 (1997). [https://doi.org/10.1016/S8756-3282\(97\)00173-7](https://doi.org/10.1016/S8756-3282(97)00173-7).
- [86] O.S. Sobelman, J.C. Gibeling, S.M. Stover, S.J. Hazelwood, O.C. Yeh, D.R. Shelton, R.B. Martin, Do microcracks decrease or increase fatigue resistance in cortical bone?, *J Biomech.* 37 (2004). <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.12.034>.
- [87] D.C. Wirtz, T. Pandorf, F. Portheine, K. Radermacher, N. Schiffers, A. Prescher, D. Weichert, F.U. Niethard, Concept and development of an orthotropic FE model of the

- proximal femur, *J Biomech.* 36 (2003). [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00309-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00309-3).
- [88] D. Liu, S. Weiner, H.D. Wagner, Anisotropic mechanical properties of lamellar bone using miniature cantilever bending specimens, *J Biomech.* 32 (1999). [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00051-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00051-2).
- [89] S. Weiner, W. Traub, H.D. Wagner, Lamellar bone: Structure–function relations, *J Struct Biol.* 126 (1999). <https://doi.org/10.1006/jsbi.1999.4107>.
- [90] S.K. Jalali, R. Yarmohammadi, F. Maghsoudi, Finite element stress analysis of functionally graded dental implant of a premolar tooth, *Journal of Mechanical Science and Technology.* 30 (2016). <https://doi.org/10.1007/s12206-016-1011-y>.
- [91] R.B. Ashman, S.C. Cowin, W.C. Van Buskirk, J.C. Rice, A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone, *J Biomech.* 17 (1984) 349–361. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(84\)90029-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(84)90029-0).
- [92] B. Couteau, M.C. Hobatho, R. Darmana, J.C. Brignola, J.Y. Arlaud, Finite element modelling of the vibrational behaviour of the human femur using CT–based individualized geometrical and material properties, *J Biomech.* 31 (1998). [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00018-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00018-9).
- [93] C.H. Turner, S.C. Cowin, Errors Induced by Off–Axis Measurement of the Elastic Properties of Bone, *J Biomech Eng.* 110 (1988) 213–215. <https://doi.org/10.1115/1.3108433>.
- [94] S.S. Kohles, Applications of an anisotropic parameter to cortical bone, *J Mater Sci Mater Med.* 11 (2000) 261–265. <https://doi.org/10.1023/A:1008940914693>.
- [95] W.R. Taylor, E. Roland, H. Ploeg, D. Hertig, R. Klabunde, M.D. Warner, M.C. Hobatho, L. Rakotomanana, S.E. Clift, Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis, *J Biomech.* 35 (2002) 767–773. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00022-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00022-2).
- [96] R. Krone, P. Schuster, An Investigation on the Importance of Material Anisotropy in Finite–Element Modeling of the Human Femur, in: 2006. <https://doi.org/10.4271/2006-01-0064>.
- [97] L.L. Vignoli, P.P. Kenedi, Bone anisotropy – Analytical and finite element analysis, *Latin American Journal of Solids and Structures.* 13 (2016). <https://doi.org/10.1590/1679-78251814>.
- [98] P. Dhattrak, V. Girme, U. Shirsat, S. Sumanth, V. Deshmukh, Significance of Orthotropic Material Models to Predict Stress Around Bone–Implant Interface Using Numerical Simulation, *Bionanoscience.* 9 (2019) 652–659. <https://doi.org/10.1007/s12668-019-00649-5>.
- [99] W. Solórzano, C. Ojeda, A. Diaz Lantada, Biomechanical Study of Proximal Femur for Designing Stems for Total Hip Replacement, *Applied Sciences.* 10 (2020) 4208. <https://doi.org/10.3390/app10124208>.
- [100] O.G. Ruiz, M.R. Reinoso, C. Surace, Finite element analysis of the flexor digitorum profundus tendon during a passive rehabilitation protocol, *Revista Facultad de Ingenieria.* (2021). <https://doi.org/10.17533/udea.redin.20210528>.
- [101] G. Augustin, S. Davila, K. Mihoci, T. Udiljak, D.S. Vedrina, A. Antabak, Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited, *Arch Orthop Trauma Surg.* 128 (2008). <https://doi.org/10.1007/s00402-007-0427-3>.
- [102] G. Wang, L. Zhang, X. Wang, B.L. Tai, An inverse method to reconstruct the heat flux produced by bone grinding tools, *International Journal of Thermal Sciences.* 101 (2016). <https://doi.org/10.1016/j.ijthermalsci.2015.10.021>.
- [103] B.L. Tai, L. Zhang, A. Wang, S. Sullivan, A.J. Shih, Neurosurgical bone grinding temperature monitoring, in: *Procedia CIRP,* 2013. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2013.01.045>.

- [104] A.J. Shih, B.L. Tai, L. Zhang, S. Sullivan, S. Malkin, Prediction of bone grinding temperature in skull base neurosurgery, *CIRP Ann Manuf Technol.* 61 (2012). <https://doi.org/10.1016/j.cirp.2012.03.078>.
- [105] R.K. Pandey, S.S. Panda, Drilling of bone: A comprehensive review, *J Clin Orthop Trauma.* 4 (2013). <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2013.01.002>.
- [106] Z. Sun, Y. Wang, K. Xu, G. Zhou, C. Liang, J. Qu, Experimental investigations of drilling temperature of high-energy ultrasonically assisted bone drilling, *Med Eng Phys.* 65 (2019). <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2018.12.019>.
- [107] A. Aslan, H.S. Vatansever, G.G. Aslan, G. Eskiizmir, G. Giray, Effect of thermal energy produced by drilling on the facial nerve: Histopathologic evaluation in guinea pigs, *Journal of Laryngology and Otology.* 119 (2005). <https://doi.org/10.1258/0022215054516250>.
- [108] Q. sen Chen, Y. Liu, Q. shi Dong, Modeling and experimental validation on temperature diffusion mechanism in high-speed bone milling, *J Mater Process Technol.* 286 (2020). <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2020.116810>.
- [109] D. Kurniawan, N. Jiawkok, M.Y. Noordin, Machining conditions effect to machining temperature and forces in orthogonal machining of bone, in: *Adv Mat Res*, 2013. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.658.223>.
- [110] J. Chato, A survey of thermal conductivity and diffusivity data on biological materials , 5th Conference on Thermal Conductivity Denver. (1965).
- [111] R. Vachon, F. Walker, D. Walker, G. Nix, In Vivo Determination of Thermal Conductivity of Bone Using the Thermal Comparator Technique, *Digest Seventh Int. Conf. Med. Biol. Eng.* (1967) 502.
- [112] J. Lundskog, Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury., *Scand J Plast Reconstr Surg.* 9 (1972).
- [113] S. Biyikli, M.F. Modest, R. Tarr, Measurements of thermal properties for human femora, *J Biomed Mater Res.* 20 (1986). <https://doi.org/10.1002/jbm.820200908>.
- [114] E.S. Zelenov, Experimental investigation of the thermophysical properties of compact bone, *Mechanics of Composite Materials.* 21 (1986). <https://doi.org/10.1007/BF00605942>.
- [115] W.M. Moses, F.W. Witthaus, H.A. Hogan, W.R. Laster, Measurement of the thermal conductivity of cortical bone by an inverse technique, *Exp Therm Fluid Sci.* 11 (1995) 34–39. [https://doi.org/10.1016/0894-1777\(94\)00109-L](https://doi.org/10.1016/0894-1777(94)00109-L).
- [116] S.R.H. Davidson, D.F. James, Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone, *Med Eng Phys.* 22 (2000). [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(01\)00003-0](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(01)00003-0).
- [117] A. Feldmann, P. Zysset, Experimental determination of the emissivity of bone, *Med Eng Phys.* 38 (2016). <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.06.019>.
- [118] H. Zhang, W.Z. Fang, Y.M. Li, W.Q. Tao, Experimental study of the thermal conductivity of polyurethane foams, *Appl Therm Eng.* 115 (2017). <https://doi.org/10.1016/j.applthermaleng.2016.12.057>.
- [119] <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/thermal-conductivity/>, (n.d.).
- [120] R.L.R.T.A.P. Paweł ZAWADZKI, Measurement of thermal conductivity of the cortical bone: experimental studies and comparative analysis, *J Phys Conf Ser.* (2023).
- [121] H. Wang, W. Chu, G. Chen, A Brief Review on Measuring Methods of Thermal Conductivity of Organic and Hybrid Thermoelectric Materials, *Adv Electron Mater.* 5 (2019). <https://doi.org/10.1002/aelm.201900167>.

- [122] C. Dames, MEASURING THE THERMAL CONDUCTIVITY OF THIN FILMS: 3 OMEGA AND RELATED ELECTROTHERMAL METHODS, *Annual Review of Heat Transfer*. 16 (2013). <https://doi.org/10.1615/annualrevheattransfer.v16.20>.
- [123] L. Zhang, J. Hu, K.A. Athanasiou, The role of tissue engineering in articular cartilage repair and regeneration, *Crit Rev Biomed Eng*. 37 (2009). <https://doi.org/10.1615/CritRevBiomedEng.v37.i1-2.10>.
- [124] G. Duque, B.R. Troen, Understanding the mechanisms of senile osteoporosis: New facts for a major geriatric syndrome, *J Am Geriatr Soc*. 56 (2008). <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2008.01764.x>.
- [125] C. Xu, M. Li, C. Wang, H. Liu, A comparison between arthroscopic and open surgery for treatment outcomes of chronic lateral ankle instability accompanied by osteochondral lesions of the talus, *J Orthop Surg Res*. 15 (2020) 113. <https://doi.org/10.1186/s13018-020-01628-3>.
- [126] S.N. Redman, S.F. Oldfield, C.W. Archer, P.J. Roughley, C. Lee, Current strategies for articular cartilage repair, *Eur Cell Mater*. 9 (2005). <https://doi.org/10.22203/eCM.v009a04>.
- [127] R.J. VanTienderen, J.C. Dunn, N. Kusnezov, J.D. Orr, Osteochondral Allograft Transfer for Treatment of Osteochondral Lesions of the Talus: A Systematic Review, in: *Arthroscopy – Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2016.06.011>.
- [128] H.B. Schuette, M.J. Kraeutler, E.C. McCarty, Matrix-Assisted Autologous Chondrocyte Transplantation in the Knee: A Systematic Review of Mid- to Long-Term Clinical Outcomes, *Orthop J Sports Med*. 5 (2017). <https://doi.org/10.1177/2325967117709250>.
- [129] L.E. Rubin, K.T. Murgu, S.A. Ritterman, P.K. McClure, Hip Resection Arthroplasty, *JBJS Rev*. 2 (2014). <https://doi.org/10.2106/jbjs.rvw.m.00060>.
- [130] A.H. Goldman, N.J. Clark, M.J. Taunton, D.G. Lewallen, D.J. Berry, M.P. Abdel, Definitive Resection Arthroplasty of the Knee: A Surprisingly Viable Treatment to Manage Intractable Infection in Selected Patients, *Journal of Arthroplasty*. 35 (2020). <https://doi.org/10.1016/j.arth.2019.10.025>.
- [131] M.C. Ford, M.D. Hellman, G.S. Kazarian, J.C. Clohisy, R.M. Nunley, R.L. Barrack, Five to Ten-Year Results of the Birmingham Hip Resurfacing Implant in the U.S., *Journal of Bone and Joint Surgery*. 100 (2018). <https://doi.org/10.2106/jbjs.17.01525>.
- [132] D. Mehrotra, R. Dwivedi, D. Nandana, R.K. Singh, From injectable to 3D printed hydrogels in maxillofacial tissue engineering: A review, *J Oral Biol Craniofac Res*. 10 (2020) 680–689. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2020.09.006>.
- [133] P. Rogala, R. Uklejewski, M. Winiecki, M. Dabrowski, J. Gołańczyk, A. Patalas, First Biomimetic Fixation for Resurfacing Arthroplasty: Investigation in Swine of a Prototype Partial Knee Endoprosthesis, *Biomed Res Int*. 2019 (2019). <https://doi.org/10.1155/2019/6952649>.
- [134] F.T. Moutos, K.A. Glass, S.A. Compton, A.K. Ross, C.A. Gersbach, F. Guilak, B.T. Estes, Anatomically shaped tissue-engineered cartilage with tunable and inducible anticytokine delivery for biological joint resurfacing, *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 113 (2016). <https://doi.org/10.1073/pnas.1601639113>.
- [135] J.J. Li, K. Kim, S.-I. Roohani-Esfahani, J. Guo, D.L. Kaplan, H. Zreiqat, A biphasic scaffold based on silk and bioactive ceramic with stratified properties for osteochondral tissue regeneration, *J Mater Chem B*. 3 (2015) 5361–5376. <https://doi.org/10.1039/C5TB00353A>.
- [136] A.R. Del Bakhshayesh, N. Asadi, A. Alihemmati, H. Tayefi Nasrabadi, A. Montaseri, S. Davaran, S. Saghati, A. Akbarzadeh, A. Abedelahi, An overview of advanced biocompatible and biomimetic materials for creation of replacement structures in the

- musculoskeletal systems: focusing on cartilage tissue engineering, *J Biol Eng.* 13 (2019) 85. <https://doi.org/10.1186/s13036-019-0209-9>.
- [137] P. Wang, L. Zhao, J. Liu, M.D. Weir, X. Zhou, H.H.K. Xu, Bone tissue engineering via nanostructured calcium phosphate biomaterials and stem cells, *Bone Res.* 2 (2014) 14017. <https://doi.org/10.1038/boneres.2014.17>.
- [138] Orthopedic Surgery—Global Trends & Opportunities Report; Research and Markets: Dublin, Dublin, Ireland, 2018.
- [139] Z. Chen, Y. Zhang, C. Wang, B. Chen, Understanding the cutting mechanisms of composite structured soft tissues, *Int J Mach Tools Manuf.* 161 (2021). <https://doi.org/10.1016/j.ijmachtools.2020.103685>.
- [140] J.A. Robles-Linares, D. Axinte, Z. Liao, A. Gameros, Machining-induced thermal damage in cortical bone: Necrosis and micro-mechanical integrity, *Mater Des.* 197 (2021). <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2020.109215>.
- [141] J. Sui, N. Sugita, K. Ishii, K. Harada, M. Mitsuishi, Mechanistic modeling of bone-drilling process with experimental validation, *J Mater Process Technol.* 214 (2014) 1018–1026. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2013.11.001>.
- [142] M. Hollensteiner, S. Sandriesser, E. Bliven, C. von Räden, P. Augat, Biomechanics of Osteoporotic Fracture Fixation, *Curr Osteoporos Rep.* 17 (2019). <https://doi.org/10.1007/s11914-019-00535-9>.
- [143] L. Bai, J. Yang, X. Chen, Y. Sun, X. Li, Medical robotics in bone fracture reduction surgery: A review, *Sensors (Switzerland)*. 19 (2019). <https://doi.org/10.3390/s19163593>.
- [144] W.A. Lughmani, K. Bouazza-Marouf, I. Ashcroft, Drilling in cortical bone: a finite element model and experimental investigations, *J Mech Behav Biomed Mater.* 42 (2015) 32–42. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.10.017>.
- [145] Z. Jiang, X. Qi, Y. Sun, Y. Hu, G. Zahnd, J. Zhang, Cutting Depth Monitoring Based on Milling Force for Robot-Assisted Laminectomy, *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering.* 17 (2020). <https://doi.org/10.1109/TASE.2019.2920133>.
- [146] Z. Ying, L. Shu, N. Sugita, Autonomous Penetration Perception for Bone Cutting during Laminectomy, in: *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2020. <https://doi.org/10.1109/BioRob49111.2020.9224375>.
- [147] Y. Hu, X. Hu, Z. Fan, Z. Liu, C. Zhang, W. Fu, Cortical bone grinding mechanism modeling and experimental study for damage minimization in craniotomy, *Proc Inst Mech Eng H.* 236 (2022) 320–328. <https://doi.org/10.1177/09544119211060135>.
- [148] T. Mizutani, U. Satake, T. Enomoto, Surgical diamond wheels for minimally invasive surgery in bone resection under small quantity of coolant supply, *Precis Eng.* 56 (2019) 80–86. <https://doi.org/10.1016/j.precisioneng.2018.09.015>.
- [149] M. Mediouni, T. Kucklick, S. Poncet, R. Madiouni, A. Abouaomar, H. Madry, M. Cucchiaroni, B. Chopko, N. Vaughan, M. Arora, K. Gökkuş, M. Lozoya Lara, L. Paiva Cedeño, A. Volosnikov, M. Hesmati, K. Ho, An overview of thermal necrosis: present and future, *Curr Med Res Opin.* 35 (2019). <https://doi.org/10.1080/03007995.2019.1603671>.
- [150] Borzęcka Joanna, Standardowe i specjalistyczne zestawy chirurgiczne, *TECHNIKA – TECHNOLOGIA OGÓLNOPOLSKI PRZEGLĄD MEDYCZNY.* (2015) 24–30.
- [151] Z. Czarnecka, W. Malińska, *Instrumentarium przebieg zabiegów w chirurgii, ginekologii i urologii*, 2009.
- [152] Medical Electric Cannulated Bone Drill 607, <https://www.orthopromed.com/Product/Medical-Electric-Cannulated-Bone-Drill-607/>. (2023).

- [153] ACRION™ Saw Blades, <https://www.jnjmedtech.com/en-emea/product/acrion-saw-blades>. (2023).
- [154] S. Lee, F. Nagata, K. Kato, T. Nakano, Bone apatite anisotropic structure control *via* designing fibrous scaffolds, *RSC Adv.* 10 (2020) 13500–13506. <https://doi.org/10.1039/D0RA01295E>.
- [155] E.H. van Haaren, B.C. van der Zwaard, A.J. van der Veen, I.C. Heyligers, P.I. Wuisman, T.H. Smit, Effect of long-term preservation on the mechanical properties of cortical bone in goats, *Acta Orthop.* 79 (2008) 708–716. <https://doi.org/10.1080/17453670810016759>.
- [156] I.J. Brazda, J. Reeves, G.D.G. Langohr, M.C. Crookshank, E.H. Schemitsch, R. Zdero, Biomechanical properties and thermal characteristics of frozen versus thawed whole bone, *Proc Inst Mech Eng H.* 234 (2020) 874–883. <https://doi.org/10.1177/0954411920929455>.
- [157] B. Kaye, The Effects of Freezing on the Mechanical Properties of Bone, *Open Bone J.* 4 (2012) 14–19. <https://doi.org/10.2174/1876525401204010014>.
- [158] Z. Liao, D.A. Axinte, On chip formation mechanism in orthogonal cutting of bone, *Int J Mach Tools Manuf.* 102 (2016) 41–55. <https://doi.org/10.1016/j.ijmactools.2015.12.004>.
- [159] Z. Liao, D. Axinte, D. Gao, On modelling of cutting force and temperature in bone milling, *J Mater Process Technol.* 266 (2019) 627–638. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2018.11.039>.
- [160] L. Zhang, L. Zou, D. Wen, X. Wang, F. Kong, Z. Piao, Investigation of the effect of process parameters on bone grinding performance based on on-line measurement of temperature and force sensors, *Sensors (Switzerland)*. 20 (2020). <https://doi.org/10.3390/s20113325>.
- [161] W. Bai, L. Shu, R. Sun, J. Xu, V. V. Silberschmidt, N. Sugita, Mechanism of material removal in orthogonal cutting of cortical bone, *J Mech Behav Biomed Mater.* 104 (2020) 103618. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103618>.
- [162] C.H. Jacobs, M.H. Pope, J.T. Berry, F. Hoaglund, A study of the bone machining process—Orthogonal cutting, *J Biomech.* 7 (1974) 131–136. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(74\)90051-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(74)90051-7).
- [163] K.L. Wiggins, S. Malkin, Drilling of bone, *J Biomech.* 9 (1976) 553–559. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(76\)90095-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(76)90095-6).
- [164] S. ITOH, Y. ITO, T. SHIKITA, Basic Study on Bone Cutting Forces for Developing Surgical Instruments, *Bulletin of JSME.* 26 (1983) 2295–2301. <https://doi.org/10.1299/jsme1958.26.2295>.
- [165] C. Plaskos, A.J. Hodgson, K. Inkpen, R.W. McGraw, Bone cutting errors in total knee arthroplasty, *J Arthroplasty.* 17 (2002) 698–705. <https://doi.org/10.1054/arth.2002.33564>.
- [166] N. Sugita, M. Mitsuishi, Specifications for machining the bovine cortical bone in relation to its microstructure, *J Biomech.* 42 (2009) 2826–2829. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.08.017>.
- [167] V. Canè, G. Marotti, G. Volpi, D. Zaffe, S. Palazzini, F. Remaggi, M.A. Muglia, Size and density of osteocyte lacunae in different regions of long bones, *Calcif Tissue Int.* 34 (1982) 558–563. <https://doi.org/10.1007/BF02411304>.
- [168] P. Zawadzki, R. Talar, A. Patalas, S. Legutko, Influence of Machining Parameters on Cutting and Chip-Formation Process during Cortical Bone Orthogonal Machining, *Materials.* 15 (2022) 6414. <https://doi.org/10.3390/ma15186414>.
- [169] A. Molinari, A. Moufki, The Merchant's model of orthogonal cutting revisited: A new insight into the modeling of chip formation, *Int J Mech Sci.* 50 (2008) 124–131. <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2007.07.015>.
- [170] Wit Grzesik, *Podstawy skrawania materiałów metalowych*, WNT, Warszawa, 1998.

- [171] D. Yang, X. Xiao, X. Liang, Analytical modeling of residual stress in orthogonal cutting considering tool edge radius effect, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 103 (2019) 2965–2976. <https://doi.org/10.1007/s00170-019-03744-9>.
- [172] J. Sui, N. Sugita, K. Ishii, K. Harada, M. Mitsuishi, FORCE ANALYSIS OF ORTHOGONAL CUTTING OF BOVINE CORTICAL BONE, *Machining Science and Technology*. 17 (2013) 637–649. <https://doi.org/10.1080/10910344.2013.837355>.
- [173] M.P. Vogler, S.G. Kapoor, R.E. DeVor, On the Modeling and Analysis of Machining Performance in Micro-Endmilling, Part II: Cutting Force Prediction, *J Manuf Sci Eng*. 126 (2004) 695–705. <https://doi.org/10.1115/1.1813471>.
- [174] Narendra Bhople, Yogesh Khairnar, Vivek Divre, Study on Phenomena Which Differentiate Micromachining from Macromachining, *IOSR Journal of Mechanical and Civil Engineering*. (2018) 75–78.
- [175] K. Aslantas, L.K. Alatrushi, F. Bedir, Y. Kaynak, N. Yılmaz, An experimental analysis of minimum chip thickness in micro-milling of two different titanium alloys, *Proc Inst Mech Eng B J Eng Manuf*. 234 (2020) 1486–1498. <https://doi.org/10.1177/0954405420933098>.
- [176] M.Y. Ali, A.A. Khan, A. Banu, M. Asharaf, Prediction of Minimum Chip Thickness in Tool Based Micro End Milling, *International Journal of Integrated Engineering*. 4 (2012).
- [177] Mieczysław Kawalec, Fizyczne i Technologiczne Zagadnienia Przy Obróbce z Małymi Grubościami Warstwy Skrawanej, Wydawnictwa Politechniki Poznańskiej, Poznań, 1980.
- [178] A. Hase, M. Wada, T. Koga, H. Mishina, The relationship between acoustic emission signals and cutting phenomena in turning process, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 70 (2014) 947–955. <https://doi.org/10.1007/s00170-013-5335-9>.
- [179] S. Kakade, L. Vijayaraghavan, R. Krishnamurthy, In-process tool wear and chip-form monitoring in face milling operation using acoustic emission., *J Mater Process Technol*. 44 (1994) 207–214. [https://doi.org/10.1016/0924-0136\(94\)90433-2](https://doi.org/10.1016/0924-0136(94)90433-2).
- [180] J. Barry, G. Byrne, Study on acoustic emission in machining hardened steels Part 1: Acoustic emission during saw-tooth chip formation, *Proc Inst Mech Eng B J Eng Manuf*. 215 (2001). <https://doi.org/10.1243/0954405011519457>.
- [181] W. Bonfield, Advances in the fracture mechanics of cortical bone, *J Biomech*. 20 (1987) 1071–1081. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90025-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90025-X).
- [182] B. An, Y. Liu, D. Arola, D. Zhang, Fracture toughening mechanism of cortical bone: An experimental and numerical approach, *J Mech Behav Biomed Mater*. 4 (2011). <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2011.02.012>.
- [183] A. Gustafsson, H. Khayyeri, M. Wallin, H. Isaksson, An interface damage model that captures crack propagation at the microscale in cortical bone using XFEM, *J Mech Behav Biomed Mater*. 90 (2019). <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.09.045>.
- [184] P. Zawadzki, R. Talar, Bone Abrasive Machining: Influence of Tool Geometry and Cortical Bone Anisotropic Structure on Crack Propagation, *J Funct Biomater*. 13 (2022) 154. <https://doi.org/10.3390/jfb13030154>.
- [185] G.R. Irwin, Analysis of Stresses and Strains Near the End of a Crack Traversing a Plate, *J Appl Mech*. 24 (1957). <https://doi.org/10.1115/1.4011547>.
- [186] VI. The phenomena of rupture and flow in solids, *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical or Physical Character*. 221 (1921) 163–198. <https://doi.org/10.1098/rsta.1921.0006>.
- [187] Norman E. Dowling, *Mechanical Behavior of Materials*, 4th ed., Pearson Education Limited, Harlow, 2013.

- [188] M. Akbari, S. Buhl, C. Leinenbach, K. Wegener, A new value for Johnson Cook damage limit criterion in machining with large negative rake angle as basis for understanding of grinding, *J Mater Process Technol.* 234 (2016). <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2016.03.009>.
- [189] J.C. Aurich, D. Dornfeld, P.J. Arrazola, V. Franke, L. Leitz, S. Min, Burrs–Analysis, control and removal, *CIRP Ann Manuf Technol.* 58 (2009). <https://doi.org/10.1016/j.cirp.2009.09.004>.
- [190] Z. Zhu, D. Buck, Z. Wu, Y. Yu, X. Guo, Frictional behaviour of wood–Plastic composites against cemented carbide during sliding contact, *Wood Mater Sci Eng.* (2022) 1–7. <https://doi.org/10.1080/17480272.2022.2119432>.
- [191] J.C. Aurich, M. Steffes, Single grain scratch tests to determine elastic and plastic material behavior in grinding, in: *Adv Mat Res*, 2011. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMR.325.48>.
- [192] C. Li, X. Li, Y. Wu, F. Zhang, H. Huang, Deformation mechanism and force modelling of the grinding of YAG single crystals, *Int J Mach Tools Manuf.* 143 (2019). <https://doi.org/10.1016/j.ijmachtools.2019.05.003>.
- [193] L. Sun, S. Yang, L. Yang, P. Zhao, P. Wu, Z. Jiang, A new model of grinding forces prediction for machining brittle and hard materials, in: *Procedia CIRP*, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.procir.2015.04.065>.
- [194] A. Gasagara, W. Jin, A. Uwimbabazi, Modeling of Vibration Condition in Flat Surface Grinding Process, *Shock and Vibration.* 2020 (2020). <https://doi.org/10.1155/2020/3069895>.
- [195] Y. Zhang, C. Fang, G. Huang, X. Xu, Modeling and simulation of the distribution of undeformed chip thicknesses in surface grinding, *Int J Mach Tools Manuf.* 127 (2018). <https://doi.org/10.1016/j.ijmachtools.2018.01.002>.
- [196] C. Dai, W. Ding, J. Xu, Y. Fu, T. Yu, Influence of grain wear on material removal behavior during grinding nickel–based superalloy with a single diamond grain, *Int J Mach Tools Manuf.* 113 (2017) 49–58. <https://doi.org/10.1016/j.ijmachtools.2016.12.001>.
- [197] K. Puttick, Handbook of Ceramic Grinding and Polishing, *Tribol Int.* 33 (2000). [https://doi.org/10.1016/s0301-679x\(00\)00110-9](https://doi.org/10.1016/s0301-679x(00)00110-9).
- [198] G. Yin, I.D. Marinescu, A heat transfer model of grinding process based on energy partition analysis and grinding fluid cooling application, *Journal of Manufacturing Science and Engineering, Transactions of the ASME.* 139 (2017). <https://doi.org/10.1115/1.4037241>.
- [199] H.N. Li, D. Axinte, On a stochastically grain–discretised model for 2D/3D temperature mapping prediction in grinding, *Int J Mach Tools Manuf.* 116 (2017) 60–76. <https://doi.org/10.1016/j.ijmachtools.2017.01.004>.
- [200] X. Rao, F. Zhang, Y. Lu, X. Luo, F. Chen, Surface and subsurface damage of reaction–bonded silicon carbide induced by electrical discharge diamond grinding, *Int J Mach Tools Manuf.* 154 (2020). <https://doi.org/10.1016/j.ijmachtools.2020.103564>.
- [201] , Zdenek P. Bazant, SIZE EFFECT IN COMPRESSION AND TENSILE QUASIBRITTLE FRACTURE, *J Mech Behav Mater.* 11 (2000) 7–12. <https://doi.org/10.1515/JMBM.2000.11.1-3.7>.
- [202] A. Kataruka, K. Mendu, O. Okeoghene, J. Puthuvelil, A.T. Akono, Microscopic assessment of bone toughness using scratch tests, *Bone Rep.* 6 (2017). <https://doi.org/10.1016/j.bonr.2016.12.001>.
- [203] A.T. Akono, F.J. Ulm, Fracture scaling relations for scratch tests of axisymmetric shape, *J Mech Phys Solids.* 60 (2012). <https://doi.org/10.1016/j.jmps.2011.12.009>.
- [204] A.T. Akono, F.J. Ulm, Scratch test model for the determination of fracture toughness, *Eng Fract Mech.* 78 (2011). <https://doi.org/10.1016/j.engfracmech.2010.09.017>.

- [205] A.T. Akono, G.A. Bouché, Rebuttal: Shallow and deep scratch tests as powerful alternatives to assess the fracture properties of quasi-brittle materials, *Eng Fract Mech.* 158 (2016). <https://doi.org/10.1016/j.engfracmech.2016.02.010>.
- [206] T.M. Wright, W.C. Hayes, The fracture mechanics of fatigue crack propagation in compact bone, *J Biomed Mater Res.* 10 (1976) 637–648. <https://doi.org/10.1002/jbm.820100420>.
- [207] W. Bonfield, P.K. Datta, Fracture toughness of compact bone, *J Biomech.* 9 (1976). [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(76\)90151-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(76)90151-2).
- [208] K.W. Luczynski, A. Steiger-Thirsfeld, J. Bernardi, J. Eberhardsteiner, C. Hellmich, Extracellular bone matrix exhibits hardening elastoplasticity and more than double cortical strength: Evidence from homogeneous compression of non-tapered single micron-sized pillars welded to a rigid substrate, *J Mech Behav Biomed Mater.* 52 (2015). <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.03.001>.
- [209] Q. Sen Chen, L. Dai, Y. Liu, Q.X. Shi, A cortical bone milling force model based on orthogonal cutting distribution method, *Adv Manuf.* 8 (2020). <https://doi.org/10.1007/s40436-020-00300-7>.
- [210] P. Zawadzki, Proposal for a novel abrasive machining method for preparing the surface of periarticular tissue during orthopedic surgery on hip joints, *J Funct Biomater.* 12 (2021). <https://doi.org/10.3390/JFB12030050>.
- [211] X. Chen, W.B. Rowe, R. Cai, Precision grinding using CBN wheels, *Int J Mach Tools Manuf.* 42 (2002) 585–593. [https://doi.org/10.1016/S0890-6955\(01\)00152-3](https://doi.org/10.1016/S0890-6955(01)00152-3).
- [212] J. Li, X. Liu, Z. Pang, W. Wang, Effect of Ti coating on cBN grains upon the bending strength of ultrahigh speed vitrified cBN wheel, *Jingangshi Yu Moliao Moju Gongcheng/Diamond and Abrasives Engineering.* (2010).
- [213] A. Ghosh, A.K. Chattopadhyay, Influence of process parameters on transverse profile of work surfaces ground by a single layer brazed cBN wheel, *International Journal of Abrasive Technology.* 2 (2009). <https://doi.org/10.1504/IJAT.2009.021641>.
- [214] A.K. Chattopadhyay, L. Chollet, H.E. Hintermann, On Performance of Chemically Bonded Single-Layer CBN Grinding Wheel, *CIRP Annals.* 39 (1990) 309–312. [https://doi.org/10.1016/S0007-8506\(07\)61060-9](https://doi.org/10.1016/S0007-8506(07)61060-9).
- [215] J. Sieniawski, K. Nadolny, The effect upon grinding fluid demand and workpiece quality when an innovative zonal centrifugal provision method is implemented in the surface grinding of steel CrV12, *J Clean Prod.* 113 (2016). <https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2015.11.017>.
- [216] H.E. Hintermann, A.K. Chattopadhyay, New generation superabrasive tool with monolayer configuration, *Diam Relat Mater.* 1 (1992). [https://doi.org/10.1016/0925-9635\(92\)90087-5](https://doi.org/10.1016/0925-9635(92)90087-5).
- [217] W. Ding, B. Linke, Y. Zhu, Z. Li, Y. Fu, H. Su, J. Xu, Review on monolayer CBN superabrasive wheels for grinding metallic materials, *Chinese Journal of Aeronautics.* 30 (2017) 109–134. <https://doi.org/10.1016/J.CJA.2016.07.003>.
- [218] M.J. Moran, H.N. Shapiro, D.D. Boettner, M.B. Bailey, *Fundamentals of Heat and Mass Transfer*—6th Edition, 2017.
- [219] D. Zhao, X. Qian, X. Gu, S.A. Jajja, R. Yang, Measurement techniques for thermal conductivity and interfacial thermal conductance of bulk and thin film materials, *Journal of Electronic Packaging, Transactions of the ASME.* 138 (2016). <https://doi.org/10.1115/1.4034605>.
- [220] D.M. Rowe, *Thermoelectrics handbook: macro to nano, Thermoelectrics Handbook Macro to Nano.* 80 (2005).
- [221] R. Wyczółkowski, V. Bagdasaryan, S. Szwaja, On determination of the effective thermal conductivity of a bundle of steel bars using the krischer model and considering thermal radiation, *Materials.* 14 (2021). <https://doi.org/10.3390/ma14164378>.

- [222] M.J. Assael, S. Botsios, K. Gialou, I.N. Metaxa, Thermal conductivity of polymethyl methacrylate (PMMA) and borosilicate crown glass BK7, *Int J Thermophys.* 26 (2005). <https://doi.org/10.1007/s10765-005-8106-5>.
- [223] J. Blumm, A. Lindemann, M. Meyer, C. Strasser, Characterization of PTFE using advanced thermal analysis techniques, in: *Int J Thermophys.* 2010. <https://doi.org/10.1007/s10765-008-0512-z>.
- [224] J. Li, W. Cao, The Heat Transfer Coefficient of Recycled Concrete Bricks Combination with EPS Insulation Board Wall, *Math Probl Eng.* 2015 (2015). <https://doi.org/10.1155/2015/695962>.
- [225] G. Pearce, C. Bainbridge, J. Patrick, K. Kibble, M. Lenz, G. Jones, An investigation into thermal necrosis of bone associated with surgical procedures, in: *Modelling in Medicine and Biology VI*, 2005. <https://doi.org/10.2495/bio050461>.
- [226] G. Augustin, S. Davila, K. Mihoci, T. Udiljak, D.S. Vedrina, A. Antabak, Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited, *Arch Orthop Trauma Surg.* 128 (2007) 71–77. <https://doi.org/10.1007/s00402-007-0427-3>.
- [227] K. Kniha, N. Heussen, E. Weber, S.C. Möhlhenrich, F. Hölzle, A. Modabber, Temperature Threshold Values of Bone Necrosis for Thermo-Explantation of Dental Implants—A Systematic Review on Preclinical In Vivo Research, *Materials.* 13 (2020) 3461. <https://doi.org/10.3390/ma13163461>.
- [228] K. Alam, A.V. Mitrofanov, V.V. Silberschmidt, Thermal analysis of orthogonal cutting of cortical bone using finite element simulations, *Int J Exp Comput Biomech.* 1 (2010). <https://doi.org/10.1504/ijecb.2010.035259>.
- [229] R. Schneider, G. Faust, U. Hindenlang, P. Helwig, Inhomogeneous, orthotropic material model for the cortical structure of long bones modelled on the basis of clinical CT or density data, *Comput Methods Appl Mech Eng.* 198 (2009). <https://doi.org/10.1016/j.cma.2009.02.010>.
- [230] S.W. Tsai, E.M. Wu, A General Theory of Strength for Anisotropic Materials, *J Compos Mater.* 5 (1971). <https://doi.org/10.1177/002199837100500106>.
- [231] S. Abrate, Criteria for yielding or failure of cellular materials, *Journal of Sandwich Structures and Materials.* 10 (2008). <https://doi.org/10.1177/1099636207070997>.
- [232] W. Solórzano, C. Ojeda, A. Diaz Lantada, Biomechanical Study of Proximal Femur for Designing Stems for Total Hip Replacement, *Applied Sciences.* 10 (2020) 4208. <https://doi.org/10.3390/app10124208>.
- [233] C.H. Turner, T. Wang, D.B. Burr, Shear Strength and Fatigue Properties of Human Cortical Bone Determined from Pure Shear Tests, *Calcif Tissue Int.* 69 (2001) 373–378. <https://doi.org/10.1007/s00223-001-1006-1>.
- [234] T. Tang, V. Ebacher, P. Crompton, P. Guy, H. McKay, R. Wang, Shear deformation and fracture of human cortical bone, *Bone.* 71 (2015) 25–35. <https://doi.org/10.1016/j.bone.2014.10.001>.
- [235] M. Nordin, V.H. Frankel, *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*, 2012. <https://doi.org/10.1136/bjism.26.1.69-a>.
- [236] N. Fang, Tool–chip friction in machining with a large negative rake angle tool, *Wear.* 258 (2005) 890–897. <https://doi.org/10.1016/j.wear.2004.09.047>.
- [237] M.E. Merchant, Mechanics of the Metal Cutting Process. I. Orthogonal Cutting and a Type 2 Chip, *J Appl Phys.* 16 (1945) 267–275. <https://doi.org/10.1063/1.1707586>.
- [238] J. Ge, M. Luo, D. Zhang, G. Catalanotti, B.G. Falzon, J. McClelland, C. Higgins, Y. Jin, D. Sun, Temperature field evolution and thermal–mechanical interaction induced damage in drilling of thermoplastic CF/PEKK – A comparative study with thermoset CF/epoxy, *J Manuf Process.* 88 (2023) 167–183. <https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2023.01.042>.
- [239] Y.H. An, R.A. Draughn, Mechanical testing of bone and the bone–implant interface, 1999. <https://doi.org/10.1201/9781420073560>.

- [240] M. çehreli, *Biomechanics of dental implants: Handbook for researchers*, 2012.
- [241] C.–Y. Lin, J.–H. Kang, *Mechanical Properties of Compact Bone Defined by the Stress–Strain Curve Measured Using Uniaxial Tensile Test: A Concise Review and Practical Guide*, *Materials*. 14 (2021) 4224. <https://doi.org/10.3390/ma14154224>.
- [242] W.J. Parnell, M.B. Vu, Q. Grimal, S. Naili, Analytical methods to determine the effective mesoscopic and macroscopic elastic properties of cortical bone, *Biomech Model Mechanobiol*. 11 (2012) 883–901. <https://doi.org/10.1007/s10237-011-0359-2>.
- [243] A.G. Atkins, Slice–push, formation of grooves and the scale effect in cutting, *Interface Focus*. 6 (2016) 20160019. <https://doi.org/10.1098/rsfs.2016.0019>.
- [244] G. Feng, D. Sagapuram, Size effect and friction in cutting of metals on the small scale, *CIRP Annals*. 69 (2020) 77–80. <https://doi.org/10.1016/J.CIRP.2020.04.029>.
- [245] M. Arif, M. Rahman, *Fundamentals and Modeling of Micro–End Milling Operation*, in: *Comprehensive Materials Processing*, Elsevier, 2014: pp. 179–199. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-096532-1.01119-5>.
- [246] F.B. de Oliveira, A.R. Rodrigues, R.T. Coelho, A.F. de Souza, Size effect and minimum chip thickness in micromilling, *Int J Mach Tools Manuf*. 89 (2015) 39–54. <https://doi.org/10.1016/j.ijmachtools.2014.11.001>.
- [247] N. Chen, H.N. Li, J. Wu, Z. Li, L. Li, G. Liu, N. He, Advances in micro milling: From tool fabrication to process outcomes, *Int J Mach Tools Manuf*. 160 (2021) 103670. <https://doi.org/10.1016/j.ijmachtools.2020.103670>.
- [248] H. Weule, V. Hüntrup, H. Tritschler, Micro–Cutting of Steel to Meet New Requirements in Miniaturization, *CIRP Annals*. 50 (2001) 61–64. [https://doi.org/10.1016/S0007-8506\(07\)62071-X](https://doi.org/10.1016/S0007-8506(07)62071-X).
- [249] N. Fang, I.S. Jawahir, Analytical predictions and experimental validation of cutting force ratio, chip thickness, and chip back–flow angle in restricted contact machining using the universal slip–line model, *Int J Mach Tools Manuf*. 42 (2002) 681–694. [https://doi.org/10.1016/S0890-6955\(02\)00006-8](https://doi.org/10.1016/S0890-6955(02)00006-8).
- [250] Y. Ohbuchi, T. Obikawa, Finite Element Modeling of Chip Formation in the Domain of Negative Rake Angle Cutting, *J Eng Mater Technol*. 125 (2003) 324–332. <https://doi.org/10.1115/1.1590999>.
- [251] S. Ozturk, E. Altan, Slip–line metal cutting model with negative rake angle, *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*. 34 (2012) 246–252. <https://doi.org/10.1590/S1678-58782012000300004>.
- [252] A.P. Markopoulos, *Cutting Mechanics and Analytical Modeling*, in: 2013: pp. 11–27. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-4330-7_2.
- [253] Z. Feng, J. Rho, S. Han, I. Ziv, Orientation and loading condition dependence of fracture toughness in cortical bone, *Materials Science and Engineering: C*. 11 (2000) 41–46. [https://doi.org/10.1016/S0928-4931\(00\)00142-9](https://doi.org/10.1016/S0928-4931(00)00142-9).
- [254] C. Santiuste, M. Rodríguez–Millán, E. Giner, H. Miguélez, The influence of anisotropy in numerical modeling of orthogonal cutting of cortical bone, *Compos Struct*. 116 (2014). <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2014.05.031>.
- [255] Z. Feng, J. Rho, S. Han, I. Ziv, Orientation and loading condition dependence of fracture toughness in cortical bone, *Materials Science and Engineering C*. 11 (2000). [https://doi.org/10.1016/S0928-4931\(00\)00142-9](https://doi.org/10.1016/S0928-4931(00)00142-9).
- [256] Z.W. Zhong, V.C. Venkatesh, Recent developments in grinding of advanced materials, *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 41 (2009). <https://doi.org/10.1007/s00170-008-1496-3>.
- [257] Z.B. Hou, R. Komanduri, On the mechanics of the grinding process – Part I. Stochastic nature of the grinding process, *Int J Mach Tools Manuf*. 43 (2003) 1579–1593. [https://doi.org/10.1016/S0890-6955\(03\)00186-X](https://doi.org/10.1016/S0890-6955(03)00186-X).

- [258] P. V. Vinay, C. Srinivasa Rao, K. Pavan Kumar, An analysis of cutting force and surface finish in surface grinding of aisi H13 Steel, *Journal of Mechanical Engineering Research and Developments*. 41 (2018). <https://doi.org/10.7508/jmerd.2018.01.021>.
- [259] N.V. Syreyshchikova, V.I. Guzeev, D.V. Ardashev, D.Y. Pimenov, K. Patra, W. Kapłonek, K. Nadolny, A study on the machinability of steels and alloys to develop recommendations for setting tool performance characteristics and belt grinding modes, *Materials*. 13 (2020). <https://doi.org/10.3390/ma13183978>.
- [260] K. Mostofi, B. Moghadam, M. Peyravi, Interlaminar lumbar device implantation in treatment of Baastrup disease (kissing spine), *J Craniovertebr Junction Spine*. 9 (2018) 83. https://doi.org/10.4103/jcvjs.JCVJS_139_17.
- [261] R. Maes, W.B. Morrison, L. Parker, M.E. Schweitzer, J.A. Carrino, Lumbar interspinous bursitis (Baastrup disease) in a symptomatic population: Prevalence on magnetic resonance imaging, *Spine (Phila Pa 1976)*. 33 (2008). <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318169614a>.
- [262] J. Xu, J. Cheng, Unusual pain syndromes: Baastrup's disease/interspinous bursitis, in: *Case Studies in Pain Management*, Cambridge University Press, 2014: pp. 159–163. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107281950.023>.
- [263] E. Lin, Baastrup's disease (kissing spine) demonstrated by FDG PET/CT, *Skeletal Radiol*. 37 (2008). <https://doi.org/10.1007/s00256-007-0379-2>.
- [264] F. Omidī–Kashani, M.H. Ebrahimzadeh, S. Salari, Lumbar spondylolysis and spondylolytic spondylolisthesis: Who should be have surgery? An algorithmic approach, *Asian Spine J*. 8 (2014). <https://doi.org/10.4184/asj.2014.8.6.856>.
- [265] C.H. Yu, J.E. Lee, J.J. Yang, B.S. Chang, C.K. Lee, Adjacent segment degeneration after single–level PLIF: Comparison between spondylolytic spondylolisthesis, degenerative spondylolisthesis and spinal stenosis, *Asian Spine J*. 5 (2011). <https://doi.org/10.4184/asj.2011.5.2.82>.
- [266] Y. Park, J.W. Ha, Y.T. Lee, H.C. Oh, J.H. Yoo, H.B. Kim, Surgical outcomes of minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion for the treatment of spondylolisthesis and degenerative segmental instability, *Asian Spine J*. 5 (2011). <https://doi.org/10.4184/asj.2011.5.4.228>.
- [267] J.W.F. Beks, Kissing spines: Fact or Fancy?, *Acta Neurochir (Wien)*. 100 (1989). <https://doi.org/10.1007/BF01403600>.
- [268] A. Singla, Baastrup's disease: The kissing spine, *World J Clin Cases*. 2 (2014). <https://doi.org/10.12998/wjcc.v2.i2.45>.
- [269] F. Alonso, E. Bryant, J. Iwanaga, J.R. Chapman, R.J. Oskouian, R.S. Tubbs, Baastrup's Disease: A Comprehensive Review of the Extant Literature, *World Neurosurg*. 101 (2017) 331–334. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2017.02.004>.
- [270] F. Corr, D. Grimm, R.D. Rotherl, Partial Spinous Process Decompression in Baastrup's Disease: A Case Report and Literature Review, *Cureus*. (2023). <https://doi.org/10.7759/cureus.34070>.
- [271] Y. Ramot, M. Haim–Zada, A.J. Domb, A. Nyska, Biocompatibility and safety of PLA and its copolymers, *Adv Drug Deliv Rev*. 107 (2016) 153–162. <https://doi.org/10.1016/j.addr.2016.03.012>.
- [272] S. Pérez Davila, L. González Rodríguez, S. Chiussi, J. Serra, P. González, How to Sterilize Polylactic Acid Based Medical Devices?, *Polymers (Basel)*. 13 (2021) 2115. <https://doi.org/10.3390/polym13132115>.
- [273] S. Pérez–Davila, L. González–Rodríguez, R. Lama, M. López–Álvarez, A.L. Oliveira, J. Serra, B. Novoa, A. Figueras, P. González, 3D–Printed PLA Medical Devices: Physicochemical Changes and Biological Response after Sterilisation Treatments, *Polymers (Basel)*. 14 (2022) 4117. <https://doi.org/10.3390/polym14194117>.

- [274] V. Geanta, I. Voiculescu, R. Stefanoiu, E.R. Rusu, Stainless Steels with Biocompatible Properties for Medical Devices, *Key Eng Mater.* 583 (2013) 9–15. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/KEM.583.9>.
- [275] Q. Chen, G.A. Thouas, Metallic implant biomaterials, *Materials Science and Engineering: R: Reports.* 87 (2015) 1–57. <https://doi.org/10.1016/j.mser.2014.10.001>.
- [276] N.S. Al-Mamun, K. Mairaj Deen, W. Haider, E. Asselin, I. Shabib, Corrosion behavior and biocompatibility of additively manufactured 316L stainless steel in a physiological environment: the effect of citrate ions, *Addit Manuf.* 34 (2020). <https://doi.org/10.1016/j.addma.2020.101237>.
- [277] ISO 7153–1/1991. Surgical instruments – Metallic materials – Stainless steel, (n.d.).
- [278] A. Merlo, V.R.S.S. Mokkalapati, S. Pandit, I. Mijakovic, Boron nitride nanomaterials: biocompatibility and bio-applications, *Biomater Sci.* 6 (2018) 2298–2311. <https://doi.org/10.1039/C8BM00516H>.
- [279] W. Zhang, Y.M. Chong, B. He, I. Bello, S.–T. Lee, Cubic Boron Nitride Films, in: *Comprehensive Hard Materials*, Elsevier, 2014: pp. 607–639. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-096527-7.00061-1>.
- [280] J.H.C. Yang, K. Teii, C. Chang, S. Matsumoto, M. Rafailovich, Biocompatible Cubic Boron Nitride: A Noncytotoxic Ultrahard Material, *Adv Funct Mater.* 31 (2021) 2005066. <https://doi.org/10.1002/adfm.202005066>.
- [281] X. Chen, P. Wu, M. Rousseas, D. Okawa, Z. Gartner, A. Zettl, C.R. Bertozzi, Boron nitride nanotubes are noncytotoxic and can be functionalized for interaction with proteins and cells, *J Am Chem Soc.* 131 (2009). <https://doi.org/10.1021/ja807334b>.
- [282] E.A. Turhan, A.E. Pazarçeviren, Z. Evis, A. Tezcaner, Properties and applications of boron nitride nanotubes, *Nanotechnology.* 33 (2022). <https://doi.org/10.1088/1361-6528/ac5839>.
- [283] J.H.C. Yang, K. Teii, C. Chang, S. Matsumoto, M. Rafailovich, Biocompatible Cubic Boron Nitride: A Noncytotoxic Ultrahard Material, *Adv Funct Mater.* 31 (2021) 2005066. <https://doi.org/10.1002/adfm.202005066>.
- [284] L. Dore-Savard, E. Lee, S. Kakkad, A.S. Popel, Z.M. Bhujwala, The Angiogenic Secretome in VEGF overexpressing Breast Cancer Xenografts, *Sci Rep.* 6 (2016) 39460. <https://doi.org/10.1038/srep39460>.
- [285] B. Azarhoushang, Abrasive tools, in: *Tribology and Fundamentals of Abrasive Machining Processes*, Elsevier, 2022: pp. 31–73. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-823777-9.00012-4>.
- [286] I.D. Marinescu, W.B. Rowe, B. Dimitrov, H. Ohmori, Abrasives and abrasive tools, in: *Tribology of Abrasive Machining Processes*, Elsevier, 2013: pp. 243–311. <https://doi.org/10.1016/B978-1-4377-3467-6.00009-4>.
- [287] G. Steven, W. Li, Analysis of Composite Dental Bridges, in: *Comprehensive Structural Integrity*, Elsevier, 2003: pp. 381–394. <https://doi.org/10.1016/B0-08-043749-4/09033-9>.
- [288] D. Dornfeld, D.–E. Lee, *Precision Manufacturing*, Springer US, Boston, MA, 2008. <https://doi.org/10.1007/978-0-387-68208-2>.