

AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA IM. STANISŁAWA STASZICA
WYDZIAŁ INŻYNIERII MECHANICZNEJ I ROBOTYKI
KATEDRA KONSTRUKCJI I EKSPLOATACJI MASZYN

ROZPRAWA DOKTORSKA

MODELOWANIE STERFY RUCHOWEJ ENDOPROTEZY STAWU
BIODROWEGO W ASPEKCIE BIOMATERIAŁÓW

TOMASZ MADEJ

Promotor:

Dr hab. inż. Anna Ryniewicz, prof. AGH

Kraków 2008

Pragnę wyrazić wyrazy wdzięczności
i podziękowania Pani Profesor Annie Ryniewicz
za cenne wskazówki udzielone podczas pisania
pracy oraz okazaną mi wielką życzliwość i
opiekę nad rozwojem naukowym.

Dziękuję Panu Dziekanowi
Wydziału Inżynierii Mechanicznej i Robotyki
za możliwość realizacji pracy.

Spis treści

1. Wprowadzenie.....	5
2. Cel, teza i zakres pracy	8
3. Rozwiązania konstrukcyjno-materiałowe endoprotez.....	10
3.1. Alloplastyka stawu biodrowego	10
3.2. Przegląd rozwiązań konstrukcyjnych endoprotez stawu biodrowego.....	11
3.2.1. Materiały stosowane na elementy endoprotez	11
3.2.2. Sposoby zamocowania endoprotezy w tkance kostnej.	22
3.2.3. Endoprotezy połowiczne (częściowe).....	23
3.2.4. Endoprotezy bipolarne	24
3.2.5. Endoprotezy całkowite.....	25
3.2.5.1. Endoprotezy cementowe.....	27
3.2.5.2. Endoprotezy bezcementowe	32
3.2.6. Kapoplastyka.....	52
4. Dotychczasowe modele biomechaniczne obciążenia stawu biodrowego.....	55
4.1. Analiza rodzajów i zakresu ruchu w stawie biodrowym.....	55
4.2. Analiza warunków obciążeń stawu biodrowego	58
4.3. Analiza modeli obciążeń stawu biodrowego	66
4.3.1. Model Pauwels'a.....	66
4.3.2. Model Maquet'a.....	68
4.3.3. Model Będzińskiego	69
5. Wykorzystanie metody elementów skończonych (MES) do analizy biomechanicznej endoprotezoplastyki.....	70
5.1. Ogólna charakterystyka metod obliczeniowych.....	70
5.2. Syntetyczny opis MES.....	71
5.3. Algorytmy MES	75
5.4. Wybrane algorytmy numeryczne.....	75
5.5. Algorytmy ideowe	76
5.6. Algorytm użytkownika systemu	77

5.7. Analiza statyczna konstrukcji trójwymiarowych	78
5.8. Typowa konfiguracja MES na przykładzie systemu FEMAP	82
5.9. Wytyżenie materiałów konstrukcyjnych i tkanek – przyjęte hipotezy	83
5.10. Wyznaczenie zbieżności rozwiązań numerycznych	86
5.11. Metoda elementów skończonych w zagadnieniach nieliniowych	88
5.12. Zagadnienia kontaktowe	90
6. Materiał badań	93
7. Metoda badań	97
7.1. Model obciążenia przyjęty w pracy	97
7.2. Modelowanie trzpieni, głów i panewek dla wybranych endoprotez stawu biodrowego z wykorzystaniem programów Solid Works i Femap	109
7.3. Odwzorowanie anatomicznych struktur kostnych pacjenta na podstawie diagnostyki tomograficznej	115
7.4. Modelowanie numeryczne kości miednicznej i końca bliższego kości udowej pacjenta na podstawie przestrzennej rekonstrukcji z tomografii komputerowej	122
7.5. Modelownie numeryczne obiektów badań	125
7.5.1. Analiza naturalnych struktur stawowych i wyznaczenie usytuowania endoprotezy w warunkach indywidualnego pacjenta	126
7.5.2. Modelowanie numeryczne endoprotez zamocowanych w strukturach kostnych	130
7.5.3. Modelowanie kontaktu w strefie ruchowej endoprotezy z wykorzystaniem programu FEMAP v8.3	132
8. Wyniki badań	137
8.1. Symulacje numeryczne endoprotez cementowych	138
8.2. Symulacje numeryczne endoprotez bezcementowych	159
9. Omówienie wyników i dyskusja	176
10. Wnioski	193
11. Literatura	196

1. Wprowadzenie

William H. Harris, prof. Orthopedic Surgery at the Harvard Medical School uważa, że największym problemem w całkowitej alloplastyce stawu biodrowego jest osteoliza będąca procesem rozpuszczania kości. Proponuje on przyjęcie dla wstępnej oceny nowych materiałów i modeli użytych w produkcji endoprotez, co najmniej pięcioletni okres obserwacji z uwagi na fakt, że wcześniejszą osteolizę będącą przyczyną obluzowania implantu obserwuje się rzadko [28]. Według Heada i wsp. ponad 70% ubytków kostnych wymagających w konsekwencji zastosowania przeszczepów jest następstwem osteolizy. W ocenie Huddlestona osteoliza wokół trzpieni cementowych występuje cztery razy częściej u mężczyzn, może przebiegać bez bólowo i skończyć się obluzowaniem implantu. Progresja jej jest raczej powolna, ale w niektórych przypadkach może przebiegać bardzo szybko. W przypadku obustronnej totalnej alloplastyki stawu biodrowego (tasb) może dotyczyć tylko jednego stawu. Jedną z głównych przyczyn osteolizy jest mikro fragmentacja powierzchni stawowych endoprotezy. Osteoliza rozpoczyna się najczęściej w przypadkach, gdy metal kontaktuje się bezpośrednio z tkanką kostną, istnieje niedobór cementu lub występują w nim pęknięcia [34]. Stosunkowo wysoki procent odległych niepowodzeń związanych z implantacją panewek cementowych był powodem opracowania panewek bezcementowych. Odległe wyniki w tasb z endoprotezą Charnley'a wykazały trzykrotnie częstsze obluzowanie panewek w stosunku do trzpieni. Kolejne generacje endoprotez miały na celu zwiększenie początkowej stabilizacji panewki, optymalizację jej powierzchni kontaktowej z tkanką kostną oraz minimalizację zjawiska tarcia i zużycia w strefie współpracy głowa implantu-panewka. Rozwiązaniem alternatywnym dla cementowych panewek stało się wprowadzenie bezcementowej panewki gwintowanej, która na zasadzie osteointegracji* miała tworzyć sztywne połączenie z kością. Panewki te składały się z polietylenowej panewki właściwej zamocowanej we wkładanej metalowej obudowie [26, 35].

* W grupie wszczepów najbardziej popularne są implanty śródkostne, poddawane obciążeniom funkcjonalnym i bezpośrednio połączone z kością (ankyloza). Brånemark nazywa takie połączenie osseointegracją (osteointegracją). Z histopatologicznego punktu widzenia ten sposób gojenia Donath określa jako szczególny rodzaj reakcji obronnej kości, która może zostać wykorzystana do stabilizacji i mocowania wszczepu [1]

Kolejnym krokiem mającym na celu ograniczenie wytwarzanie patogennych cząstek było wprowadzenie endoprotez z ceramiczną głową o zmniejszonych rozmiarach. Każda tasb stwarza ryzyko uwolnienia cząstek z powierzchni kontaktowych bez względu na zastosowane rozwiązanie materiałowo-konstrukcyjne i sposób zamocowania endoprotezy.

Istotny wpływ na stopień i lokalizację zużycia elementów endoprotezy ma wpływ nie tylko rodzaj zastosowanych materiałów, ale także usytuowanie implantowanych części [32].

Na obecnym poziomie rozwoju endoprotezoplastyki, przy olbrzymiej ilości rozwiązań konstrukcyjno-materiałowych można postawić pytanie – Co decyduje o niepowodzeniu leczenia? Oceny zastosowanych rozwiązań konstrukcyjnych dokonują lekarze ortopedzi dopiero w badaniach odległych.

Jak ocenić dostępne rozwiązania przed koniecznym zabiegiem implantacyjnym?

Jak odpowiedzieć na pytanie, które rozwiązanie w warunkach indywidualnego pacjenta jest optymalne? Czy „lepszą” jest endoproteza stawu biodrowego o głowie wykonanej ze stopu CoCrMo, współpracująca z panewką polietylenową, czy głowa i panewka wykonane z ceramicznych, twardych materiałów, np. z Al_2O_3 lub ZrO_2 – pary bardzo odporne na zużycie w warunkach artykulacji, ale wytrzymałościowo sztywne.

Firmy prześcigają się w oferowaniu różnych rozwiązań, a wybór powinien być optymalny, uwzględniający ocenę wieloparametryczną.

Tu nie wystarczy tylko wiedza medyczna – potrzebna jest szersza analiza.

Czy zagadnienie to należy rozpatrywać na płaszczyźnie odpowiedzi immunologicznej organizmu? Czy w warunkach artykulacji sprawdzić opory przemieszczania się elementów pary ciernej, warunki smarowania, zużycie tribologiczne. Czy należałoby obecnie dostępnymi metodami np. metodą elementów skończonych, w połączeniu z nowoczesnym diagnozowaniem obrazowym pacjenta, sprawdzić warunki kontaktu wytrzymałościowego pomiędzy implantem a tkanką kostną oraz w strefie współpracy elementów endoprotezy, która została dobrana i może być wirtualnie analizowana w warunkach indywidualnego pacjenta.

W opracowaniu przedstawiono modelowanie endoprotez stawu biodrowego: o różnych kształtach geometrycznych, o różnych wielkościach głów i trzpieni, wykonanych z różnych materiałów konstrukcyjnych, cementowych i bezcementowych, zamocowanych wirtualnie w strukturach kości miednicznej i kości udowej indywidualnego pacjenta. Zamodelowane struktury, z uwzględnieniem kontaktu endoprotezy z tkanką kostną, poddano

analizie wytrzymałościowej z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Przeprowadzone symulacje oparto o wirtualny model przestrzenny odcinka lędźwiowego kręgosłupa, obręczy miednicy, stawów biodrowych i bliższych części kości udowych indywidualnego pacjenta. Replikę strukturalnie zróżnicowanego układu kostnego pacjenta utworzono z zastosowaniem nowoczesnej diagnostyki tomograficznej i programów do analizy obrazu i rekonstrukcji 3D [31, 37]. Alternatywne warianty konstrukcji endoprotez aplikowano wirtualnie do uzyskanej rekonstrukcji układu kostnego z wprowadzeniem warunków kontaktu, w formie modeli numerycznych akceptowanych przez programy liczące MES. Symulacja obciążonych struktur obejmowała wyznaczenie map rozkładu naprężeń i przemieszczeń: w panewkach o budowie warstwowej, w głowach trzpieniach endoprotez oraz w otaczających tkankach kostnych z uwzględnieniem osadzenia na cemencie kostnym lub zamocowania osteointegracyjnego. Wyniki analiz pozwoliły ocenić charakter oddziaływania sztucznego stawu na otaczające tkanki kostne i wyznaczyć strefy przeciążenia lub braku kompresji. Na podstawie tych wirtualnych analiz można dokonać optymalnego doboru konstrukcji endoprotezy w warunkach indywidualnego pacjenta [10, 22].

2. Cel, teza i zakres pracy

Prawidłowa współpraca głowy implantu i panewki jest szczególnie ważna, z uwagi na złożony stan naprężeń i przemieszczeń, występujący w sztucznym stawie biodrowym. Rozkład naprężeń i przemieszczeń jest istotny zarówno dla strefy tribologicznej współpracy elementów biołożyska oraz dla struktur dalszych. Do struktur tych należy zaliczyć trzpień endoprotezy, który może ulec złamaniu lub obluzowaniu oraz strefę zakotwiczenia panewki, w której może dojść do zużycia i obluzowania. Zużycie i obluzowanie panewki są obecnie najważniejszymi problemami w rokowaniach odległych [50, 51].

Celem pracy była analiza rozkładu naprężeń i przemieszczeń w stosowanych klinicznie endoprotezach stawu biodrowego: cementowych i bezcementowych dla potrzeb optymalnego doboru w warunkach indywidualnego pacjenta.

Zakres pracy obejmował:

- przegląd rozwiązań konstrukcyjnych i materiałowych endoprotez stawu biodrowego,
- współpracę struktur anatomicznych stawu biodrowego,
- analizę struktury obciążeń stawu biodrowego,
- opracowanie modelu obciążenia stawu,
- modelowanie współpracy w endoprotezie stawu biodrowego,
- analizę naturalnych struktur stawowych i wyznaczenie usytuowania endoprotezy w warunkach indywidualnego pacjenta,
- modelowanie części bliższej kości udowej i kości miednicznej z wykorzystaniem spiralnej tomografii komputerowej,
- modelowanie trzpieni, głów i panewek dla wybranych endoprotez stawu biodrowego z wykorzystaniem programów Solid Works i Femap.

- modelowanie kontaktu w strefie ruchowej endoprotezy z wykorzystaniem programu Femap i NE/Nastran, dla różnych rozwiązań konstrukcyjnych endoprotez,
- wykorzystanie metody elementów skończonych do analizy biomechanicznej endoprotezoplastyki w warunkach indywidualnego pacjenta,
- wyznaczenie rozkładu naprężeń zredukowanych wg hipotezy HMM i przemieszczeń wypadkowych w endoprotezach cementowych i bezcementowych stawu biodrowego.

Teza pracy

Zabieg alloplastyki stawu biodrowego, poprzez wprowadzenie określonej zamiennej głowy na trzpieniu i panewki, zmienia całkowicie warunki współpracy charakterystyczne dla biologicznej, prawidłowej pary. Występuje upośledzenie biosmarowania, zaburzenie relacji naprężeń i przemieszczeń w biołożysku wynikające z odmiennego oddziaływania elementów endoprotezy na otaczające tkanki oraz zachodzą procesy zużycia materiałów stosowanych na elementy ruchowe [56].

Analiza rozprzestrzeniania się naprężeń i przemieszczeń w strefie kontaktu głowy i panewki, w konstrukcji sztucznego łożyska oraz strukturach bliższego końca kości udowej i części panewkowej kości miednicznej może wskazywać na przyczyny obluzowań wynikające z parametrów konstrukcyjno-materiałowych endoprotezy oraz warunków jej implantacji.

3. Rozwiązania konstrukcyjno-materiałowe endoprotez

3.1. Alloplastyka stawu biodrowego

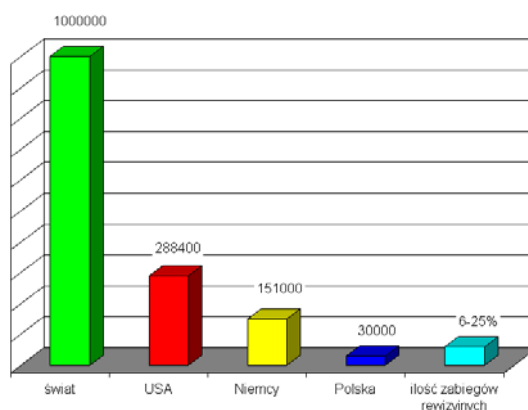
Alloplastyka stawu biodrowego polega na wprowadzeniu do organizmu człowieka elementów obcych, tworzących sztuczne zamienniki uszkodzonego stawu, w celu przywrócenia strukturom anatomicznym utraconych czynności.

Niestety elementy sztucznego stawu ulegają zużyciu i/lub obluzowaniu, co prowadzi w miarę upływu czasu do ponownej niewydolności [32, 35]. Ewolucja kolejnych generacji rodzajów i kształtów endoprotez oraz nowoczesne rozwiązania konstrukcyjno-materiałowe zdecydowanie zmniejszyły ilość powikłań totalnych alloplastyk stawu biodrowego (tasb.).

Endoprotezoplastyka stawu biodrowego stosowana jest w leczeniu zmian zwyrodnieniowych, przy urazach szyjki kości udowej oraz złamaniach okolic krętarza. W zaawansowanych zmianach zwyrodnieniowych stawu biodrowego od ponad czterdziestu lat metodą z wyboru stała się cementowa lub bezcementowa alloplastyka stawu biodrowego [20, 73].

Usunięcie chorego stawu i wszczepienie w to miejsce stawu sztucznego daje radykalne zlikwidowanie zmian patologicznych, zmniejszenie a nawet zlikwidowanie bólu, a przede wszystkim odtworzenie naturalnych funkcji biodra. W całkowitej alloplastyce stawu biodrowego wymianie podlega panewka i głowa kości udowej a w częściowej tylko głowa [11, 13, 27].

Na świecie rocznie przeprowadza się około miliona zabiegów endoprotezoplastyki, z czego około 6÷25% kończy się niepowodzeniem. Na rysunku 3.1 przedstawiono ilość i rozkład wykonywanych zabiegów endoprotezoplastyki w kraju i na świecie [27].



Rys. 3.1. Ilość implantowanych endoprotez stawu biodrowego w skali roku [27].

3.2. Przegląd rozwiązań konstrukcyjnych endoprotez stawu biodrowego

Warunki, które muszą spełniać endoprotezy ujęte są m.in. w regulacjach Unii Europejskiej dotyczących urządzeń medycznych (Medical Devices Directives) oraz w rozporządzeniach The Food and Drug Administration w Stanach Zjednoczonych. Regulacje dotyczące implantów zawiera także norma ISO 7206.

Produkowane obecnie endoprotezy stawu biodrowego można podzielić wg kilku kryteriów.

Z uwagi na zasięg implantacji można wyróżnić:

- endoprotezy połowiczne (częściowe),
- endoprotezy całkowite.

Z uwagi na konstrukcje panewek można wyróżnić:

- endoprotezy o panewkach jednolitych,
- endoprotezy o panewkach modułowych (warstwowych).

Z uwagi na konstrukcję można wyróżnić:

- endoprotezy jednolite (głowa spajana z trzpieniem),
- endoprotezy dzielone (głowa osadzona na stożku ściętym trzpienia na zasadzie, połączenia wciskowego).

W każdej z wymienionych grup można rozróżnić:

- endoprotezy z kołnierzem,
- endoprotezy bezkołnierzowe.

Z uwagi na ustalenie w strukturach kostnych:

- endoprotezy cementowe,
- endoprotezy bezcementowe [27].

3.2.1. Materiały stosowane na elementy endoprotez

Pierwsze próby wszczepiania materiałów obcych do tkanek organizmu ludzkiego sięgają początków medycyny. Stosowane były przy tym różne materiały, takie jak drewno, szkło, kości innych zwierząt a zwłaszcza metale szlachetne (złoto, srebro) [41].

Zgodnie z ustaleniami Konferencji Biomateriałów z 1982 roku (Biomaterials Consensus Conference at the National Institute of Health) zdefiniowano, że *biomateriał to każda inna substancja niż lek albo kombinacja substancji syntetycznych lub naturalnych*, która

może być użyta w dowolnym czasie, a której zadaniem jest uzupełnienie lub zastąpienie tkanek narządu lub jego części w celu spełnienia ich funkcji.

Elementy składowe endoprotez takie jak trzpienie, głowy, panewki właściwe, wkładki oraz obejmujące panewkowe wytwarzane są z różnego rodzaju biotolerancyjnych materiałów: metali i ich stopów, ceramiki oraz tworzyw sztucznych [30]. Zastosowanie biomateriałów w konstrukcjach endoprotez jest poprzedzone i uwarunkowane wykonaniem testów biogodności tkankowej i potwierdzeniem właściwości biotolerancji przez organizm ludzki [76]. Biomateriały dopuszczone jako elementy konstrukcyjne endoprotez zostały skatalogowane i ujęte w normach europejskich i amerykańskich:

ISO 5832-4 - Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 4: Cobalt-chromium-molybdenum casting alloy

ASTM F75-07 Standard Specification for Cobalt-28 Chromium-6 Molybdenum Alloy Castings and Casting Alloy for Surgical Implants (UNS R30075)

ISO 5832-6 - Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 6: Wrought cobalt-nickel-chromium-molybdenum alloy

ASTM F 562 - Standard Specification for Wrought 35Cobalt-35Nickel-20Chromium-10Molybdenum Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R30035)

ISO 5832-4:1996 - Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 4: Cobalt-chromium-molybdenum casting alloy

ISOCD 5832-12:1996 - Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 12: Wrought cobalt-chromium-molybdenum alloy

ISO 5832-9:1992 - Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 9: Wrought high nitrogen stainless steel

ISO 5832-3:1996 - Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 3: Wrought titanium 6-aluminium 4-vanadium alloy

ASTM F 136-02a - Standard Specification for Wrought Titanium-6 Aluminum-4 Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401)

ISO 5832-11:1994 - Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 11: Wrought titanium 6-aluminium 7-niobium alloy

ASTM F 1295-92 - Standard Specification for Wrought Titanium-6 Aluminum-7 Niobium Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56700)

ISO 5832-2 - Implants for Surgery - Metallic Materials - Part 2: Unalloyed Titanium

ISO 6474:1994 - Implants for surgery -- Ceramic materials based on high purity alumina

ISO 5834-2:1998 - Implants for surgery -- Ultra-high molecular weight polyethylene -- Part 2: Moulded forms

ASTM F 648 - Powder and Consolidated Forms for Medical Grade UHMWPE, standards developers discussed whether Type 3 resin,

ISO 5832-1:1997 - Implants for surgery -- Metallic materials -- Part 1: Wrought stainless steel

ISO 5832-2 - Implants for Surgery - Metallic Materials - Part 2: Unalloyed Titanium

ASTM F67-06 - Standard Specification for Unalloyed Titanium, for Surgical Implant Applications (UNS R50250, UNS R50400, UNS R50550, UNS R50700 [103, 104])

W endoprotezach stawów najczęściej stosowanymi biomateriałami są: stopy metali, ceramika oraz polietylen.

Stopy metali przeznaczone do implantacji ortopedycznej powinny charakteryzować się następującymi cechami [13, 41]:

- biotolerancja,
- dobra odporność na korozję,
- dobra wytrzymałość zarówno przy statycznym jak i dynamicznym obciążeniu,
- posiadanie odpowiednich stałych dielektrycznych,
- odporność na zużycie cierne,
- brak tendencji do tworzenia skrzepów,
- mały koszt wytwarzania,
- podatność na obróbkę mechaniczną

Stopy na bazie kobaltu, powszechnie używane w wytwarzaniu elementów endoprotez, odznaczają się dużą odpornością na korozję w obecności płynów fizjologicznych. Duży wpływ na właściwości, szczególnie mechaniczne, ma struktura ukształtowana w procesie technologicznym. Większą odpornością na korozję charakteryzują się stopy przerabiane plastycznie – *Protasul*[®]-10, w odniesieniu do stopów odlewniczych – *Protasul*[®]-2. Z kolei stopy odlewnicze charakteryzują się znacznie większą odpornością na ścieranie w stosunku do stopów przerabianych plastycznie. Dla wykorzystania tych właściwości w niektórych konstrukcjach endoprotez stosuje się połączenie spawane kutej trzpieni ze stopu *Protasul*[®]-10 z głowami ze stopów *Protasul*[®]-2. Wytrzymałość zmęczeniowa przerabianych plastycznie stopów na bazie kobaltu (*Protasul*[®]-10) jest prawie dwukrotnie większa od stopów odlewanych (*Protasul*[®]-2) [41]. Stopy na osnowie kobaltu zaliczane są do grupy materiałów nietoksycznych.

Poniżej (tabele 3.1-3.6) przedstawiono zestawienie stopów na bazie kobaltu obejmujące skład chemiczny i podstawowe własności wytrzymałościowe oraz zastosowanie.

Protasul[®]-1

Stop kobaltowo-chromowo-molibdenowy CoCrMo (zgodny z normami: ISO 5832-4 oraz ASTM F75) o firmowej nazwie *Protasul[®]-1* używany jest do wyrobu główek współpracujących z panewkami polietylenowymi lub metalowymi wykonanymi z *Protasul[®]-21WF*. Posiada bardzo dobre charakterystyki zużyciowe, które przypisywane są dwufazowej strukturze CrMo o wysokiej twardości i bardzo dobrej wiązkości [30].

Podstawowe składniki tego stopu przedstawia tabela 3.1 a własności wytrzymałościowe tabela 3.2.

Tabela 3.1. Skład chemiczny stopu *Protasul[®]-1* [30].

C	Co	Cr	Fe	Mn	Mo	Ni	Si	udział wag. %
0.35	Reszta	26.5 30.0	1.0	1.0	4.5 7.0	2.5	1.0	min. max.

Tabela 3.2. Własności wytrzymałościowe stopu *Protasul[®]-1* [30].

ISO 5832-4		
Moduł Young'a	E [MPa]	2x 10 ⁵ min.
Granica plastyczności	R _{p0.2} [MPa]	450 min.
Granica wytrzymałości na rozciąganie	R _m [MPa]	665 min.
Wydłużenie względne	A [%]	8 min.

Protasul[®]-2

Stop kobaltowo-chromowo-molibdenowy CoCrMo o nazwie *Protasul[®]-2* (zgodny z normami: ISO 5832-4 oraz ASTM F75) posiada niemal identyczny skład (tabela 3.1) oraz własności wytrzymałościowe (tabela 3.2). Wykonywane z niego trzpienie endoprotez cementowych mają dużą wytrzymałość, wiązkość i odporność na zużycie, którą zawdzięczają dwufazowej strukturze CrMo [30].

Protasul[®]-10

Stop kobaltowo-niklowo-chromowo-molibdenowy CoNiCrMo o nazwie *Protasul[®]-10* (zgodny z normami: ISO 5632-6 oraz ASTM F562) produkowany jest w trzech odmianach: miękki, średniej twardości i twardy. Skład chemiczny tego stopu przedstawiono w tabeli 3.3 a własności wytrzymałościowe w tabeli 3.4. Dobre własności wytrzymałościowe uzyskiwane są dzięki austenitycznej strukturze zawierającej węgliki tytanu. Ze stopu tego produkowane są trzpienie endoprotez cementowych [30].

Tabela 3.3. Skład chemiczny stopu *Protasul[®]-10* [30].

C	Co	Cr	Fe	Mn	Mo	Ni	Si	Ti	udział wag. %
0.025	Reszta	19.0 21.0	1.0	0.15	9.0 10.5	33.0 37.0	0.15	1.0	min. max.

Tabela 3.4. Własności wytrzymałościowe stopu *Protasul[®]-10* [30].

ISO 5832-6				
		Miękki	średni	twardy
Moduł Young'a	E [MPa]	2.2 x 10 ⁵ min.	2.2 x 10 ⁵ min.	2.2 x 10 ⁵ min.
Granica plastyczności	R _{p0.2} [MPa]	300 min.	650 min.	1000 min.
Granica wytrzymałości na rozciąganie	R _m [MPa]	800 min.	1000 min.	1200 min.
Wydłużenie względne	A [%]	40 min.	20 min.	10 min.

Protasul[®]-21WF

Stop kobaltowo-chromowo-molibdenowy Co28Cr6Mo o nazwie *Protasul[®]-21WF* (zgodny z normami: ISO 5632-4 oraz ISO 5832-12) odznacza się bardzo dużą twardością i stosowany jest do wyrobu panewek właściwych w komponentach panewkowych zarówno cementowych jak i bezcementowych. Posiadają dobre własności wytrzymałościowe. Skład tego stopu przedstawia tabela 3.5, a własności wytrzymałościowe tabela 3.6.

Tabela 3.5. Skład chemiczny stopu *Protasul[®]-21WF* [30].

Cr	Mo	Ni	Fe	C	Mn	Si	N	Co	udział wag. %
26.0 30.0	5.0 7.0	1.0	0.75	0.35	1.0	1.0	0.25	Reszta	min. max.

Tabela 3.6. Własności wytrzymałościowe stopu *Protasul*[®]-21WF [30].

ISOCD 5832-12		
Moduł Young'a	E [MPa]	220 000 max.
Granica plastyczności	R _{p0,2} [MPa]	827 min.
Granica wytrzymałości na rozciąganie	R _m [MPa]	1172 min.
Wydłużenie względne	A [%]	12 min.
Przewężenie względne	Z [%]	12 min.

Tendencją ostatnich lat jest wykonywanie poszczególnych części składowych endoprotezy z **tytanu i jego stopów**. Początki ich stosowania sięgają lat czterdziestych ubiegłego stulecia. O ich przydatności zadecydowała bardzo wysoka odporność korozyjna w środowisku tkankowym, a przede wszystkim zbliżone do naturalnych struktur kostnych własności mechaniczne i ciężar właściwy dwukrotnie mniejszy od stopów CoCrMo. Ze stopów tytanu produkowane są elementy endoprotez w alloplastyce bezcemetowej.

W chirurgii kostnej znalazły głównie zastosowanie stopy Ti6Al4V o strukturze dwufazowej $\alpha + \beta$ znane także pod nazwą handlową *Protasul*[®]- 64WF. Jedynym mankamentem tego stopu jest zawartość wanadu, składnika należącego do pierwiastków silnie rakotwórczych nawet przy małych dawkach. Produkt korozji wanadu – tlenek V₂O₅ charakteryzuje się dużą rozpuszczalnością w organizmie ludzkim, co stwarza możliwość przedostawania się go do tkanek i wywoływania niekorzystnych reakcji biochemicznych [27].

Nowe gatunki stopów tytanowych, nie zawierające wanadu to: Ti6Al7Nb rozpowszechniony pod nazwą handlową *Protasul*[®]-100 oraz Ti5Al2,5Fe [41].

Poniżej (tabela 3.7 do 3.10) przedstawiono zestawienie stopów na bazie tytanu obejmujące skład chemiczny, podstawowe własności wytrzymałościowe oraz zastosowanie.

***Protasul*[®]-64 WF Ti-Al-V**

Stopy na bazie tytanu Ti6Al4V o nazwie *Protasul*[®]- 64 WF (zgodne z normą ISO 5832-3 oraz ASTM F 136) charakteryzują się bardzo dobrą biokompatybilnością i odpornością na korozję. Skład tego stopu przedstawia tabela 3.7. Stopy te posiadają również bardzo dobre własności wytrzymałościowe (tabela 3.8) przy znacznie niższym, zbliżonym do kości, module

Young'a. Z materiału tego produkowane są głównie śruby do mocowania panewek bezcementowych [30].

Tabela 3.7. Skład chemiczny stopu *Protasul*[®]-64WF [30].

Al	C	Fe	H	N	O	Ti	V	udział wag. %
5.50 6.50 6.75	0.08 0.08	0.25 0.30	0.0125 0.015	0.05 0.05	0.13 0.20	Reszta	3.50 4.50 4.50	min. max. ASTM max. ISO

Tabela 3.8. Własności wytrzymałościowe stopu *Protasul*[®]-64WF [30].

Moduł Young'a	E [MPa]	1.1 x 10 ⁵ min.	—
Granica plastyczności	R _{p0.2} [MPa]	900 min.	780 min.
Granica wytrzymałości na rozciąganie	R _m [MPa]	1000 min.	860 min.
Wydłużenie względne	A [%]	10 min.	10 min.
Przewężenie względne	Z [%]	40 min.	25 min.

***Protasul*[®]-100 Ti-Al-Nb**

Stopy na bazie tytanu Ti6Al7Nb o nazwie *Protasul*[®]-100 (zgodne z normą ISO 5832-11 oraz ASTM F 1295-92) podobnie jak stopy *Protasul*[®]-64 WF odznaczają się bardzo dobrą biokompatybilnością oraz odpornością na korozję przy porównywalnych własnościach wytrzymałościowych (tabela 3.10) oraz znacznie niższym, zbliżonym do kości, module Younga. Skład tego stopu przedstawia tabela 3.9. Materiał ten ma znaczną przewagę nad *Protasul*[®]-64 WF, który w zarejestrowanych przypadkach wykazywał własności rakotwórcze. Stosowany jest głównie do wyrobu trzpieni endoprotez bezcementowych [30].

Tabela 3.9. Skład chemiczny stopu *Protasul*[®]-100 [30].

C	H	N	O	Ta	Fe	Al	Nb	Ti	udział wag. %
0.08	0.009	0.05	0.20	0.50	0.25	6.50 5.50	7.50 6.50	Reszta	max. min.

Tabela 3.10. Własności wytrzymałościowe stopu *Protasul*[®]-100 [30].

ASTM F 1295-92		
Moduł Young'a	E [MPa]	1,0 x 10 ⁵
Granica plastyczności	R _{p0.2} [MPa]	800 min.
Granica wytrzymałości na rozciąganie	R _m [MPa]	900 min.
Wydłużenie względne	A [%]	10 min.
Przewężenie względne	Z [%]	25 min.

***Protasul*[®]-Ti**

Przerobiony plastycznie niemal czysty tytan o nazwie *Protasul*[®]-Ti (zgodny z normą ISO 5832-2) z uwagi na nieco gorsze własności wytrzymałościowe (tabela 3.12) jest stosowany głównie do wyrobu obejm na polietylenowe panewki w endoprotezoplastyce bezcementowej. Charakteryzuje się bardzo wysoką biokompatybilnością pozwalającą na bezpośredni przerost tkanki kostnej w jego porowatej warstwie wierzchniej. Dodatkowe składniki tego materiału przedstawia tabela 3.11 [30].

Tabela 3.11. Skład chemiczny stopu *Protasul*[®]-Ti [30].

C	H	N	O	Fe	Ti	udział wag. %
0.10	0.015	0.05	0.50	0.50	Reszta	max.

Tabela 3.12. Własności wytrzymałościowe stopu *Protasul*[®]-Ti [30].

ISO 5832-2 (Grade 4A)		
Moduł Young'a	E [MPa]	1,1 x 10 ⁵ min.
Granica plastyczności	R _{p0.2} [MPa]	440 min.
Granica wytrzymałości na rozciąganie	R _m [MPa]	550 min.
Wydłużenie względne	A [%]	15 min.
Przewężenie względne	Z [%]	25 min.

W alloplastykach stawu biodrowego, ze względu na bardzo korzystne własności, coraz większe zastosowanie zajmuje ceramika. Do szczególnych własności ceramiki można zaliczyć:

- bardzo dobra biotolerancja,
- duża odporność na ścieranie oraz na ściskanie,
- odporność na korozję,
- porowatość.

Właściwości mechaniczne ceramiki korundowej, w porównaniu z innymi biomateriałami i tkankami kostnymi przedstawiono w tabeli 3.13. Materiały te charakteryzują się znacznie większą wytrzymałością na ściskanie dużym modułem sprężystości, jednak odznaczają się dużą kruchością, małą odpornością na obciążenia dynamiczne, małą odpornością na zginanie oraz bardzo małą odkształcalnością. Ze względu na niskie własności wytrzymałościowe (szczególnie na zginanie) ceramika nie znalazła zastosowania w produkcji trzpieni.

Tabela 3.13. Własności mechaniczne ceramiki korundowej, stopów na bazie kobaltu i polietylenu [13].

Właściwości	Wg normy ISO	Ceramika korundowa	Kość	Stop na bazie kobaltu	Polietylen o wysokim ciężarze cząstkowym
Gęstość [g/cm ³]	> 3,90	3,94	–	8,3	0,96
Skład chemiczny [%]	Al ₂ O ₃ > 99,5 SiO ₂ i tlenki alkaliczne < 0,1	Al ₂ O ₃ 99,7	–	–	–
Średnia wielkość ziarna [μm]	< 7	4	–	–	–
Mikrotwardość [MPa]	23 000	23 000	–	3000–6000	100–300
Wytrzymałość na ściskanie [MPa]	ok. 4000	5000	200	–	18–25
Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]	> 400	500	130	900–1200	30
Moduł sprężystości [GPa]	380	380	20–23	231	1–1,3
Udarność [J · m ⁻²]	> 4000	5000	–	–	–
Ścieralność, [mm ³ · h ⁻¹]	< 0,01	–	–	–	–
Odporność na korozję, [mg · m ⁻² · dzień ⁻¹]	< 0,1	< 0,1	–	–	–

Bezporowata ceramika, której przedstawicielem jest tlenek glinu Al₂O₃ zwany biokorundem, znalazła ogromne zastosowanie jako materiał na głowy endoprotez stawu biodrowego. Wiele ośrodków klinicznych uważa, że najlepszą konstrukcją endoprotezy

bezcementowej stanowi trzpień ze stopu na bazie tytanu, pokryty hydroksyapatytem z głową z ceramiki bezporowatej. Endoprotezy takie charakteryzują się bardzo dużą trwałością z uwagi na małe zużycie cierne oraz bardzo dobrą biotolerancję biologiczną [41, 74].

W przypadku komponenty panewkowej ceramika bezporowata znalazła zastosowanie jako panewka właściwa osadzona w panewce polietylowej mocowanej na cemencie w endoprotezach cementowych, bądź w specjalnej tytanowej obejmie, mocowanej na zasadzie osteointegracji w kości miednicznej (rys. 3.2).



Rys. 3.2. Głowa i panewka właściwa wykonane z Al_2O_3 [90].

Ceramiki do wytwarzania endoprotez zostały określone normami, skatalogowane i tylko takie biomateriały mogą być stosowane do wytwarzania elementów konstrukcyjnych endoprotez.

Biolo[®]x Sulox[®]

Ceramika korundowa Al_2O_3 (zgodnie z normą ISO 6474) stosowana powszechnie do produkcji głów i panewek właściwych charakteryzuje się bardzo dużą twardością i bardzo dobrą wytrzymałością na ścieranie. Odznacza się przy tym bardzo dobrą biokompatybilnością oraz wysokim modułem sprężystości wzdłużnej przy znacznie gorszych własnościach wytrzymałościowych [30].

Głowy endoprotez oraz panewki wykonywane są również z **ceramiki cyrkonowej** ZrO_2 (zgodnie z normami: ISO 5832-14:2007, ASTM F 1873). Elementy składowe endoprotez wykonane z tlenku cyrkonu charakteryzują się bardzo dobrą wytrzymałością, niskim współczynnikiem tarcia, niewielkim zużyciem oraz biokompatybilnością. Własności mechaniczne tlenków cyrkonu zbliżone są do stali: moduł sprężystości $E = 205 \text{ GPa}$ oraz współczynnik Poisson'a $\nu = 0,3$.

W alloplastyce stawów bardzo szerokie zastosowanie znalazł **polietylen** wysoko cząsteczkowy UHMWP. Z materiału tego wytwarzane są panewki, bądź ich wewnętrzne wkładki w panewkach modułowych. Za zastosowaniem polietylenu przemawia stosunkowo niski koszt wytworzenia oraz dobre własności tribologiczne. Wadą polietylenu jest stosunkowo duża odkształcalność oraz zużycie ściernie powodujące migrację ścierni polietylenowego do tkanek okołostawowych. Własności wytrzymałościowe polietylenu przedstawia tabela 3.13.

Na rynku dostępnych jest kilka rodzajów polietylenu różniących się składem chemicznym a przede wszystkim własnościami fizycznymi, szczególnie przeciwzużyciowymi.

Firma Stryker opracowała polietylen Crossfire™ UHMWPE, wykazujący się 90 procentową redukcją zużycia bez pogorszenia własności mechanicznych. Firma Biomet opracowała również polietylen o nazwie ArCom™ charakteryzujący się 40% mniejszym zużyciem od tradycyjnego polietylenu.

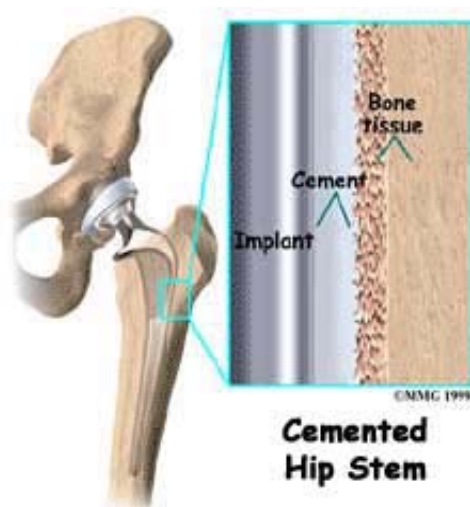
Sulene®-PE

Polietylen wysoko cząsteczkowy *Sulene®-PE* (zgodny z normą ISO 5834-2 oraz ASTM F 648) jest stosowany powszechnie w panewkach endoprotez zarówno cementowych jak i bezcementowych. Odznacza się dobrymi własnościami ślizgowymi, niskim współczynnikiem tarcia, szczególnie w skojarzeniu z korundową głową, ale niestety dużym zużyciem. Dlatego też w skojarzeniach tribologicznych często stosuje się panewki modułowe z polietylenu z metalową panewką właściwą z *Protasul®-21 WF* lub z Al_2O_3 czy ZrO_2 [30].

Osobną grupę w chirurgii kostnej stanowią materiały pełniące funkcję wypełniaczy. Najczęściej stosowanymi materiałami do mocowania elementów endoprotez w kości są **cementy kostne**, należące do grupy kompozytów polimerowych. Materiały te powinny spełniać odpowiednie wymogi biofunkcjonalności w organizmie człowieka, charakteryzować się zdolnością do przenoszenia obciążeń statycznych i dynamicznych oraz biotolerancją. Rolę cementów kostnych spełniają masy akrylowe formowane w czasie operacji z mieszaniny sproszkowanego polimeru i płynnego monomeru. O własnościach użytkowych cementów decydują: rodzaj materiałów wyjściowych, przebieg formowania i sposób polimeryzacji. Cement kostny po związaniu stanowi element spajający protezę z kością [2, 3].

3.2.2. Sposoby zamocowania endoprotezy w tkance kostnej.

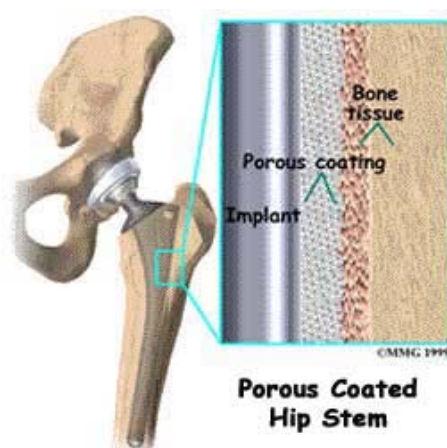
Wieloletnie obserwacje kliniczne wykazały, że odpowiednia technika operacyjna może zwiększyć trwałość połączenia endoprotezy z kością. W przypadku alloplastyki cementowej technika operacyjna powinna uwzględnić bardzo dokładne przygotowanie łoża kostnego do osadzenia endoprotezy. Podstawowymi warunkami prawidłowego ustabilizowania endoprotezy za pośrednictwem cementu jest bardzo dokładne oczyszczenie panewki kości miednicznej oraz kanału szpikowego kości udowej z zalegającej krwi i resztek tkankowych. Bardzo ważną rzeczą jest również ustalenie odpowiedniej grubości warstwy cementu (rys. 3.2) umożliwiającej równomierne i trwałe połączenie implantu z kością [75].



Rys. 3.2. Ustalenie odpowiedniej grubości warstwy cementu łączącego implant z kością [87].

Istotne znaczenie ma również właściwe przygotowanie cementu. Zbyt szybkie mieszanie jego składników (monomeru i polimeru) powoduje powstawanie w wytworzonej masie cementowej pęcherzyków powietrza, które zmniejszają mechaniczną wytrzymałość spolimeryzowanego cementu [2, 3]. Aby temu przeciwdziałać, wyprodukowano specjalną mieszalnicę cementu (firma Stryker), która zapewnia odsysanie powietrza z cementu w fazie mieszania jego składników. Niewskazane jest również zbyt głębokie wprowadzenie cementu do kanału szpikowego. Aby temu zapobiec, stosuje się odpowiedni „korek” wytworzony z kości gąbczastej, pobranej z resekcjonowanej głowy kości udowej, lub specjalnie do tego celu przeznaczony „korek” polietylenowy.

W przypadku endoprotezoplastyki bezcementowej dąży się do pełnego pokrycia implantu endoprotezy przez tkankę kostną (rys. 3.3).



Rys. 3.3. Ustalenie odpowiedniej szczeliny między implantem a kością w endoprotezoplastyce bezcementowej [87].

Relacje między rozmiarami implantu a kośćmi mają podstawowe znaczenie w późniejszej stabilności całego zespolenia. W przypadku zbyt małego wymiaru kanału kości udowej lub zbyt małej kulistej części panewkowej w kości miednicznej podczas wprowadzania implantu może dojść do deformacji powierzchni kości i powstania mikropełnięć. Może to po zabiegu skutkować uciskiem struktur kostnych i w znacznym stopniu pogorszyć zjawisko przerostu kości. W przeciwnym wypadku, nadmierny luz między kością a implantem może spowodować brak przerostu kości do implantu i jego obluzowanie. Przyjmuje się, że szczelina mniejsza niż 0,25 mm między implantem a kością powinna zapewnić przerost kości [13]. Dobrac należy odpowiednie kształty i średnicę implantowanej panewki oraz taką wielkość trzpienia, która zapewni maksymalny kontakt z wewnętrzną powierzchnią istoty korowej kości udowej oraz mocne jego zakotwiczenie w kanale szpikowym [29].

3.2.3. Endoprotezy połowiczne (częściowe)

W przypadkach, gdy panewka stawu naturalnego nie jest nadmiernie zniszczona stosuje się częściową alloplastykę stawu biodrowego. Wszczepia się wówczas tylko mocowany na cemencie trzpień zakończony głową o większych rozmiarach bliskich rzeczywistej średnicy głowy kości udowej – endoproteza Moore’a (rys. 3.4). Obecnie endoprotezę tę stosuje się wyłącznie w przypadkach pourazowych – w złamaniach nasady

górnej kości udowej. Do tego zabiegu kwalifikuje się osoby w wieku podeszłym i starym. W niektórych przypadkach przed ukończeniem 65 roku życia, można z dobrym wynikiem założyć endoprotezę Moore'a w złamaniach wielo odcinkowych [34].



Rys. 3.4. Endoproteza Moore'a [34].



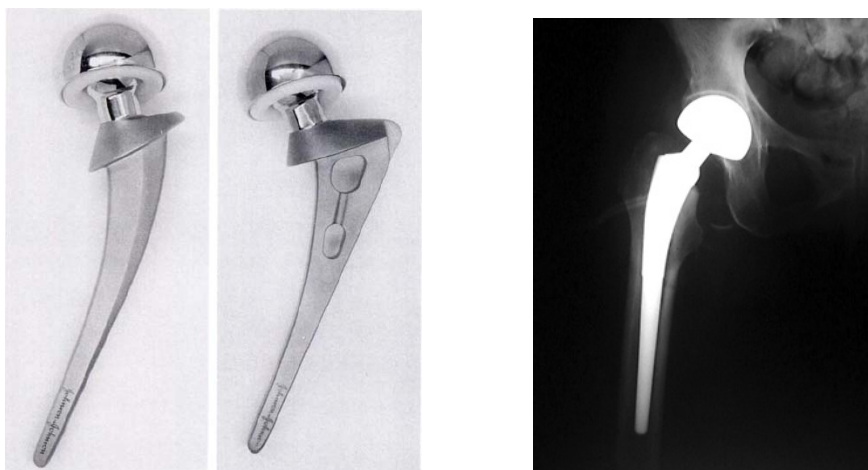
Rys. 3.5. Endoproteza Thompson'a [34].

Kilka lat po stosowaniu tej endoprotezy, wprowadzono typ Thompson'a (rys. 3.5), który różni się brakiem otworów w trzpieniu. Obydwie endoprotezy są dotąd stosowane, z tym, że typ Moore'a jest bardziej popularny.

W przypadkach pourazowych protezy Moore'a i Thompson'a dają w miarę dobre wyniki. Dają możliwość szybkiego pionizowania chorego, a rozpoczęcie chodzenia odbywa się w przeciągu kilku dni. Szybkie rozpoczęcie chodzenia pozwala na uniknięcie u chorych zalegania w drogach oddechowych – stanów zapalnych oskrzeli i płuc, infekcji pęcherza, zakrzepicy goleni i innych zaburzeń [34].

3.2.4. Endoprotezy bipolarne

Odmianą wspomnianych wyżej endoprotez Moore'a i Thompsona jest typ bipolarny. W endoprotezach bipolarnych metalowa głowa znacznie mniejszych rozmiarów współpracuje z polietylenową panewką, która z kolei wtopiona jest w ruchomą obudowę metalową i skojarzona z naturalną panewką stawu biodrowego. Endoprotezę tę stosuje się u chorych w podeszłym wieku z niewielkimi zmianami zwyrodnieniowymi naturalnej panewki lub w przypadku złamania szyjki kości udowej. Przykładem takiej protezy są typy: Monka (rys. 3.6), Hastingsa, a sama operacja jest przykładem połowicznej plastyki stawowej.



Rys. 3.6. Endoproteza bipolarna Monka [34].

3.2.5. Endoprotezy całkowite

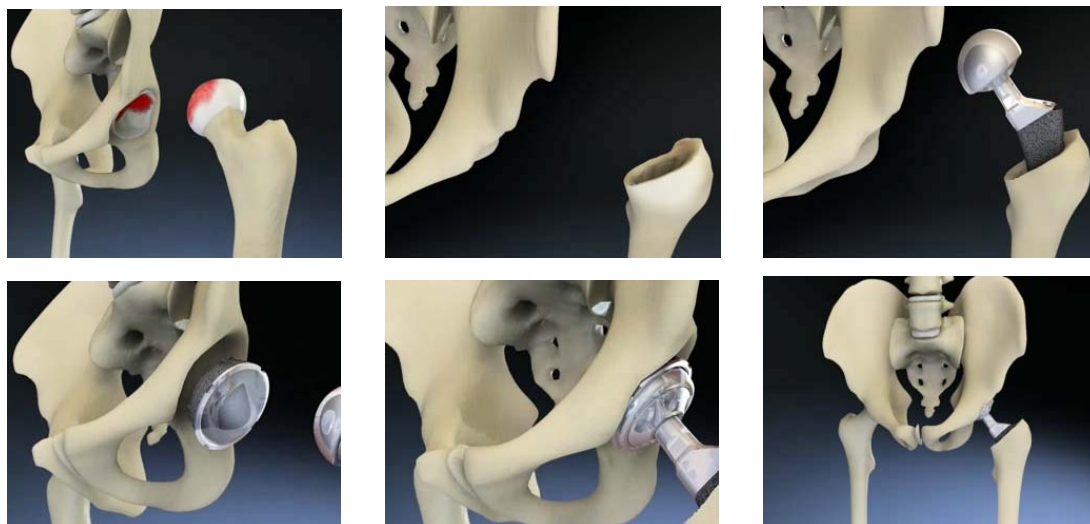
W całkowitej endoprotezoplastyce stawu biodrowego wymianie podlega, zarówno głowa kości udowej jak i panewka. Elementami składowymi całkowitych (totalnych) endoprotez stawu biodrowego są:

- trzpień endoprotezy – wykonany z różnych stopów biokompatybilnych metali,
- głowa endoprotezy – wykonana z materiałów metalowych lub ceramicznych,
- panewka endoprotezy – jednolita lub modułowa (warstwowa) z elementami wykonanymi z polietylenu, ceramiki lub metali i stopów metali.

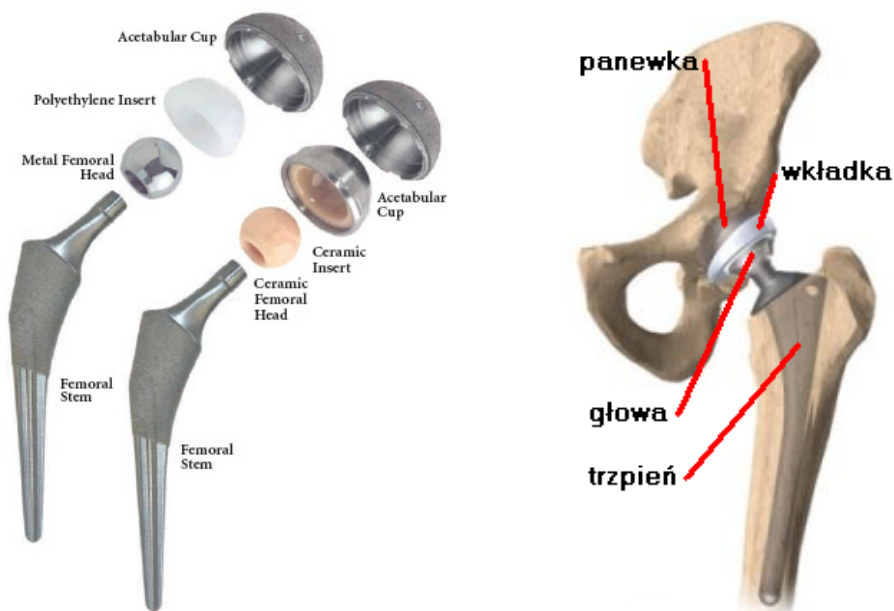
Protezą stawu biodrowego zastępuje się zaatakowane przez artrozę naturalne powierzchnie stawowe głowy i panewki. Głowa kości udowej zastępowana jest głową ze stopu metalowego lub głową ceramiczną przymocowaną do zakończonego stożkiem ściętym trzpienia na zasadzie połączenia wciskowego, lub na zasadzie spajania z trzpieniem (starsze typy endoprotez). Trzpień zostaje zamocowany w kości miednicznej za pomocą specjalnego cementu kostnego (endoprotezoplastyka cementowa), lub na zasadzie osteointegracji (endoprotezoplastyka bezcementowa). Komponenta panewkowa mocowana jest w kości miednicznej z użyciem cementu, lub na zasadzie osteointegracji [13].

Schemat implantacji stawu biodrowego dla endoprotezoplastyki bezcementowej przedstawiono na rys. 3.7 i 3.8. Z uszkodzonego stawu zostaje usunięta głowa poprzez odcięcie szyjki na wysokości krętarza większego. Następnie z kanału szpikowego kości udowej zostaje usunięty szpik kostny za pomocą specjalistycznego instrumentarium

chirurgicznego o kształcie trzpień. Po dokładnym oczyszczeniu kanału zostaje do jego wnętrza zaimplantowany trzpień o wymaganym rozmiarze. Obręb panewkowy kości miedniczej zostaje oczyszczony z pozostałości księżycowatej panewki za pomocą specjalnego frezu o półkolistym kształcie implantowanej panewki. Po usunięciu naturalnej, patologicznej panewki i odpowiednim ukształtowaniu części panewkowej kości miedniczej następuje wciśnięcie komponenty panewkowej na zasadzie „press-fit” i końcowe ustalenie geometrycznego układu implantowanej endoprotezy.



Rys. 3.7. Schemat całkowitej endoprotezoplastyki stawu biodrowego [87].



Rys. 3.8. Implantacja całkowitej endoprotezy stawu biodrowego [88].

W przypadku endoprotezy cementowej kanał w kości udowej oczyszczony jest ze szpiku kostnego i pozostałości kości gąbczastej specjalnym narzędziem o kształcie zbliżonym do implantowanego trzpienia. Trzpień mocowany jest z użyciem cementu kostnego. Łoże panewkowe obrobione frezem zostaje pokryte warstwą cementu kostnego, który stanowi połączenie komponenty panewkowej z kością. W praktyce klinicznej powszechnie używane są endoprotezy hybrydowe, w których jeden element (najczęściej panewka) zakładany jest metodą bezcementową, natomiast druga składowa (trzpień) metodą cementową.

3.2.5.1. Endoprotezy cementowe

Endoprotezy cementowe stosowane są przede wszystkim u ludzi starszych oraz u pacjentów ze zniszczonymi chorobowo powierzchniami kostnymi, u których mogą wystąpić problemy z osteointegracją wszczepianych elementów.

W skład endoprotezy cementowej wchodzi następujące elementy: panewka, metalowy trzpień oraz metalowa lub ceramiczna głowa. Panewka może być w całości wykonana z polietylenu wysoko cząsteczkowego lub składać się z dwóch części: wewnątrz polietylenowej panewki zamocowana jest metalowa lub ceramiczna panewka właściwa bezpośrednio wchodząca w kontakt z głową. Spotyka się również panewki w całości metalowe. Trzpień endoprotez cementowych wykonany jest ze stopów metali najczęściej CoNiCrMo i zamocowany z użyciem cementu kostnego wewnątrz kanału szpikowego kości udowej. Głowa endoprotezy założona bezpośrednio na stożkowo zakończony sztyk trzpienia na wcisk może być wykonana ze stopów metali lub z ceramiki.

Na rynku istnieje wiele firm produkujących całe endoprotezy lub poszczególne elementy składowe endoprotez cementowych. W pracy zostaną przedstawione niektóre z nich:

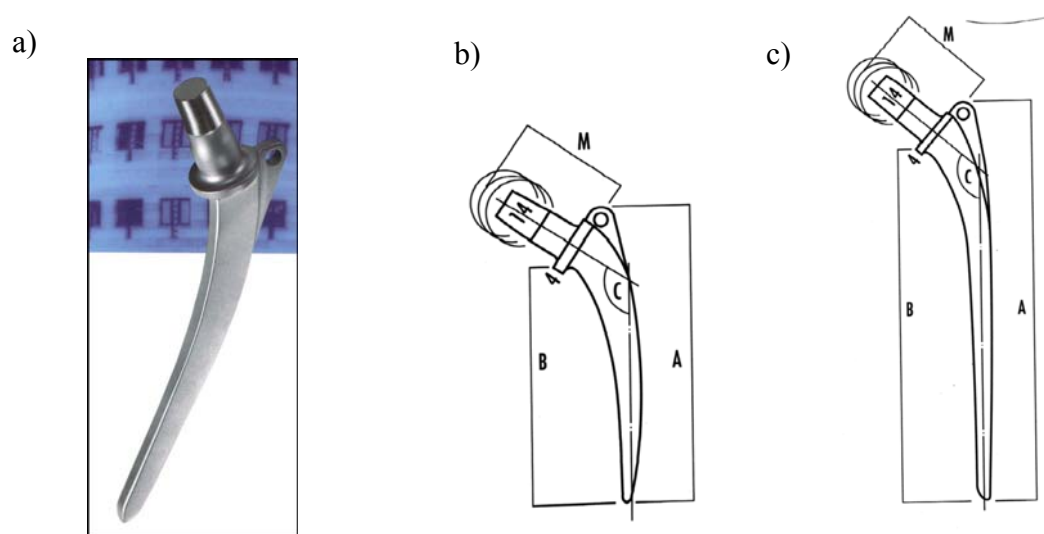
Endoproteza typu Weber

Zaopatrzony w kołnierz trzpień endoprotezy Weber (rys. 3.9a) jest wykonany z materiału *Protasul*[®]-10. Sztyk zakończony jest przewężeniem 12/14 współpracującym ze standardowymi głowami 12/14 o średnicach Ø28 mm i Ø32 mm.

Trzpień produkowany jest w dwóch wersjach:

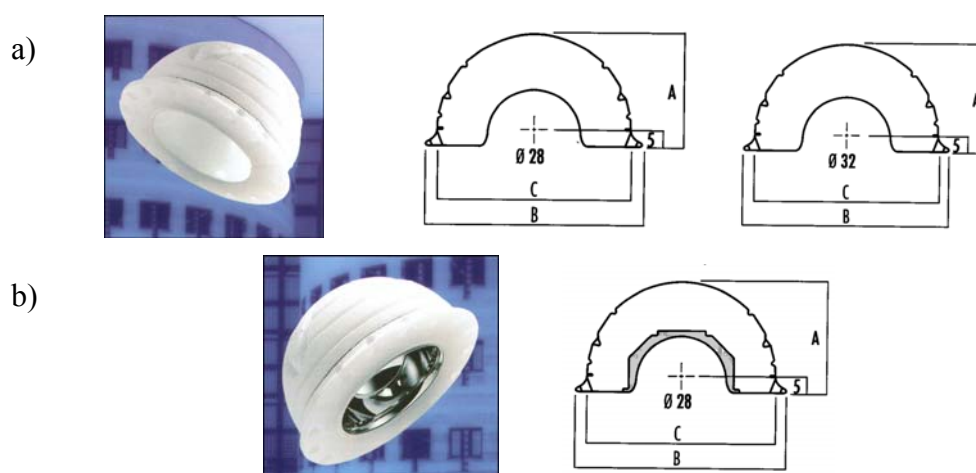
- trzpień krótki zakrzywiony w rozmiarach od C-S (small) do C-XL (extra large) o kącie sztykowo-trzonowym 123° dla rozmiarów: C-S, C-M i C-L oraz kącie 135° dla rozmiaru C-XL (rys. 3.9b)

- trzpień długi prosty w rozmiarach od S-S (small) do S-L (large) o kącie szyjkowo-trzonowym 131° (rys. 3.9c)



Rys. 3.9. Trzpień endoprotezy Weber [30]: a) widok ogólny, b) trzpień krótki zakrzywiony, c) trzpień długi prosty.

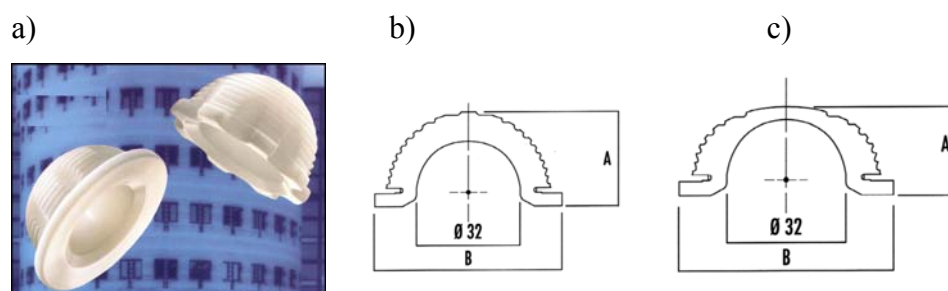
Komponenta panewkowa w endoprotezach **Weber** (rys. 3.10) może stanowić jednolitą strukturę składającą się z polietylenu wysoko cząsteczkowego o nazwie *Sulene*[®]-PE zamocowaną na cemencie w strukturach kostnych kości miednicznej i bezpośrednio współpracująca z ceramiczną lub metalową głową o średnicy $\varnothing 28$ lub $\varnothing 32$ mm (rys. 3.10a), lub składać się z dwóch części: z polietylenowej zewnętrznej panewki mocowanej do kości miednicznej przy pomocy cementu kostnego i wewnętrznej metalowej panewki właściwej wykonanej ze stopu Co28Cr6Mo o nazwie *Protasul*[®]-21WF (rys. 3.10b)



Rys. 3.10. Komponenta panewkowa endoprotezy Weber [30]:

- panewka polietylenowa *Sulene*[®]-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm lub $\varnothing 32$ mm,
- panewka modułowa: zewnętrzna część *Sulene*[®]-PE, wewnętrzna panewka właściwa o średnicy $\varnothing 28$ mm z *Protasul*[®]-21WF

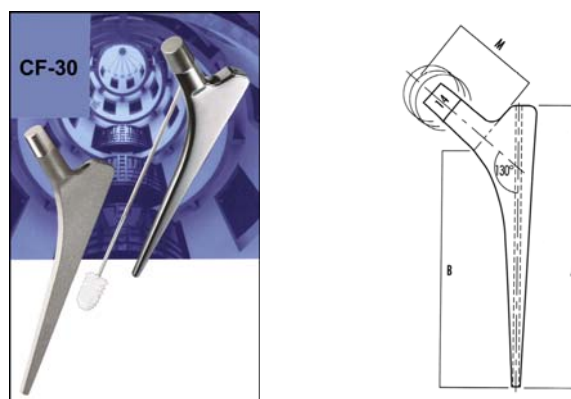
Możliwe jest również zastosowanie jednoczęściowej kołnierkowej panewki typu: **WEBER-STÜHMER** - panewka o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm wykonana z polietylenu *Sulene*[®]-PE (rys. 3.11a). Panewki te produkowane są w dwóch typoszeręgach: jako panewki normalne o jednakowej grubości ścianki na całej powierzchni (rys. 3.11b), oraz panewki niższe o zmniejszonej grubości ścianki w górnej części (rys. 3.11c). Panewki o zmniejszonej grubości stosowane są przy anatomicznie cieńszej kości miednicznej lub w warunkach osteoporozy.



Rys. 3.11. Panewka WEBER-STÜHMER mocowana przy użyciu cementu kostnego [30]: a) widok ogólny, b) panewka normalna, c) panewka o zmniejszonej grubości.

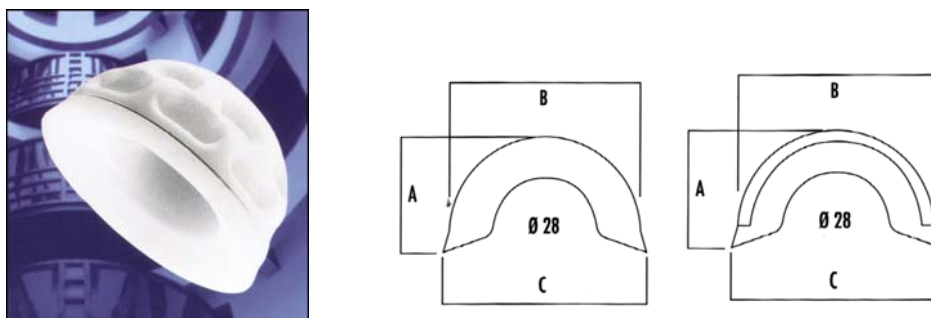
ENDOPROTEZA CEMENTOWA CF-30

Trzpień endoprotezy CF-30 (rys. 3.12), wykonany ze stopu FeCrNiMnNbN o nazwie firmowej *Protasul*[®]-S30, różni się znacznie od trzpienia endoprotezy typu Weber. Wyraźnie cieńszy kształt jego dolnej części jest zaopatrzony w cylindryczny otwór, do którego wstawiony jest metalowy pręt zakończony centralizatorem. Trzpień typu CF-30 nie posiadają dodatkowo kołnierza, a ich szyjka zakończona jest podobnie jak w trzpieniach Weber stożkiem 12/14 mm, na który osadzana jest głowa endoprotezy. Kąt szyjkowo-trzonowy w trzpieniach CF-30 wynosi 130°. Dostępne są dwie wersje trzpienia CF-30: gładka i wypolerowana.



Rys. 3.12. Trzpień CF-30 mocowane w kanale szpikowym z użyciem cementu kostnego [30].

Komponenta panewkowa (rys. 3.13) w endoprotezach CF może być jednoczęściowa typu CF-P, zbudowana z polietylenu *Sulene*[®]-PE, oraz dwuczęściowa typu CF-PS: zewnętrzna część z polietylenu *Sulene*[®]-PE, wewnętrzna panewka właściwa ze stopu FeCrNiMoN o nazwie Sulmesh[®]-S. Obydwie panewki przystosowane są do współpracy z głowami o średnicy Ø28 mm.

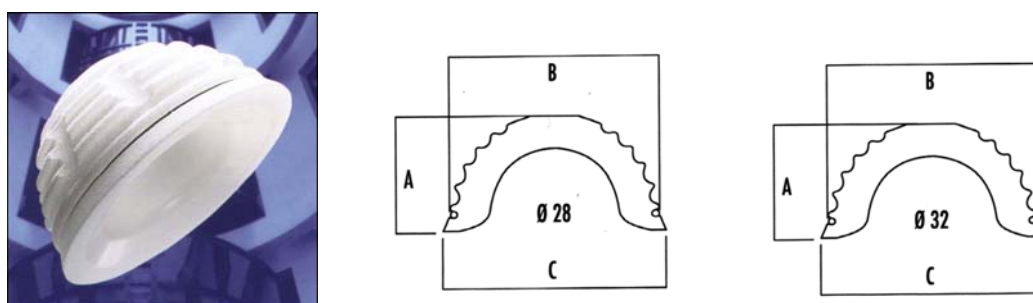


Rys. 3.13. Komponenty panewkowe typu CF-P i CF-PS [30].

W obydwu przypadkach możliwe jest zastosowanie głowy o średnicy Ø28 mm z następujących stopów: ze stopu Co28Cr6Mo o nazwie *Protasul*[®]-21WF, ze stopu FeCrNiMoNbN o nazwie *Protasul*[®]-S30 lub z tlenku aluminium Al₂O₃ o nazwie Biolo[®]x.

Panewka SPC

Wśród panewek bezcementowych, bardzo dobrze znaną i szeroko stosowaną, zwłaszcza w Polsce, jest panewka typu SPC (rys. 3.14). Jest to jednoczęściowa panewka polietylenowa zbudowana z *Sulene*[®]-PE przystosowana do współpracy z głowami o średnicy Ø28 mm i Ø32 mm. Panewki te zaopatrzone są dodatkowo w stalowy pierścień na obwodzie zapobiegający rozwalcowywaniu panewki podczas jej eksploatacji.

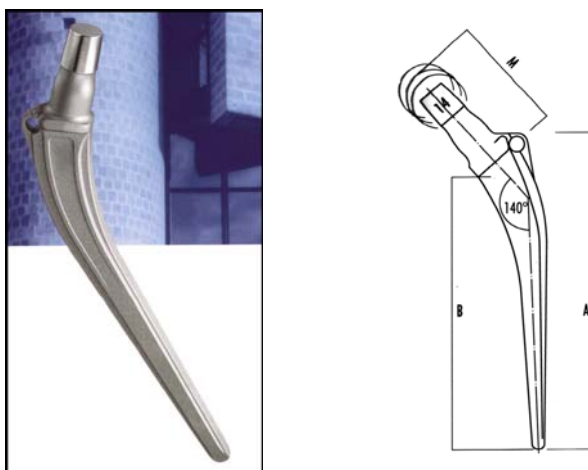


Rys. 3.14. Panewki bezcementowe typu SPC [30].

Endoprotezy MARBURG

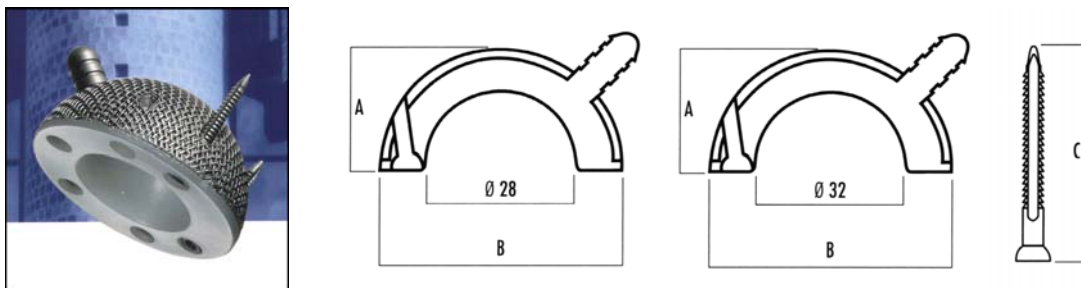
Endoprotezy MARBURG należą do grupy endoprotez hybrydowych (rys. 3.15), w których trzpień mocowany jest na cemencie a komponenta panewkowa (rys. 3.16) na zasadzie przerostu kostnego do kości miednicznej.

Trzpień endoprotezy wykonany z materiału *Protasul*[®]-S30 nie posiada kołnierza, a głowa mocowana jest na stożkowo zakończonyj szyjce o średnicach 12/14 mm i kącie szyjkowo-trzonowym 140°.



Rys. 3.15. Trzpień endoprotezy MARBURG mocowany w kości udowej za pomocą cementu kostnego [30].

Komponenta panewkowa (rys. 3.16) składa się z wewnętrznej panewki polietylenowej o średnicy Ø28 mm lub Ø32 mm zamocowanej w siateczkowej obejmie z tytanu Sulmesh[®]-Ti umożliwiającą przerost kości. Panewki te są dodatkowo mocowane w strukturach kości miednicznej za pomocą specjalnych wkrętów wykonanych z materiału *Protasul*[®]-100. Polietylenowa panewka przystosowana jest do współpracy z głowami metalowymi lub ceramicznymi.



Rys. 3.16. Bezcementowa panewka MARBURG mocowana w panewkowej części kości miednicznej na zasadzie osteointegracji [30].

3.2.5.2. Endoprotezy bezcementowe

Postęp w endoprotezoplastyce, polegający na wprowadzeniu nowych kształtów elementów endoprotez oraz nowych materiałów konstrukcyjnych na elementy endoprotez, a w szczególności kształtów i materiałów panewek, spowodował gwałtowne zwiększenie alloplastyk bezcementowych w stosunku do stosowanych wcześniej cementowych.

Endoproteza bezcementowa składa się z trzpienia wykonanego ze stopów tytanu pokrytego najczęściej warstwą hydroksyapatytu, napyłanego plazmowo tytanem lub warstwami otrzymywanymi przez chemiczne osadzanie z fazy gazowej (TiN, CH, CHN).

Panewka składa się metalowej obejmy, w której umieszczona jest polietylenowa panewka lub wykonana jest jako panewka trójwarstwowa składająca się z metalowej obejmy z polietylenową panewką zaopatrzoną dodatkowo w panewkę właściwą z metalu lub ceramiki. Powierzchnia obejmy kontaktująca się ze strukturami kostnymi może być pokryta warstwą napyłaną plazmowo lub uzyskaną w wyniku technologii chemical vapour deposition CVD [38, 57, 59].

Z uwagi na brak cementu kostnego w endoprotezach bezcementowych zarówno trzpień jak i panewki posiadają większe wymiary w miejscach kontaktu z tkanką kostną.

Spośród ogromnej ilości typów i rodzajów endoprotez bezcementowych w pracy przedstawiono wybrane, najczęściej stosowane rodzaje.

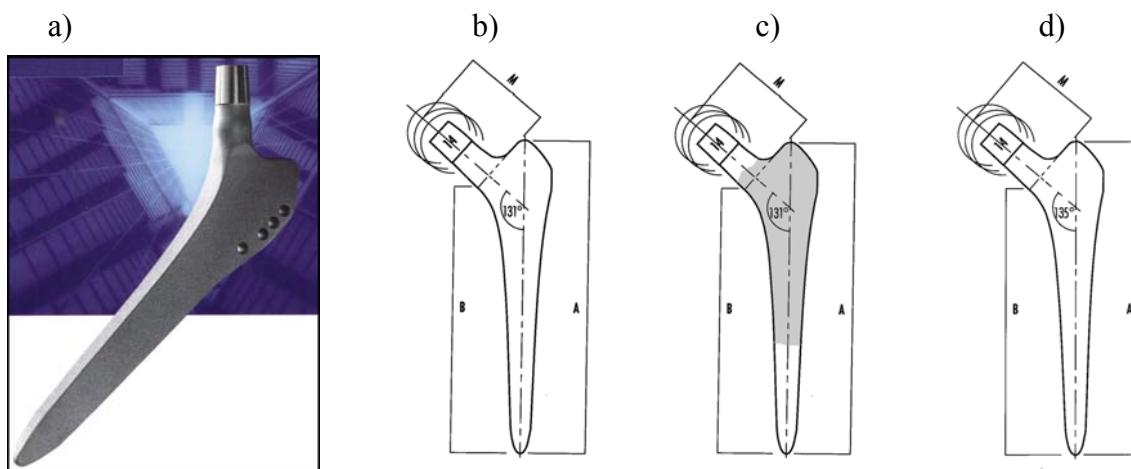
Endoproteza ALLOCLASSIC® ZWEYMÜLLER®

Trzpień endoprotez ALLOCLASSIC® ZWEYMÜLLER® (rys. 3.17) są dostosowane do kształtu kanału szpikowego, a prostokątny poprzeczny przekrój eliminuje pojawienie się mikro przemieszczeń wewnątrz kanału zwiększając znacznie stabilność połączenia trzpienia z kością.

Firma Zweymüller oferuje trzy rodzaje trzpieni Alloclassic:

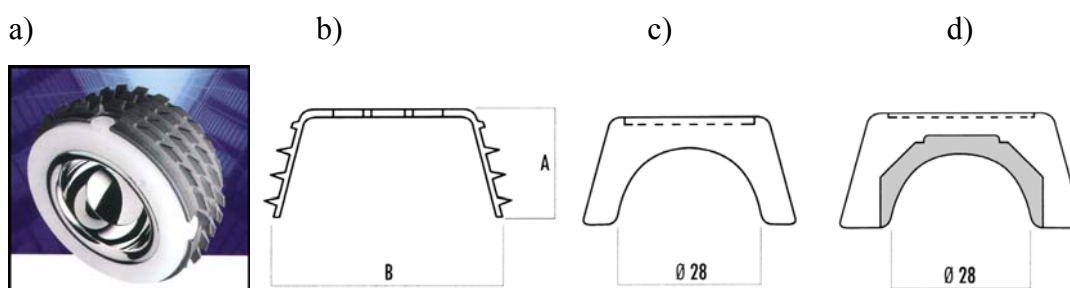
- ALLOCLASSIC® SL wykonany z materiału *Protasul*®-100 o kącie sztykowotrzonowym 131°, przystosowany do współpracy z głową Ø28 mm i Ø32 mm (rys 3.17b),
- ALLOCLASSIC® SL HAC wykonany z materiału *Protasul*®-100/HAC (200 µm ± 50 µm) z warstwą hydroksyapatytu o wielkości porów 200 ± 50 µm, przystosowany do współpracy z głową Ø28 mm i Ø32 mm (rys 3.17c),

- ALLOCLASSIC[®] SL HAC wykonany z materiału *Protasul*[®]-64WF o kącie szyjkowo-trzonowym 135°, przystosowany do współpracy z głową Ø28 mm (rys 3.17d),



Rys. 3.17. Bezcementowy trzpień ALLOCLASSIC[®] ZWEYMÜLLER[®] [30].

Komponenta panewkowa: **ALLOCLASSIC[®] CSF ZWEYMÜLLER[®]** (rys. 3.18) zbudowana może być z dwóch lub trzech modułów. Panewka dwumodułowa składa się z metalowej obejmy wykonanej z *Protasul*[®]-Ti (rys. 3.18b), wewnątrz której znajduje się panewka polietylenowa, wykonana z *Sulene*[®]-PE (rys. 3.18c) bez metalowej panewki właściwej. Panewka trzymodułowa składająca się z metalowej obejmy wykonanej z *Protasul*[®]-Ti (rys. 3.18b), polietylenowej panewki wykonanej z *Sulene*[®]-PE oraz metalowej lub ceramicznej panewki właściwej odpowiednio z Co28Cr6Mo (*Protasul*[®]-21WF) lub Al₂O₃ (*BioloX*[®]) (rys. 3.18d). Obydwie panewki przystosowane są do współpracy z głową o średnicy Ø28 mm.



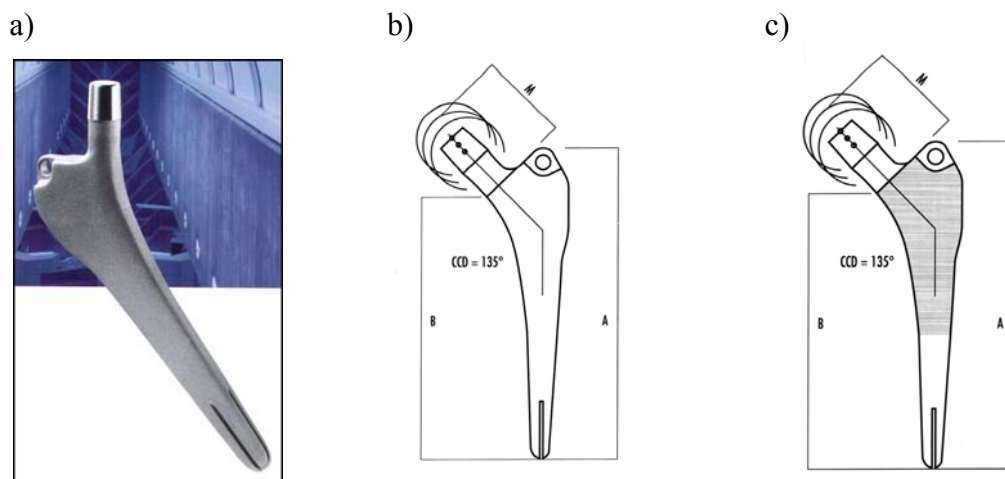
Rys. 3.18. Modułowa komponenta panewkowa ALLOCLASSIC[®] CSF ZWEYMÜLLER[®] [30].

ENDOPROTEZA ALLACOR

Bezcementowe trzpienie **ALLACOR AN CORRECTA** (rys. 3.19) wytwarzane są z stopu tytanu Ti6Al7Nb i produkowane w dwóch odmianach:

- bez warstwy hydroksyapatytu wykonane z *Protasul*[®]-100 (rys. 3.19b),
- z warstwą hydroksyapatytu *Protasul*[®]-100/HAC (rys. 3.19c)

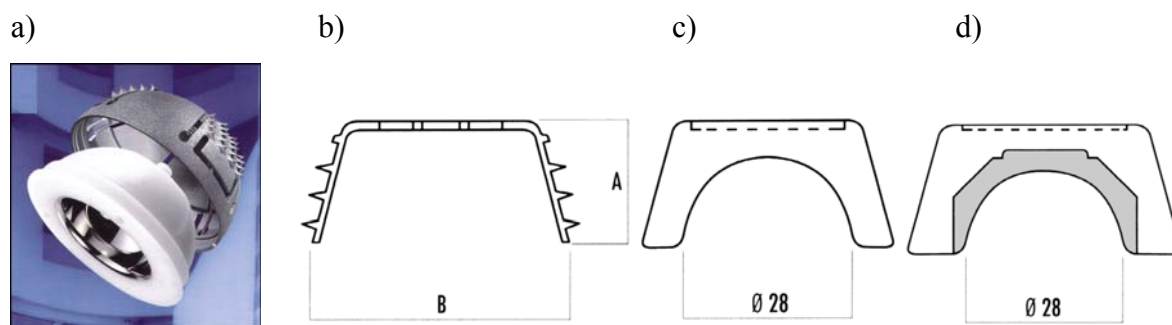
Są to trzpień bezkołnierzowe o kącie szyjkowo-trzonowym 135° , swoim kształtem przypominające trzpień Alloclassic. Zakończone są stożkowym przewężeniem 12/14 mm i przystosowane do głów o średnicach $\varnothing 28$ mm i $\varnothing 32$ mm.



Rys. 3.19. Trzpień ALLACOR AN CORRECTA [30].

Komponenta panewkowa ALLACOR (rys. 3.20) może być dwu lub trójmodułowa:

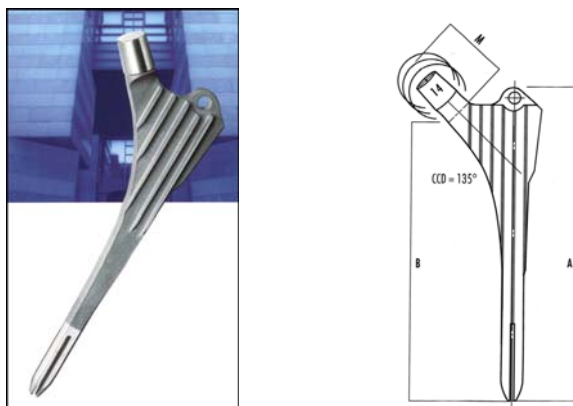
- dwumodułowa składa się z metalowej obejmy wykonanej stopu tytanu *Protasul*[®]-100 (rys. 3.20b), polietylenowej panewki wykonanej z *Sulene*[®]-PE (rys. 3.20c),
- trójmodułowa składa się z metalowej obejmy wykonanej ze stopu tytanu *Protasul*[®]-100 (rys. 3.20b), polietylenowej panewki wykonanej z *Sulene*[®]-PE oraz metalowej lub ceramicznej panewki właściwej odpowiednio z Co28Cr6Mo (*Protasul*[®]-21WF) lub Al₂O₃ (*BioloX*[®]) (rys. 3.20d).



Rys. 3.20. Panewka modułowa ALLACOR [30].

Endoprotezy LAMELLA STÜHMER

Trzpień endoprotez LAMELLA STÜHMER (rys. 3.21) zbudowane są ze stopu tytanowego *Protasul*[®]-100, nie posiadają kołnierza i współpracują z głowami o średnicy Ø28 i Ø32 mm, przy kącie szyjkowo-trzonowym 135°.

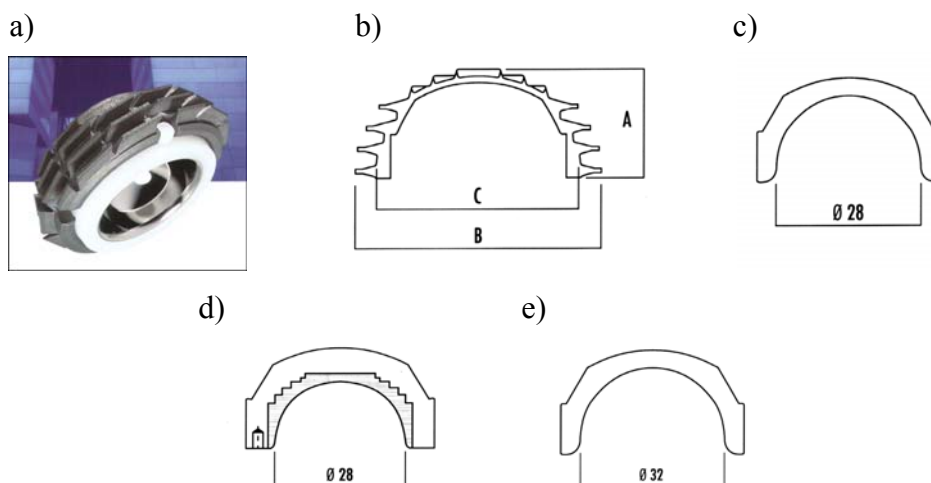


Rys. 3.21. Bezcementowy trzpień LAMELLA STÜHMER mocowany w kości udowej na zasadzie osteointegracji [30].

Komponenta panewkowa LAMELLA STÜHMER (rys. 3.22) może być dwu lub trójmodułowa:

- w dwumodułowej panewce zewnętrzna obejma zbudowana jest z czystego tytanu *Protasul*[®]-Ti (rys. 3.22b), wewnątrz której umieszczona jest polietylenowa panewka z *Sulene*[®]-PE (rys. 3.22c),
- w trójmodułowej panewce wewnątrz polietylenowej części umieszczona jest metalowa lub ceramiczna panewka właściwa odpowiednio z Co28Cr6Mo (*Protasul*[®]-21WF) lub Al₂O₃ (*BioloX*[®]) (rys. 3.22d).

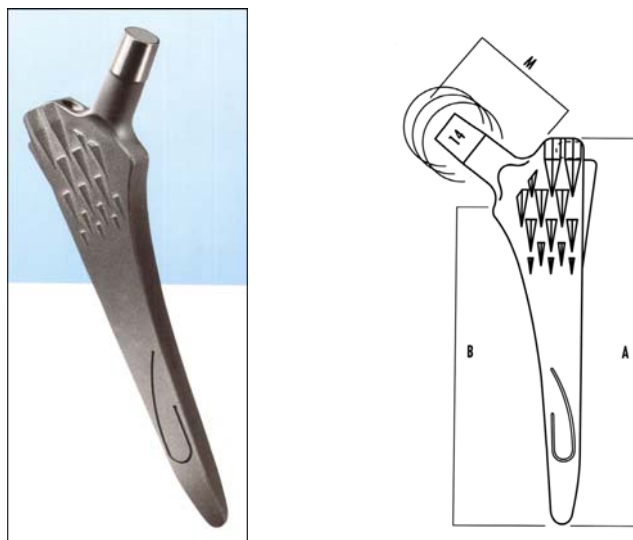
Panewki dwu i trójmodułowe przystosowane są do współpracy z głowami o średnicy Ø28 mm. Zastosowanie głowy o średnicy Ø32 mm możliwe jest tylko w panewce dwumodułowej (rys. 3.22e)



Rys. 3.22. Bezcementowe modułowe panewki LAMELLA STÜHMER [30].

Endoprotezy bezcementowe **BF-100**

Kształt trzpienia endoprotezy BF-100 (rys 3.23) doskonale wypełnia kanał szpikowy. Współpracować może z głowami o średnicy Ø28 mm i Ø32 mm. Należy do grupy trzpieni bezkońnerzowych.

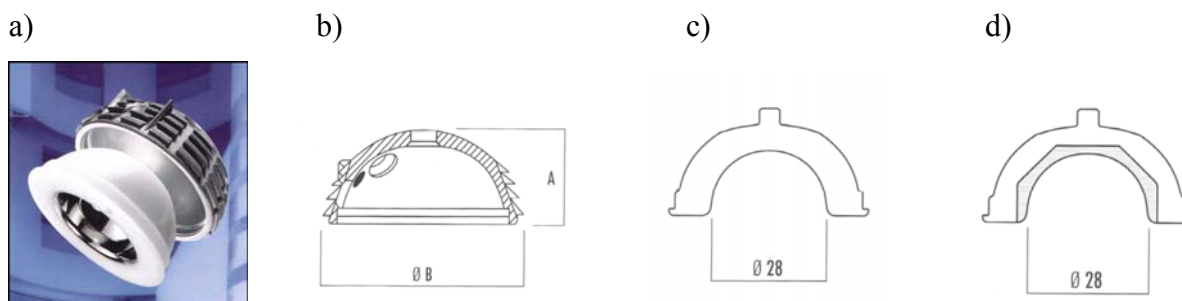


Rys. 3.23. Bezcementowy trzpień BF-100 [30].

Komponenta panewkowa BF-100 (rys. 3.24) może być dwu lub trójmodułowa:

- W przypadku dwumodułowej panewki, wewnątrz obejmmy wykonanej z czystego tytanu *Protasul*[®]-Ti (rys. 3.24b) umieszczona jest polietylenowa panewka *Sulene*[®]-PE współpracująca z głową Ø28 mm (rys. 3.24c)
- Panewka trójmodułowa zawiera panewkę właściwą odpowiednio z Co28Cr6Mo (*Protasul*[®]-21WF) lub Al₂O₃ o nazwie *BioloX*[®] (rys. 3.24d)

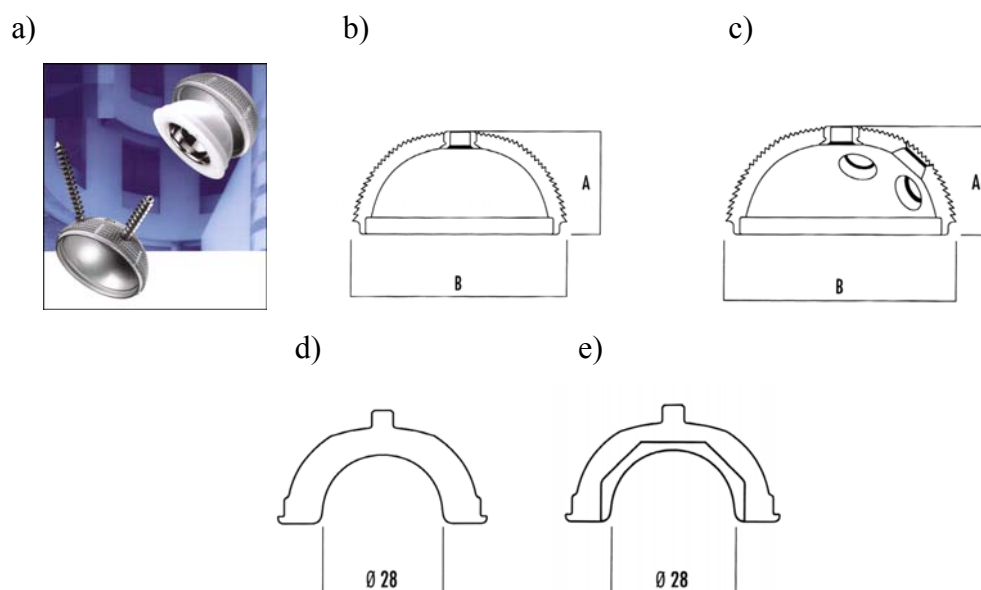
Obydwie panewki współpracują z głową o średnicy Ø28 mm.



Rys. 3.24. Modułowa panewka BF-100 [30].

Bezczementowa Komponenta panewkowa **ALLOFIT/ALLOFIT-S**

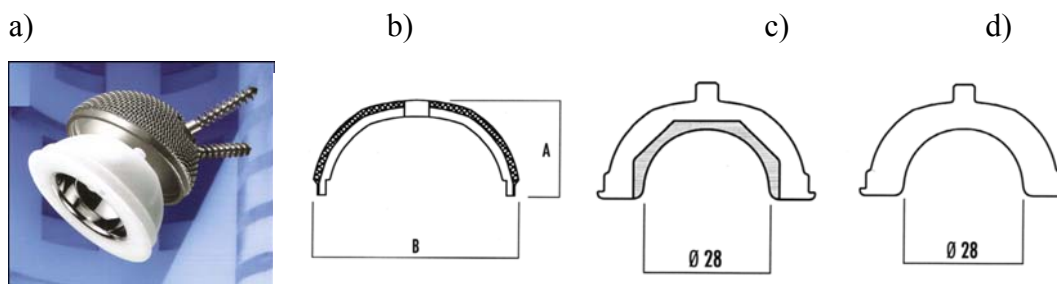
Komponenta panewkowa ALLOFIT (rys. 3.25) może być dwu lub trójmodułowa:
Zewnętrzną część stanowi obejma z czystego tytanu *Protasul*[®]-Ti, bez otworów (3.25b) lub z otworami do zamocowania w kości miedniczej za pomocą tytanowych wkrętów (rys. 3.25c). Wewnątrz obejmy umieszczona jest panewka polietylenowa *Sulene*[®]-PE (rys. 3.25d). W przypadku panewki trójmodułowej wewnątrz części polietylenowej umieszczona jest panewka właściwa odpowiednio metalowa ze stopu Co28Cr6Mo o nazwie *Protasul*[®]-21WF lub ceramiczna z Al₂O₃ o nazwie *BioloX*[®] (rys. 3.25e). Komponenta panewkowa ALLOFIT-S różni się otworami pod wkręty w zewnętrznej obejmie



Rys. 3.25. Bezczementowa modułowa panewka ALLOFIT/ALLOFIT-S [30].

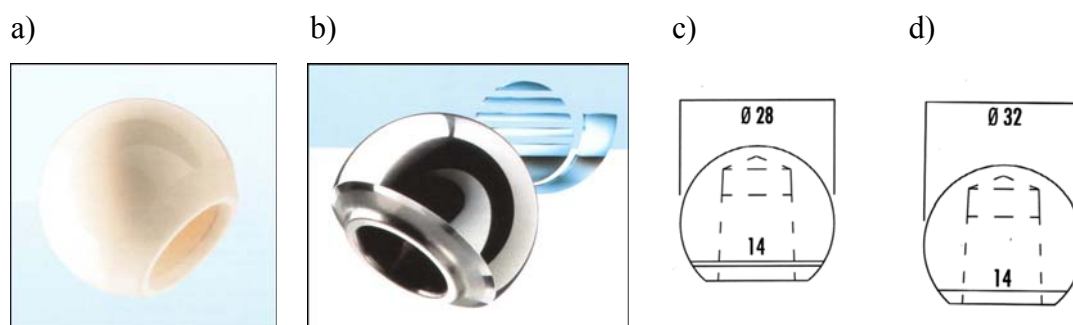
Bezczementowa komponenta panewkowa **AMOR** (rys. 3.26) produkowana jest w dwóch wersjach:

- komponenta dwumodułowa składająca się z metalowej obejmy wytworzonej z czystego tytanu Sulmesh[®]-Ti (rys. 3.26b) i polietylenowej panewki *Sulene*[®]-PE o średnicy Ø28 mm (rys. 3.26c),
- komponenta trójwarstwowa zawiera metalową panewkę właściwą z *Protasul*[®]-21WF o średnicy wewnętrznej Ø28 mm lub ceramiczną panewkę właściwą z Al₂O₃ o nazwie *BioloX*[®] (rys. 3.26d).



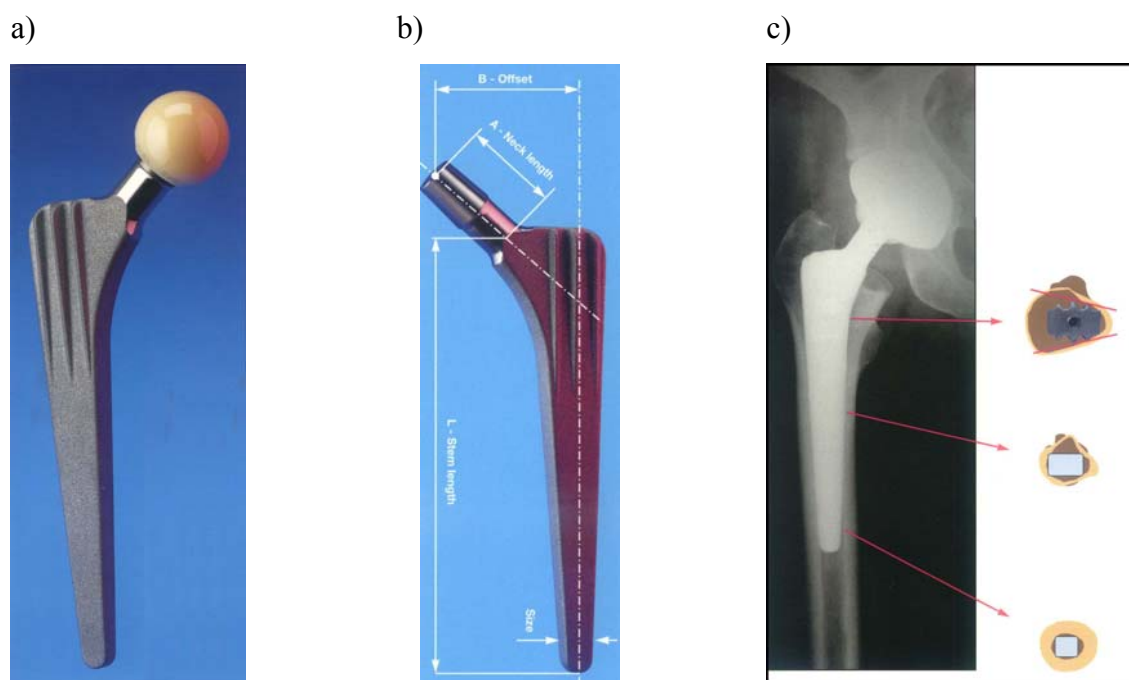
Rys. 3.26. Panewka modułowa **AMOR** [30].

We wszystkich endoprotezach przedstawionych powyżej na stożkowo zakończony trzpień 12/14 mm, możliwe jest zastosowanie głowy ze stopu Co28Cr6Mo o nazwie *Protasul*[®]-21WF, stopu FeCrNiMoNbN o nazwie *Protasul*[®]-S30 lub z tlenku aluminium Al₂O₃ o nazwie Biolox[®] (rys 3.27).



Rys. 3.27. Głowy endoprotez wykonane z: ceramiki (a), stopu Co28Cr6Mo (b) oraz kształty stożkowych otworów (c,d) [30].

Bezczementowy trzpień **CERAFIT** Firmy CERAVER OSTEAL[®] wykonany ze stopu tytanu Ti6Al4V wg ISO 5832-4, ASTM F 75 przedstawiono na rys. 3.28. Specyficzny kształt trzpienia dobrze wypełnia kanał szpikowy eliminując mikro ruchy między trzpieniem a kością, co znacznie ułatwia szybki przerost kości.



Rys. 3.28. Bezczementowy trzpień Cerapit [P6]: a) widok ogólny, b) wymiary, c) osadzenie w strukturach kostnych.

Jest to trzpień bezkołnierzowy o kącie szyjkowo-trzonowym 132°. Dodatkowe występy na górnej powierzchni trzpienia umożliwiają szybszy i bardziej efektywny przerost kości (rys.3.28c).

Na stożkowo zakończoną szyjkę (rys. 3.28b) możliwe jest założenie ceramicznej główki endoprotezy wykonanej z Al_2O_3 (rys. 3.28a) ISO 6476 lub ZrO_2 NFS 94063 oraz stalowej ISO 5832-9 o średnicach Ø32 mm, Ø28 mm i Ø22,4 mm.

Endoprotezy całkowite BiHAPro Firmy Biomet Merck

System BiHAPro (rys. 3.29) powstał w wyniku rozległych badań klinicznych prowadzonych w wielu specjalistycznych centrach reprezentujących znaczący postęp w dziedzinie całkowitej alloplastyki stawu biodrowego.

Trzpień BiHaPro (rys. 3.30) został zaprojektowany zgodnie z nową koncepcją w konstrukcji bezcementowych endoprotez stawu biodrowego. Zakłada ona przeniesienie naprężeń na kość oraz stabilizację implantu (osiągane dzięki przerostowi kości poprzez warstwę porowatą) jedynie poprzez jego część bliższą.

Bezcementowe anatomiczne trzpień BiHAPro wykonywane są ze stopu tytanu w wersji prawej lub lewej pokryte warstwą porowatą w części bliższej, dalsza jego część jest wypolerowana i wyposażona w centralizator (dostępny również w wersji wchłanianej) umożliwiający optymalne ustawienie w kanale szpikowym.



Rys. 3.29. Endoproteza całkowita BiHAPro Firmy Biomet [P1].

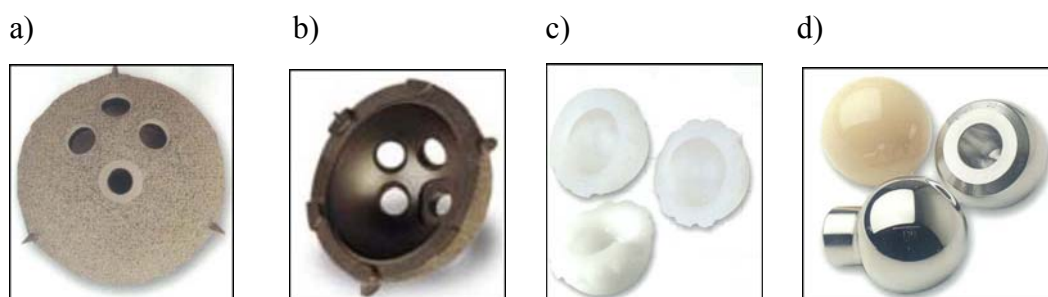


Rys. 3.30. Trzpień BiHAPro z metalową głową [P1].

Dobłą stabilizację rotacyjną trzpienia BiHAPro zapewnia spłaszczona część bliższa oraz specjalne wyżłobienia na jej powierzchni. Stożkowy kształt powoduje „zakleszczenie” trzpienia w kości. Pokrycie trzpienia BiHAPro wykonano unikalną technologią, w której na warstwę porowatego tytanu, wykonanego w technice „plasma-spray”, dodatkowo napyłono ciekłą powłokę hydroksyapatytu. Takie połączenie powłok powoduje znaczne przyspieszenie procesu kościotworzenia (właściwości hydroksyapatytu) oraz przerostu kości przez otwarte struktury porów napyłonego tytanu. Połączenie takie daje w rezultacie znacznie większą i bardziej równomiernie rozłożoną powierzchnię kontaktu kości z implantem, co powinno skutkować mniejszą ilością aseptycznych obluzowań. Na stożkowo zakończony trzpień nakładane są głowy ze stopu CoCrMo, Al_2O_3 lub cyrkonii ZrO_2 . Możliwe jest również zastosowanie 7 długości szyjek (rys. 3.31d).

Modułowa panewka BiHAPro (rys. 3.31) składa się z zewnętrznej obejmy wykonanej ze stopu tytanu pokrytego porowatą warstwą na całej powierzchni metodą „plasma spray” (rys. 3.31a,b) oraz polietylenowej panewki współpracującej z metalową lub ceramiczną głową o średnicy $\varnothing 28$ mm (rys.3.31c).

Dostępnych jest 13 wielkości panewek średnicy zewnętrznej od 46 do 70 mm (co 2 mm) zaopatrzonych w 4 otwory do dodatkowego przymocowania do kości miednicznej za pomocą tytanowych śrub o średnicy 6,5 mm [P1].



Rys. 3.31. Modułowa panewka BiHAPro® (a,b,c) oraz głowy (d) Firmy Biomet [P1].

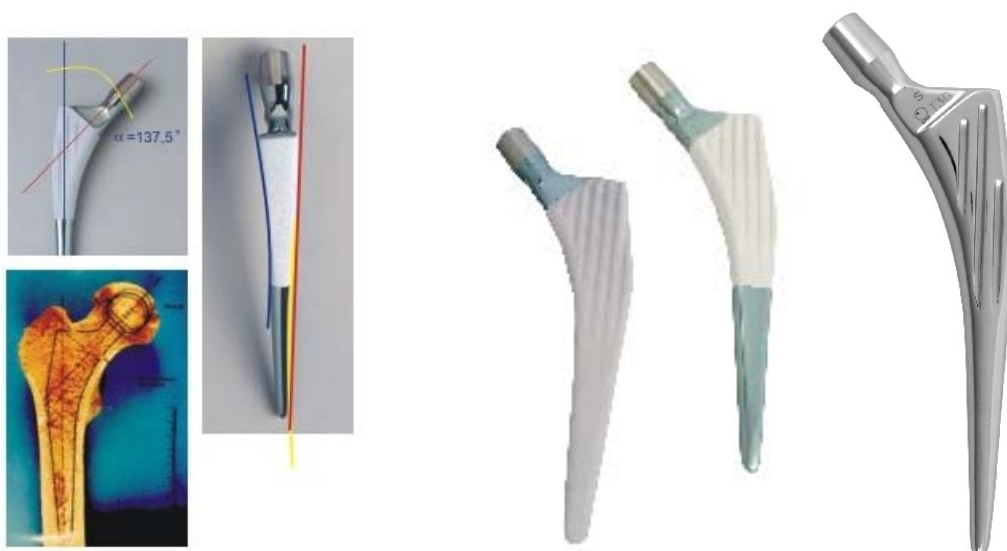
Trzpień **Aura II** Firmy Biomet

Trzpień Aura II (rys. 3.32) to połączenie uniwersalnego, samoblokującego i samocentrującego trzpienia typu Müller ze standardową geometrią endoprotezy anatomicznej. Zastosowanie różnej krzywizny powierzchni bocznej trzpienia daje znakomite dopasowanie do anatomii nasady bliższej kości udowej co znacznie zwiększa powierzchnię kontaktu z implantem. Wygięcie w części dystalnej znacznie ogranicza powikłania skutkujące bólem przy końcu trzpienia. Konstrukcja trzpienia Aura II zachowuje cechy trzpienia samocentrującego i samoblokującego. Trzpień Aura II produkowany jest w wersji

cementowej i dwóch wersjach bezcementowych po 18 rozmiarów (9 lewych i 9 prawych) w każdej wersji. Przewężona szyjka trzpienia w dolnej części znacznie ogranicza możliwość kontaktu między nią a implantem panewki zwiększając zakres ruchu. Trzpień w wersji cementowej jest gładki, polerowany z pionowymi rowkami w części proksymalnej dla lepszego mocowania w cemencie kostnym.

Trzpienie cementowe Aura II wykonywane są ze stali M30NW z przewężeniem 12/14. Mogą współpracować z metalowymi głowami Ø22.2 mm, Ø28 mm, Ø32 mm, oraz wykonanymi z Al_2O_3 o średnicach Ø28 mm i Ø32 mm.

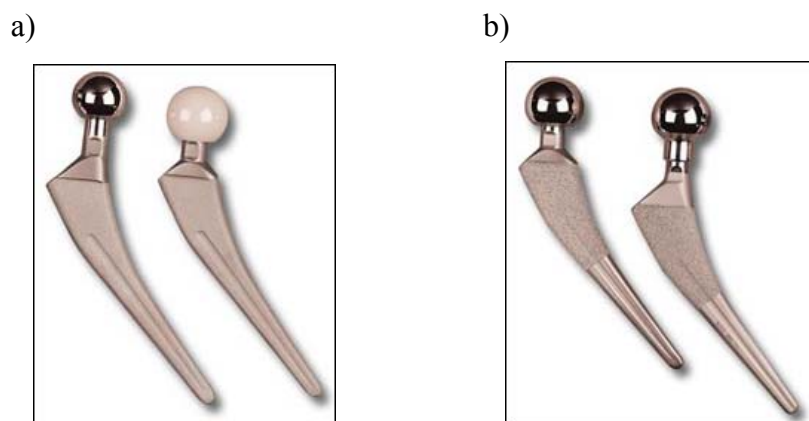
W wersji bezcementowej trzpień pokryty jest w 1/3 części bliższej hydroksyapatytem, a w części dalszej polerowany lub pokryty hydroksyapatytem na całej długości. Pionowe rowki w części proksymalnej zwiększają powierzchnię kontaktu z kością [92].



Rys. 3.32. Trzpień Aura II Firmy Biomet [92].

System endoprotez Taperloc[®] Firmy Biomet

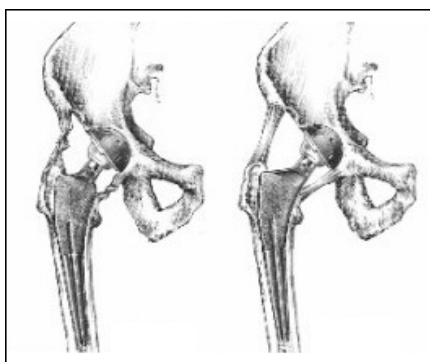
Całkowite endoprotezy Taperlock[®] dostępne są w dwóch wersjach: cementowej (rys. 3.33a) i bezcementowej (rys. 3.33b). Trzpień Taperloc[®] ma w dwóch płaszczyznach kształt klina, co zwiększa jego stabilność rotacyjną. Trzpienie Taperloc[®] należą do samocentrujących w kanale szpikowym, niewymagających stosowania centralizatora. Trzpienie cementowe wykonywane są ze stopu CoCr jako gładkie polerowane, produkowane w 10 rozmiarach ze stożkiem 12/14 współpracujące z głowami ceramicznymi Al_2O_3 lub metalowymi CoCr o średnicach Ø28 mm lub Ø32 mm (rys. 3.33) [92].



Rys. 3.33. Trzpienie **Taperloc®** Firmy bionet: a) cementowy, b) bezcementowy [92].

Trzpienie bezcementowe (rys. 3.33b) produkowane są w 12 rozmiarach ze stopu tytanu w 1/3 bliższej części pokryte są powłoką tytanową wykonaną w technologii „plasma-spray”.

Trzpienie Taperloc® dostępne są w dwóch wersjach: standardowej i „lateral offset” różniące się od tego samego rodzaju trzpienia większą o 6 mm odległością pomiędzy osią trzpienia a środkiem głowy endoprotezy. Rozwiązanie takie pozwala na zwiększenie stabilności, zmniejszenie zjawiska zwicnięcia endoprotezy poprzez zwiększenie napięcia tkanek bez konieczności wydłużania kończyny (rys. 3.34) [92].



Rys. 3.34. Porównanie zastosowania trzpieni Taperloc®: standard i lateral-offset [92].

Trzpień **PPF** proximal press-fit Firmy Biomet

Trzpień PPF (rys. 3.35) jest wykonywany ze stopu tytanu Ti6Al4V ma kształt klina o przekroju prostokątnym na całej długości co znacznie wpływa na stabilizację w kości udowej i brak ruchów rotacyjnych. Prosta konstrukcja trzpienia PPF po stronie pobocznej zapobiega naruszeniu i osłabieniu struktury krętarza podczas przygotowania kanału

szpikowego i wprowadzaniu implantu. Powiększony nieco rozmiar raszpli w części przyśrodkowej i dystalnej w stosunku do implantu daje optymalne proksymalne zamocowanie oraz właściwy rozkład naprężeń na granicy metal-kość. Stożek trzpienia przystosowany jest do standardowych głów 12/14. W wersji pierwotnej trzpienie PPF produkowane są w 13 rozmiarach od 131 do 196 mm i kącie szyjkowo-trzonowym - $128,6^\circ$ [22, 92].



Rys. 3.35. Trzpień **PPF** proximal press-fit Firmy Biomet [92].

Bezczementowa panewka **PPF**

Wykonana ze stopu tytanu Ti6Al4V panewka PPF ma kształt ściętego stożka z samotną gwintem na swojej bocznej powierzchni (rys. 3.36). Zewnętrzna powierzchnia pokryta jest specjalnym „mikroutkaniem” ułatwiającym przerost kości. Produkowane jest 10 rozmiarów panewek w zakresie średnicy zewnętrznej od 44 mm – 71mm, co 3mm. Dostępna jest również panewka PPF z szerszym gwintem do kości osteoporotycznej. Polietylenowa panewka wewnętrzna wykonana jest z materiału ArCom[®] i przeznaczona do głów Ø22.2 mm, Ø28 mm i Ø32 mm. Opcjonalnie dla głów o średnicy Ø28 mm, istnieje możliwość zastosowania panewek właściwych do artykulacji metal-metal lub ceramika – ceramika [92].



Rys. 3.36. Tytanowa panewka PPF [92]

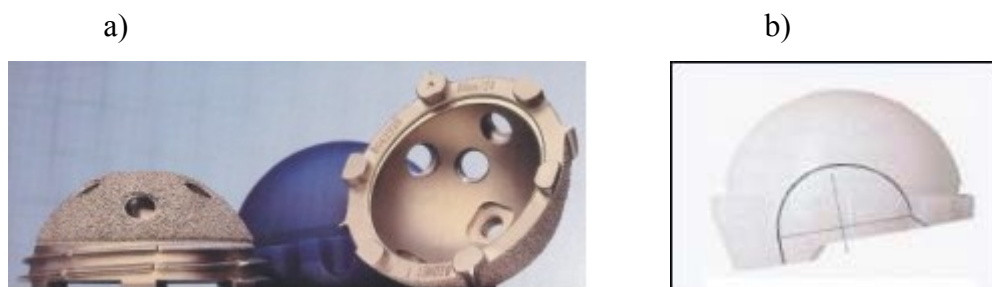
Panewka L-Cup Firmy Biomet

Bezcementowa panewka L-Cup, wykonana z tytanu Ti6Al4V, pokryta jest tytanową okładziną wytwarzaną w technologii „plasma spray” (rys. 3.37). Średnica zewnętrzna panewki zmienia się w zakresie 46-70 mm, ze skokiem co 2 mm. Dostępne są dwie wersje panewek L-cup: „press-fit” lub „częściowy press fit”. Obydwie wersje panewek wyposażone są w otwory do zamocowania śrub panewkowych, z tym, że panewka „częściowy press-fit” oprócz porowatej okładziny wyposażona jest w znajdujący się na obrębkę samocentrujący gwint, który pozwala na uzyskanie doskonałej pierwotnej stabilności bez konieczności użycia śrub panewkowych (rys. 3.37a). Ostateczna stabilizacja osiągana jest dzięki przerostowi kości w porowatej warstwie tytanu na jej zewnętrznej powierzchni.

Wewnętrzna polietylenowa panewka właściwa (rys. 3.37b) współpracująca bezpośrednio z głową wykonana jest ze specjalistycznego, opatentowanego przez Firmę Biomet wysokocząsteczkowego polietylenu ArCom[®], którego odporność na zużycie jest o 47% wyższa od produkowanego tradycyjnymi metodami polietylenu UHMWP.

Panewka właściwa produkowana jest w kilku rozmiarach wewnętrznej średnicy, przystosowanej do współpracy z głowami Ø22.2 mm, Ø28 mm i Ø32 mm.

Istnieje również możliwość zastosowania panewek właściwych metalowych i ceramicznych (rys. 3.38) przeznaczonych przy artkulacji metal-metal lub ceramika-ceramika [92].



Rys. 3.37. Panewki L-cup w wersji „press-fit” oraz „częściowy press-fit” (a) oraz polietylenowa panewka właściwa (b) [92].



Rys. 3.38. Panewka L-cup z panewką właściwą ceramiczną [92].

Panewka S-cup Firmy Biomet

Panewka S-cup wykonana jest ze stopu tytanu Ti6Al4V z samotnącym gwintem na zewnętrznej powierzchni (rys. 3.39). W dnie panewki wykonany jest otwór służący do sprawdzenia poprawności osadzenia implantu w panewce kostnej. Zabezpieczenie kości przed kontaktem z polietylenową panewką uzyskuje się przez specjalną zaślepkę. Produkowanych jest 14 rozmiarów panewek w zakresie od 44 mm do 70 mm co dwa mm współpracujących z polietylenowymi panewkami właściwymi ArCom[®] o średnicach wewnętrznych Ø22,2 mm, Ø26 mm, Ø28 mm i Ø32 mm.

Panewki Firmy Biomet wyposażone są w mechanizm „RingLock” blokujący polietylenową panewkę właściwą w metalowej czaszy. Daje to możliwość wyboru odpowiedniego skojarzenia spośród kilkunastu typów panewek właściwych oferowanych przez Biomet takich jak: nisko profilowana zapobiegająca zwichnięciu, zatraskowa oraz panewka właściwa do skojarzeń metal-metal, ceramika-ceramika (rys. 3.40) [92].



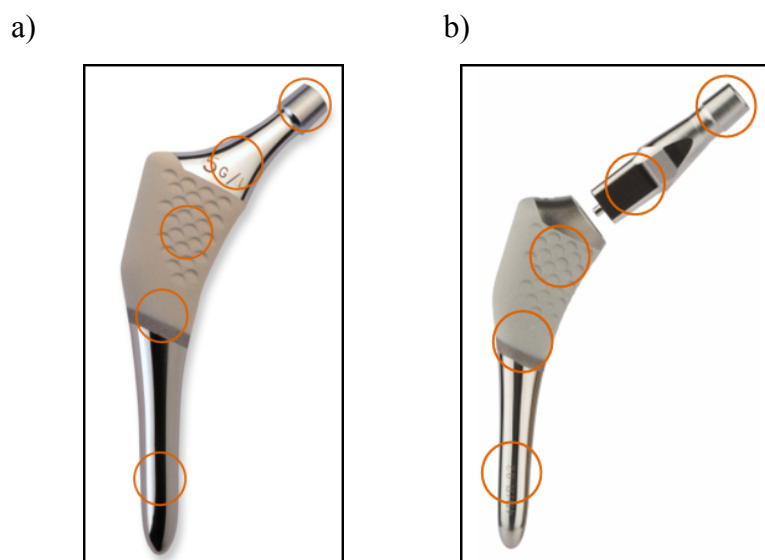
Rys. 3.39. Panewka S-cup Firmy Biomet [92].



Rys. 3.40. Panewka S-cup z panewką właściwą ceramiczną [92].

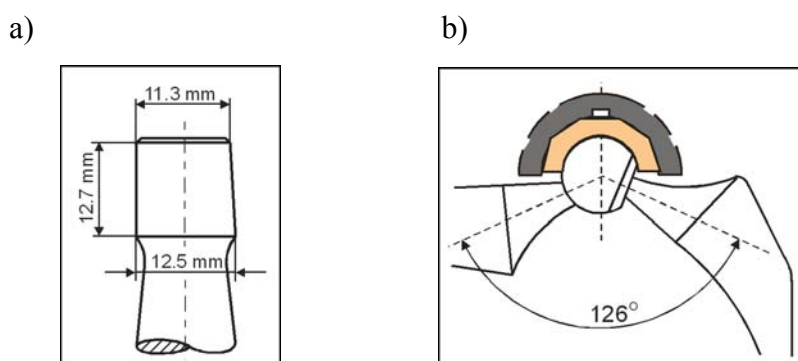
Endoproteza całkowita ABG II Firmy StrykerTM

Protezy ABG II należą do grupy protez becementowych. Trzpienie endoprotez dostępne są w dwóch wersjach: ABG IITM i ABG^{II} modular (rys. 3.41).



Rys. 3.41. Trzpień ABG IITM (a) i ABG IITM modular (b) [93].

Trzpień ABG IITM wykonany jest z ulepszanego stopu tytanowego **TMZFTM alloy** znacznie przewyższającego stosowany Ti6Al4V. W trzpieniu modułowym szyjka wykonana jest ze stopu GADAS Vitalium[®] na bazie CoCr. Stożkowe zakończenie szyjki V40TM (w obydwu rodzajach trzpieni) o kształcie przedstawionym na rys. 3.42a jest różne od innych rodzajów trzpieni, co uniemożliwia zastosowania główek produkowanych przez inne firmy. Wyraźne przewężenie średnicy szyjki poza strefą zamocowania głowy daje pacjentowi szeroki (zbliżony do anatomicznego) zakres ruchu (rys. 3.42b)



Rys. 3.42. Ukształtowanie trzpienia V40TM (a) umożliwiające maksymalny zakres ruchu (b).

Odpowiednio wyprofilowana, pokryta hydroksyapatytem, bliższa część trzpienia ABG IITM posiada specjalne zagłębienia zwiększające czynną powierzchnię kontaktu z kością

(rys. 3.43) i umożliwia bardziej równomierne (zbliżone do anatomicznego) przenoszenie obciążeń ze struktur implantu na kość (rys. 3.45).



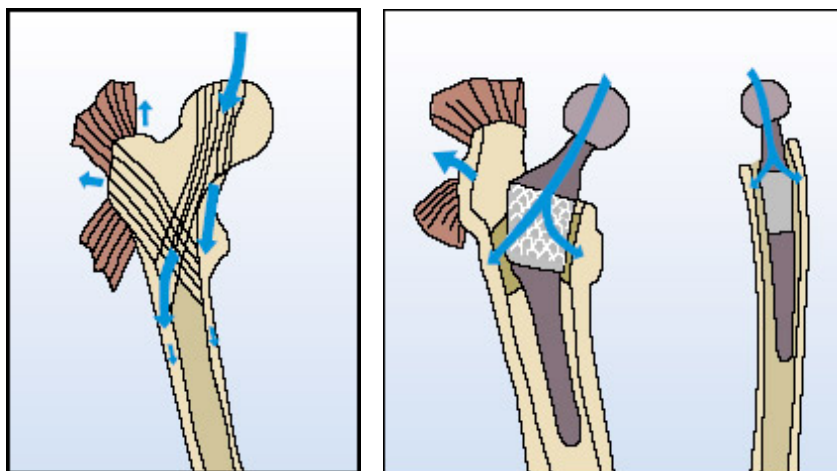
Rys. 3.43. Wyprofilowana powierzchnia części bliższej trzpienia zwiększająca czynną powierzchnię kontaktu implant-kość [93].

Komponenta panewkowa protezy ABG IITM (rys. 3.44) posiada optymalny sferyczny kształt mający możliwość osadzenia „na wcisk” co daje stabilne mocowanie początkowe. Zewnętrzna powierzchnia pokryta jest hydroksyapatytem, a okrągłe rowki zwiększając czynną powierzchnię kontaktu, ułatwiają osteointegrację (rys. 3.45). Panewki ABG IITM produkowane są w wersji z otworami lub bez otworów. Dodatkowe otwory na powierzchni zewnętrznej dają możliwość przykręcenia części panewkowej do kości miednicznej – znacznie poprawiając stabilność osadzenia.

Panewki ABG IITM przystosowane są do współpracy z głowami o średnicy 22.2 mm, Ø28 mm i Ø32 mm w zakresie średnic zewnętrznych odpowiednio 42-70 mm, 46-74 mm i 50-74 mm. Panewka właściwa i głowa wykonane są z najwyższej czystości korundu medycznego Al₂O₃ (ISO-6474), a skojarzenie ceramika-ceramika daje najmniejsze zużycie w węzle łożyskowym panewki (rys. 3.44) [93].



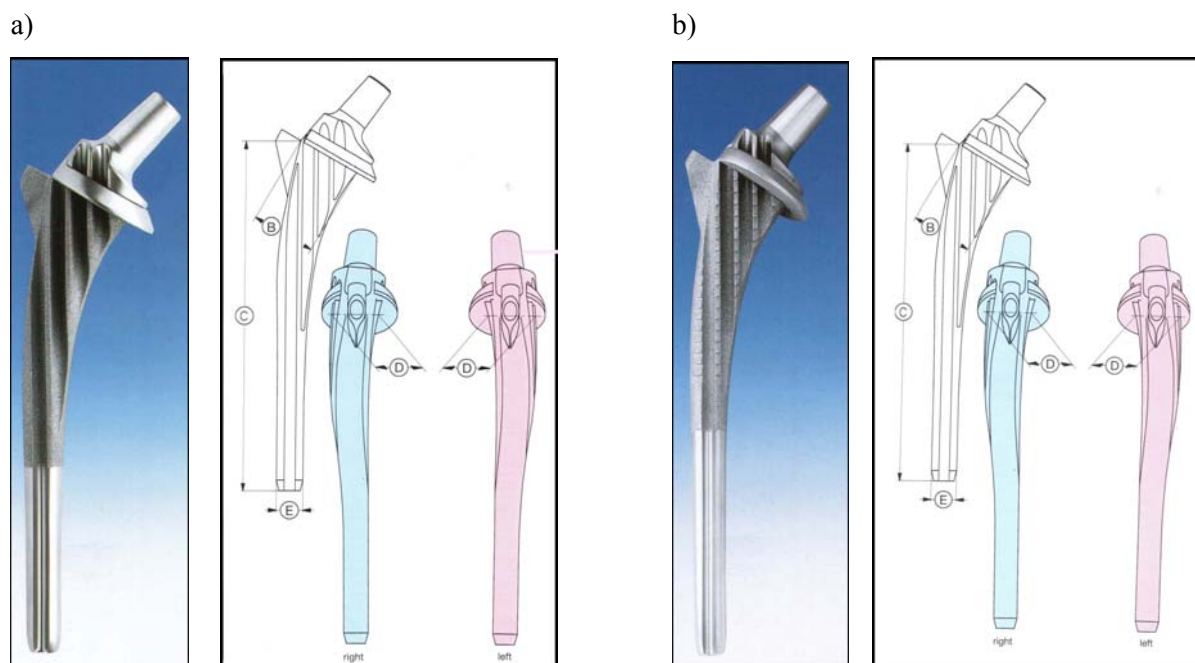
Rys. 3.44. Komponenta panewkowa protezy ABG IITM Firmy Strker [93].



Rys. 3.45. Przenoszenie obciążeń w stawie biodrowym (a) naturalnym (b) z endoprotezą ABG II™ [93].

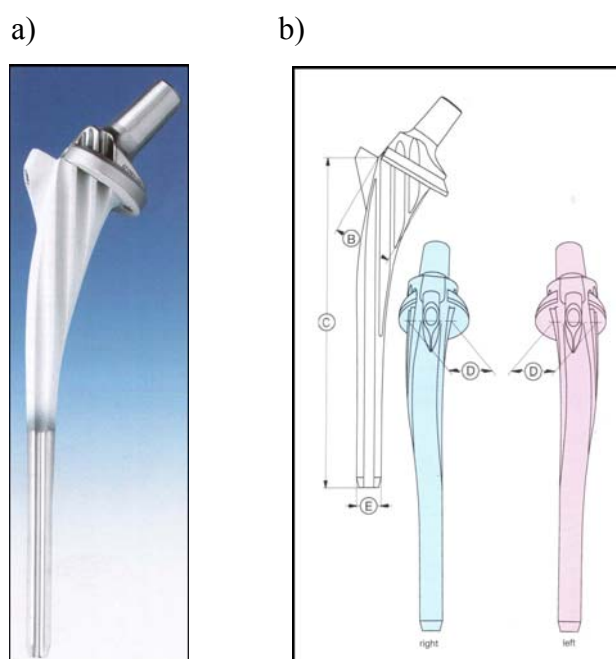
Endoprotezy bezcementowe LINK® RIBBED SYSTEM Firmy WALDEMAR LINK GmbH & Co

Bezcementowe trzpienie LINK® Ribbed System (rys. 3.46) produkowane są ze stopu tytanu Tilostan® Ti6Al4V ISO 5832/III, ASTM F 136. Dostępne są 2 rodzaje trzpieni LINK® Ribbed System: z warstwą porowatą w bliższej części (rys. 3.46a) oraz pokryte hydroksyapatytem (rys. 3.47).

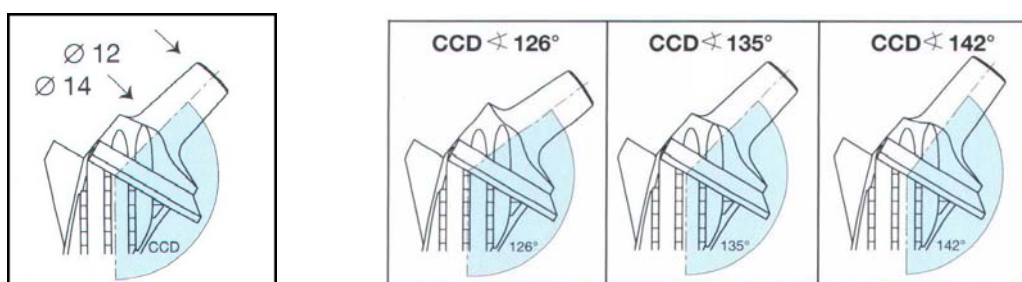


Rys. 3.46. Trzpienie endoprotez LINK® Ribbed System z warstwą porowatą [P4]:

Specjalne rowki w trzpieniach LINK zwiększają czynną powierzchnię kontaktu z kością, przy czym w trzpieniach bez warstwy hydroksyapatytu dostępne są również wersje z dodatkowymi ząbkami służącymi do lepszego zamocowania w kości (rys. 3.46b). Współpraca z głową we wszystkich rodzajach trzpieni LINK® Ribbed System (podobnie jak w większości oferowanych na rynku trzpieni) realizowana jest z pomocą stożka 12/14 mm a kąt szyjkowo trzonowy wynosi 126° lub 135°. W trzpieniach w wersji z ząbkami dostępne są dodatkowo trzpień o kącie szyjkowo-trzonowym 142°(rys. 3.48) [P4].

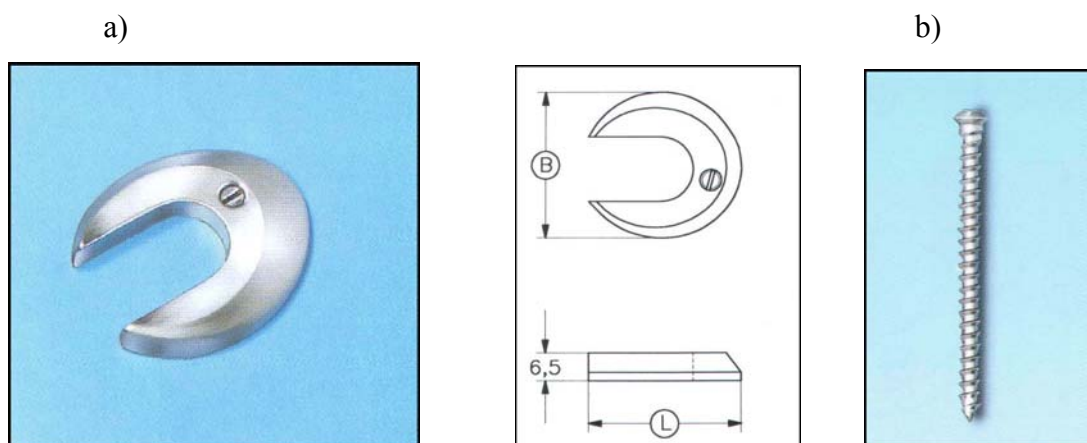


Rys. 3.47. Trzpień endoprotez LINK® Ribbed System z warstwą hydroksyapatytu: a) wersja bez ząbków, b) wersja z ząbkami [P4]:



Rys. 3.48. Stożkowe zakończenie trzpienia przy różnych kątach szyjkowo-trzonowych [P4].

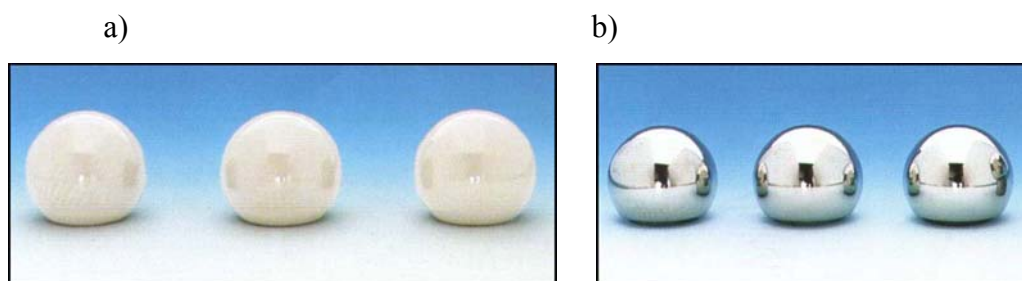
Wszystkie trzpień: LINK® Ribbed System posiadają tytanowe kołnierze (Ti6Al4V) (rys. 3.49a) przykręcane za pomocą specjalnych wkrętów (rys. 3.49b) wykonanych z tych samych materiałów co trzpień i kołnierz. Dostępne są również kołnierze pokryte hydroksyapatytem.



Rys. 3.49. Modułowy kołnierz dla trzpieni LINK[®] Ribbed System (a), wkręt Anchoring Screw [P4].

LINK[®] Ribbed System przewiduje 2 rodzaje główek endoprotez (rys. 3.50):

- a) **Prosthesis Heads A**, wykonane z materiału Biolo[®]x (Al₂O₃) ISO 6474, ASTM F 603 (rys. 3.50a) o średnicach: Ø28 mm i Ø32 mm,
- b) **Prosthesis Heads B** wykonane ze stopu Cobalt-Chromium Alloy ISO 5832/IV, ASTM F 75 (rys. 3.50b) o średnicach: Ø24 mm, Ø28 mm, Ø32 mm.



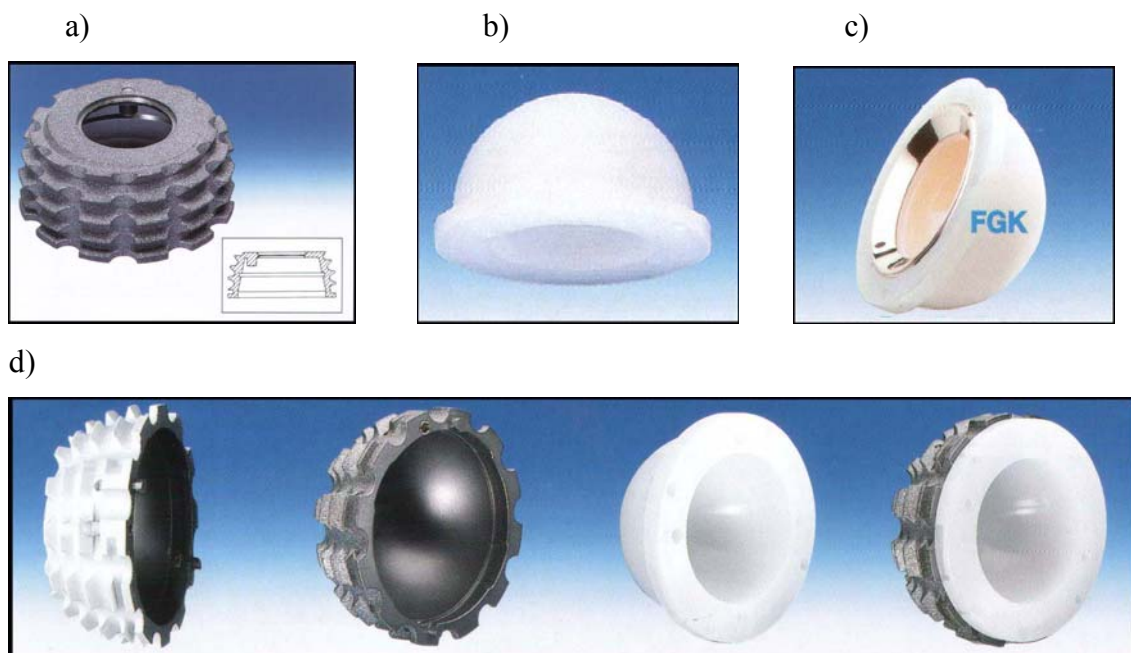
Rys. 3.50. Główki w endoprotezach LINK[®] Ribbed System: a) ceramiczne, b) metalowe [P4].

LINK[®] Ribbed System oferuje dwa rodzaje panewek bezcementowych:

- a) LINK[®] Cementless Screw-in Acetabular Cups **K-Type** z zamienną panewką właściwą.

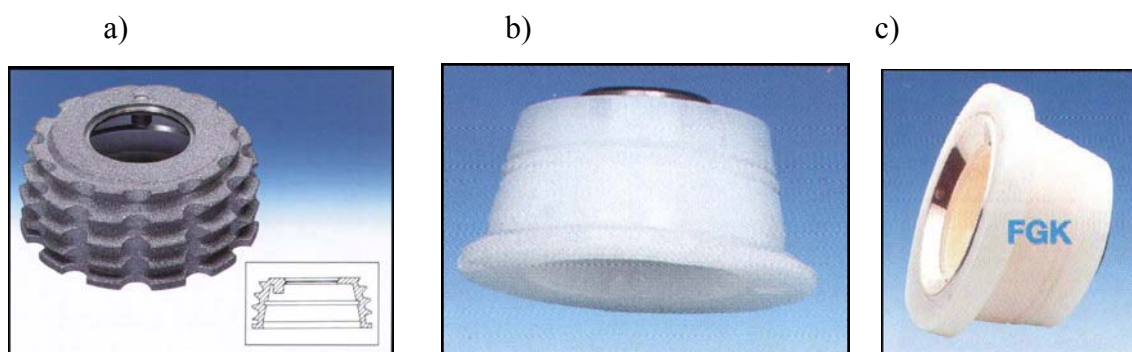
Porowata, lub pokryta hydroksyapatytem, tytanowa obejmka (rys. 3.51a) wykonana ze stopu tytanowego Ti6Al4V mocowana jest na zasadzie osteointegracji w części panewkowej kości miedniczej. Wewnątrz mocowana jest polietylenowa: UHMWP

(ISO 5834/II, ASTM F 648) (rys. 3.51b) lub ceramiczna panewka właściwa (rys. 3.51c), współpracująca z głową o średnicy Ø28 mm lub Ø32 mm (rys. 3.50a,b).



Rys. 3.51. Panewka **K-Type** LINK® Ribbed System: a) metalowa obejmka, b) panewka polietylenowa, c) panewka właściwa ceramiczna, d) skojarzenie panewki właściwej i panewki [P4].

b) LINK® Cementless Serc-in Acetabular Cups V-Type z zamienną panewką właściwą. Mocowana podobnie jak K-V porowata tytanowa (Ti6Al4V) obejmka (rys. 3.52a) przystosowana jest do współpracy z polietylenową (UHMWP) (rys. 3.52b) lub ceramiczną panewką właściwą przystosowaną do współpracy z głowami Ø28 mm i Ø32 mm (rys. 3.50a,b) w skojarzeniu polietylen-ceramika lub ceramika-ceramika.



Rys. 3.52. Panewka **V-Type** LINK® Ribbed System: a) metalowa obejmka, b) panewka polietylenowa, c) panewka właściwa ceramiczna [P4].

3.2.6. Kapoplastyka

Rozwijana dynamicznie od ponad 40 lat całkowita endoprotezoplastyka stawu biodrowego uwalnia od bólu i przywraca chorym zdolność funkcjonalną. Nie rozwiązuje ona jednak wszystkich problemów takich jak:

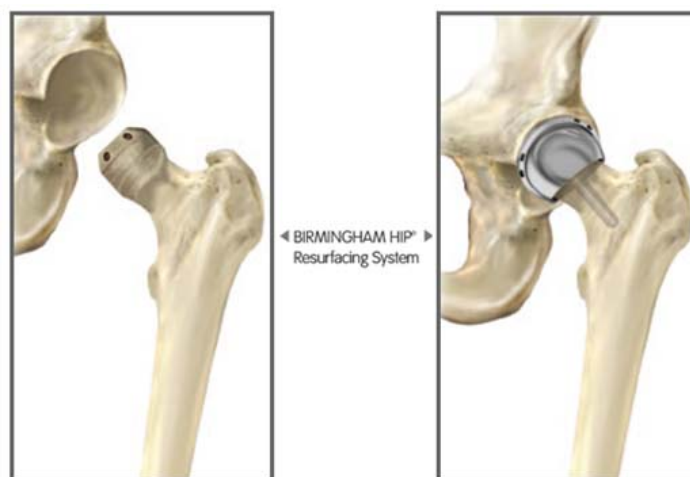
- zwichnięcie stawu,
- obluzowanie elementów endoprotezy, zarówno trzpienia jak i panewki,
- zużycia materiałów, najczęściej polietylenu będącego podstawowym materiałem na panewki większości protez.

Każdy z tych czynników wymusza ograniczenia aktywności chorych po całkowitych alloplastykach oraz wskazuje na ich przydatność dla chorych w starszym wieku. Wszczepienie całkowitej endoprotezy osobie młodej oznacza konieczność nawet kilkukrotnej jej wymiany. Od kilku lat chirurdzy poszukują rozwiązań bardziej fizjologicznych i takim kompromisem wydaje się być kapoplastyka biodra (rys. 3.53).



Rys. 3.53. Kapoplastyka stawu biodrowego [94].

Kapoplastyka należy do całkowitych endoprotezoplastyk stawu biodrowego zastępujących naturalne powierzchnie stawowe metalem o niskiej ścieralności. Panewka osadzona jest w panewkowej części kości miednicznej na zasadzie osteointegracji po wyfrezowaniu resztek chrząstki i warstwy podchrzęstnej. Kapa zamocowana jest przy użyciu cementu, po opracowaniu głowy (wyfrezowanie chrząstki i uformowaniu szkieletu głowy w stożek ścięty) (rys. 3.54).



Rys. 3.54. Zamocowanie metalowej kapy na odpowiednio przygotowanej głowie kości udowej oraz panewki w części panewkowej kości miedniczej [95].

Komponenta udowa nie wnika do kanału szpikowego, nie usuwa się szyjki kości udowej, nie grozi to skróceniem długości kończyny, oraz nie stosuje się polietylenowej panewki właściwej. Minimalne zaburzenia biomechaniczne powinny znacznie zwiększyć żywotność implantu, nawet do 30 lat.

Postęp w inżynierii metali i ich obróbki technologicznej umożliwił wyprodukowanie protezy z główką i panewką wykonaną z metalu o bardzo niskiej ścieralności (rzędu 1 mikrona rocznie). Tak doskonale warunki tribologiczne uzyskano poprzez odpowiedni dobór stopu metalu oraz kształtu powierzchni trących umożliwiającym ograniczone smarowanie płynem stawowym, dającym radykalne zmniejszenie oporów tarcia [17].

Stworzenie takich warunków było możliwe poprzez zaprojektowanie i zastosowanie protezy BHR (Birmingham Hip Resurfacing). W ciągu ostatnich 10 lat wszczepiono około 100000 takich endoprotez a powikłania (w renomowanych ośrodkach) nie przekraczają 1%, i liczba ich wciąż maleje. Dodatkowymi zaletami tej metody są:

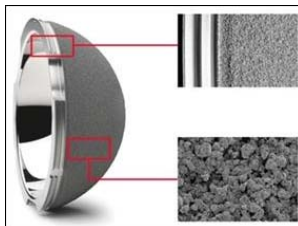
- zachowanie anatomicznego ustawienia głowy i szyjki kości udowej w panewce eliminuje ryzyko zwichnięcia pozwalając na aktywne uprawianie sportu,
- jest to operacja wyprzedzająca użycie trzpienia – w przypadku konieczności rewizji możliwe jest usunięcie głowy i szyjki kości udowej i zaimplantowanie trzpienia z (powiększoną w stosunku do standardowych alloplastyk) głową metalową pozostawiając panewkę z protezy BHP [5, 21, 44].

Przykładem rozwiązania konstrukcyjnego takiego rozwiązania jest endoproteza Durom™ Hip Resurfing Firmy Zimmer (rys. 3.55) [97].



Rys. 3.55. Endoproteza Durom™ Firmy Zimmer [98].

Obydwa elementy składowe endoprotezy Durom™ wykonane są ze stopu $\text{Co28Cr6Mo0,2C/Protasul}^{\text{®}} 21 \text{ WF}$ (ISO 5832-12) przy czym zewnętrzna powierzchnia panewki pokryta jest porowatą warstewką tytanu wykonaną w próżniowej technologii „plasma-spray”(rys. 3.56).



Rys. 3.56. Tytanowa powierzchnia zewnętrzna panewki wykonana w technologii „plasma spray” [98].

4. Dotychczasowe modele biomechaniczne obciążenia stawu biodrowego

Złożony układ ruchowy człowieka składa się z zespołu, wzajemnie powiązanych za pomocą różnych więzadeł (połączenia ściśle) stawów (połączenia wolne) i mięśni sterowanych układem nerwowym. Narząd ruchu człowieka stanowi nierozdzielalną całość anatomiczną przystosowaną do realizacji określonych czynności. Jako całość stanowi łańcuch kinematyczny. Dlatego też każda zmiana w anatomii lub czynności jednego elementu powoduje zaburzenie jego funkcji, biomechaniki a w konsekwencji anatomii pozostałych elementów i całego układu. Zatem przy każdej planowanej korekcji dysfunkcji jednego z jego elementów należy rozpatrywać go jako całość [13].

Narząd ruchu jest poddawany ciągłym statycznym i dynamicznym obciążeniom, które wynikają z masy ciała, oddziaływania mięśni i dynamicznych obciążeń powstających na skutek wykonywania określonych czynności. Występować mogą dwa rodzaje obciążeń: nagłe i przewlekłe. W przypadku pojawienia się nagłego obciążenia może dojść do przekroczenia doraźnej wytrzymałości tkanki kostnej, co może doprowadzić do przerwania jej ciągłości – złamania. Występowanie przewlekłe działających obciążeń powoduje powstawanie powolnych zmian zwyrodnieniowych nazywanych *osteoarthritis*. Narażone na nie są przede wszystkim te części narządu ruchu, w których występują największe obciążenia. Zaliczyć do nich należy: odcinek lędźwiowy kręgosłupa i kończyny dolne a w szczególności elementy kostno-stawowe [13]. Najbardziej obciążonym stawem w układzie lokomocji jest staw biodrowy.

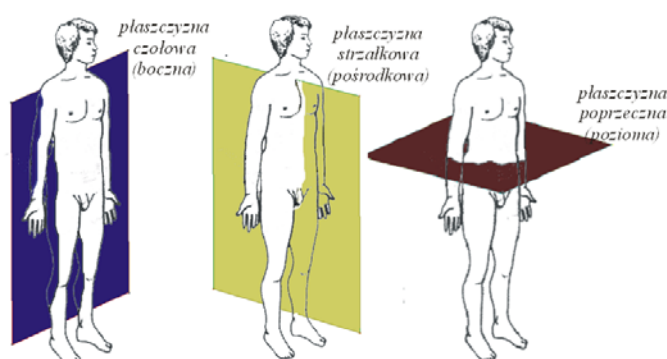
4.1. Analiza rodzajów i zakresu ruchu w stawie biodrowym

Dla zobrazowania rodzajów i zakresu ruchów w układzie kinematycznym, jakim jest ciało człowieka wprowadzono trzy szczególne płaszczyzny ciała względem, których mogą być rozpatrywane ruchy poszczególnych jego części. Są to: (rys. 4.1):

- płaszczyzna czołowa lub boczna (*łac. planum frontale, frontal, lateral plane*), która dzieli ciało na część przednią i tylną,
- płaszczyzna strzałkowa lub pośrodkowa (*łac. planum sagittale, planum medianum, ang. sagittal, median plane*), która dzieli ciało na część lewą i prawą,

- płaszczyzna poprzeczna lub pozioma (*łac. planum transversale, ang. transverse, horizontal plane*), która dzieli ciało na część górną i dolną.

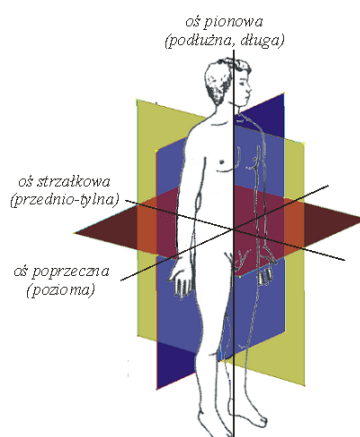
W literaturze można spotkać się z płaszczyznami w liczbie mnogiej: płaszczyzny czołowe, strzałkowe czy poprzeczne będących rodziną płaszczyzn równoległych do wymienionych wyżej. W dobie nowoczesnych technik obrazowania takich jak rezonans magnetyczny czy tomografia komputerowa ma to istotne znaczenie pozwalające na oglądanie, a w szczególności generowanie złożonych struktur anatomicznych na podstawie obrazów poszczególnych „plasterków” ciała człowieka w odpowiedniej płaszczyźnie [45].



Rys. 4.1. Płaszczyzny anatomiczne ciała człowieka [45].

Płaszczyzny w miejscach swoich przecięć tworzą trzy podstawowe osie ciała (rys. 4.2):

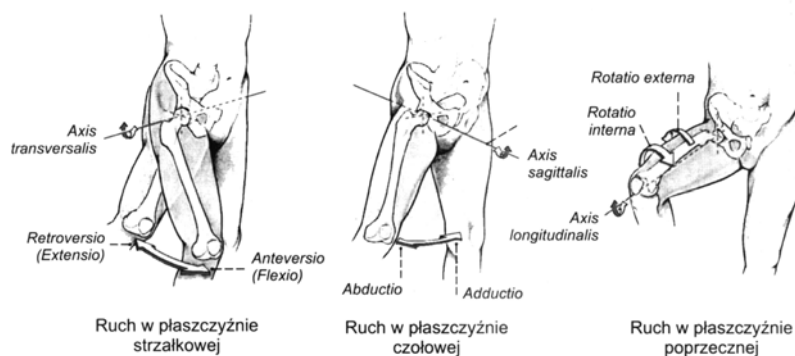
- oś pionowa (podłużna, długa), będąca częścią w wspólną płaszczyzny czołowej i strzałkowej – biegnie od szczytu głowy pionowo w dół do stóp,
- oś poprzeczna (pozioma), będącą częścią wspólną płaszczyzny poprzecznej i czołowej – biegnie poziomo od strony lewej do prawej,
- oś strzałkowa (przednio-tylna), będącą częścią wspólną płaszczyzny poprzecznej i strzałkowej – jest skierowana poziomo od przodu do tyłu [45].



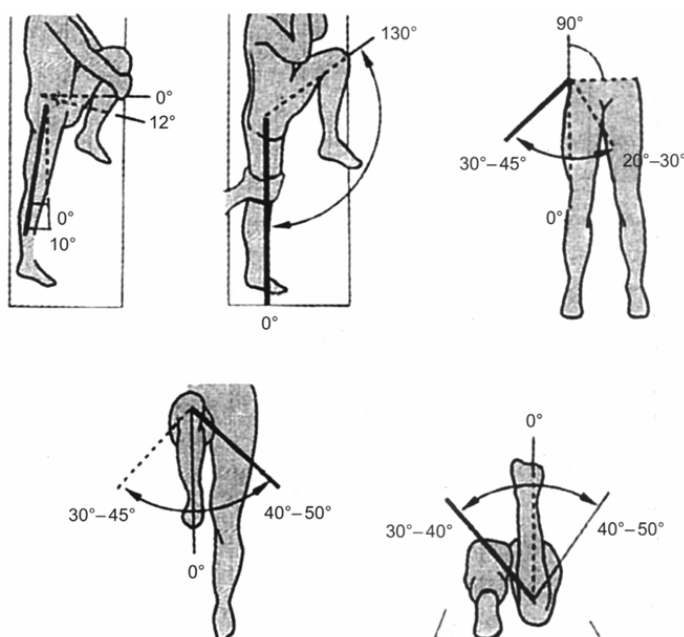
Rys. 4.2. Osie anatomiczne ciała człowieka [45].

W kategoriach mechaniki staw biodrowy jest parą kinematyczną III klasy umożliwiającą wzajemny ruch kulisty. Posiada on trzy stopnie swobody. Niepełne zamknięcie tej pary związane z występowaniem dodatkowych stopni swobody jest określane jako niestabilność stawu biodrowego [28]. Staw biodrowy jest jednym z większych węzłów kinematycznych w układzie ruchu człowieka. Wszystkie ruchy kończyny można rozpatrywać w odniesieniu do trzech podstawowych płaszczyzn [16, 17] (rys. 4.1, 4.2):

- w płaszczyźnie czołowej (osie poprzecznej) odpowiada za zakres ruchu zgięcia i wyprostu o kąty 10° - 0° - 130° ,
- w płaszczyźnie strzałkowej przednio-tylnej reguluje zakres ruchu odwodzenia i przywodzenia kończyn o kąty 40° - 0° - 30° ,
- w osi pionowej (długa oś kończyny podczas wyprostu) reguluje zakres ruchu w przyśrodkowej i zewnętrznej rotacji o kąty 50° - 0° - 40° (rys. 4.3, 4.4).



Rys. 4.3. Rodzaje ruchów w stawie biodrowym [36].



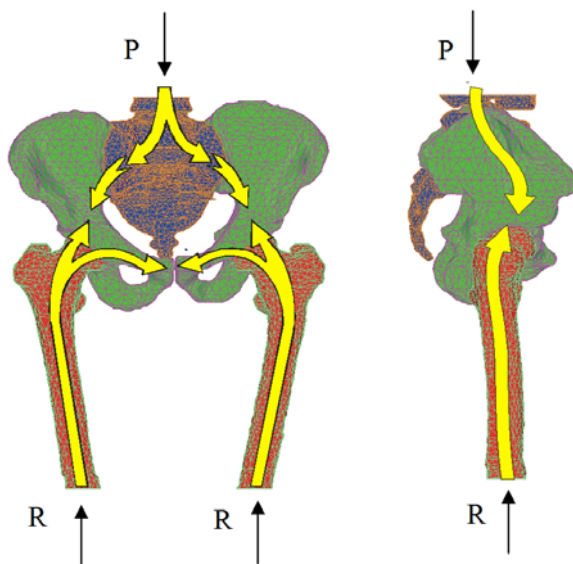
Rys. 4.4. Zakres ruchów w poszczególnych płaszczyznach [36].

4.2. Analiza warunków obciążeń stawu biodrowego

Staw biodrowy wraz z układem kostnym obręczy miednicy, łączy górną część ciała człowieka z kończynami dolnymi za pomocą systemu mięśni szkieletowych, ścięgien i więzadeł.

Struktura obciążenia stawu biodrowego stanowi bardzo złożony układ sił i momentów wynikający z masy ciała oraz czynności, które wykonuje człowiek głównie w czasie chodzenia.

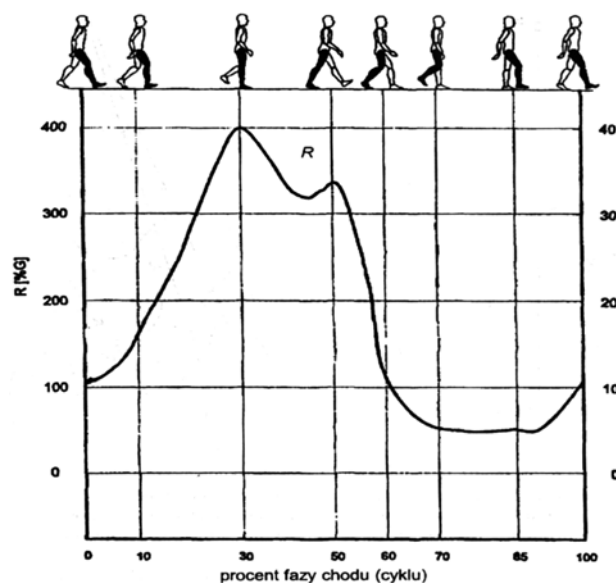
Staw biodrowy bierze udział w przekazywaniu obciążeń z kręgosłupa za pośrednictwem miednicy do kończyn dolnych w warunkach bardzo złożonego ruchu (rys. 4.5).



Rys. 4.5. Przenoszenie obciążeń z kręgosłupa do kończyn dolnych [13].

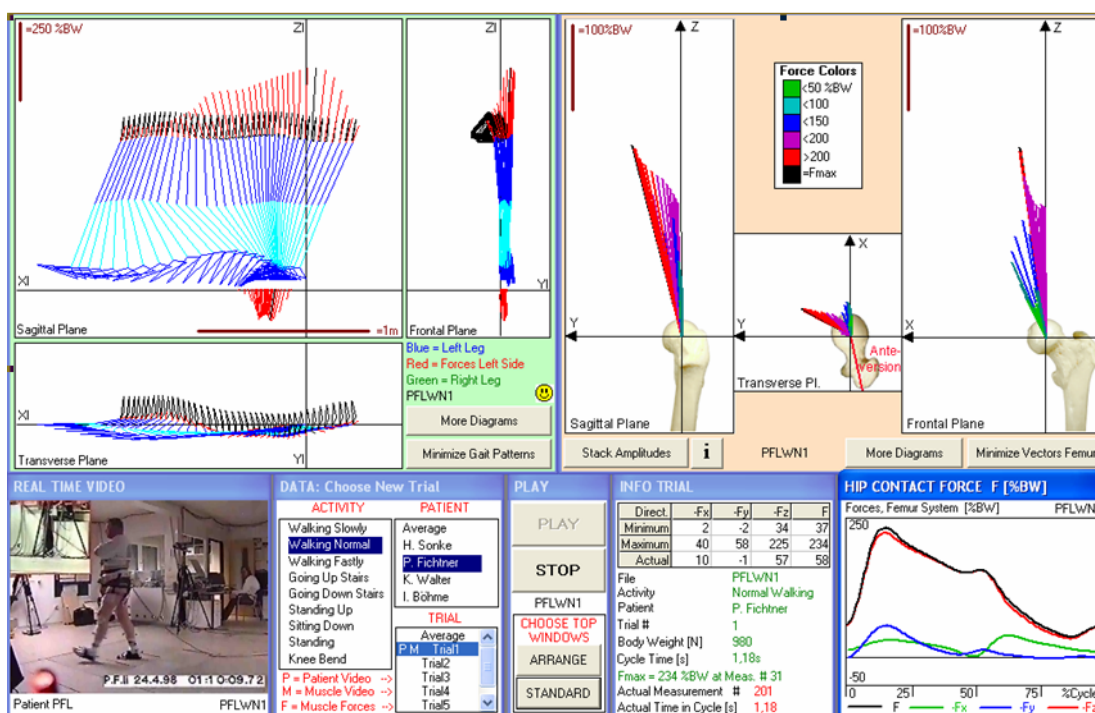
Stan obciążenia całego układu kostnego stawu biodrowego jest wynikiem oddziaływania głowy i panewki stawu biodrowego oraz napięć układu mięśniowego biorącego udział w realizacji ruchu. Układ kostny połączony jest złożonym systemem mięśni. Mięśnie w układzie kończyny dolnej jednym końcem przyczepione są do kości miednicy i kości kręgosłupa, drugim zaś – do kości udowej i kości podudzia (rys. 4.6).

W stawie biodrowym można wykonywać ruchy dookoła trzech głównych osi. Najczęściej określony rodzaj ruchu wywołwany przez skurcz odpowiedniego mięśnia wyraźnie przeważa i stanowi o jego zasadniczej czynności.



Rys. 4.7. Udział procentowy masy ciała w obciążeniu stawu biodrowego [13].

W doświadczeniach nad bio- i patomechaniką stawu biodrowego badane są własności mechaniczne, zwłaszcza sztywność i wytrzymałość na obciążenia uderowe, konstruowanych endoprotez oraz opracowywane modele fizjologicznego rozkładu sił i naprężeń w stawie biodrowym przed i po implantacji endoprotezy. W badaniach tych wykorzystywane są komputerowe techniki numerycznej symulacji z zastosowaniem Metody Elementów Skończonych, których wyniki są weryfikowane w badaniach na modelach fizycznych metodą interferometrii holograficznej lub zastosowaniem tensometrów oporowych [25].



Rys. 4.8. Siły nacisku na głowę kości udowej podczas wykonywania czynności lokomocyjnych wg Bergmana [7]

4.2. Funkcja mięśni w stawie biodrowym

Zasadniczym zadaniem mięśni, jako czynnego narządu ruchu jest powiązanie poszczególnych odcinków ciała w jedną czynnościową całość, utrzymanie narządu ruchu w pożądanym ustawieniu np. pozycja stojąca, siedząca – czynność statyczna mięśni, albo nadanie ciału lub jego odcinkom określonego (układem nerwowym) ruchu – kinetyczna czynność mięśni.

W warunkach fizjologicznych włókna mięśniowe reagują na różnorodne bodźce poprzez skracanie swych składników kurczliwych. W realizacji naturalnych ruchów ustroju skurcz mięśnia odbywa się na skutek bodźca ze strony ośrodkowego układu nerwowego dochodzącego do mięśnia drogą nerwu ruchowego. Część energii mięśnia zostaje zamieniona w pracę mechaniczną, większa część wydzielą się w postaci ciepła.

W ruchach ciała biorą udział przeważnie całe grupy lub łańcuchy kinematyczne mięśni. Izolowana praca poszczególnych mięśni występuje sporadycznie.

W określonym rodzaju ruchu biorą udział mięśnie współdziałające ze sobą (np. w ruchu zginania stawu) są to mięśnie synergistyczne (współdziałające). Mięśnie wykonujące ruch przeciwny (w tym wypadku prostowanie) nazwano antagonistycznymi.

W przypadku każdego ruchu czynnego obie grupy działają równocześnie z tym, że jedna grupa pracuje intensywniej a druga słabiej. W ruchu zgięcia stawu następuje skurczenie mięśni zginaczy, natomiast prostowniki stopniowo rozciągają się zabezpieczając gwałtownym i niekontrolowanym ruchom zginania.

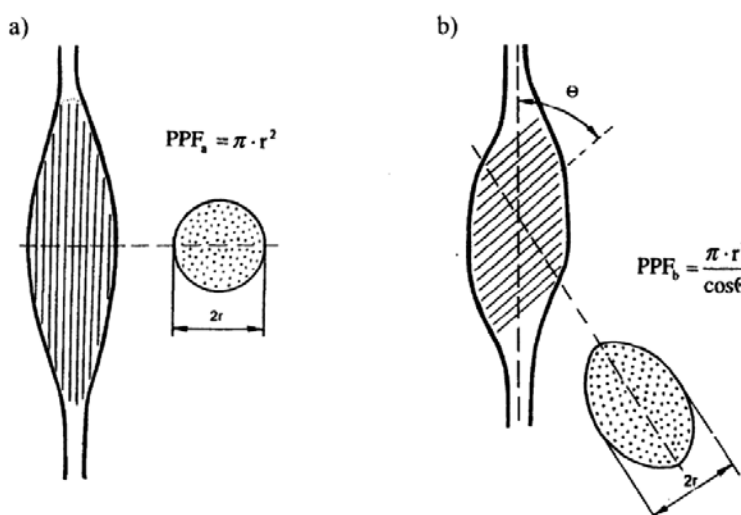
Mięśnie będące czynnym układem ruchu w warunkach technicznych nazywane są siłownikami a ich działanie przenoszone jest na zewnątrz przez bierny układ ruchu którymi są kości i stawy.

Czynności mięśnia rozpatrywane są z uwzględnieniem sił zewnętrznych a ostateczny ich skutek w postaci wykonywanego ruchu (wykonanej pracy) zależny jest od wzajemnych relacji między siłą wytworzoną przez mięśnie a siłami zewnętrznymi. Czynność mięśnia jest wypadkową działania wszystkich sił działających na układ (Orzech, Bober, Zawadzki, Błaszczuk).

Siła pojedynczego mięśnia zależna jest od powierzchni przekroju poprzecznego mięśnia prostopadle do jego osi długiej w najgrubszym miejscu. W przypadku mięśni wrzecionowatych o przebiegu włókien równoległym do osi długiej przekrój ten przebiega prostopadle do wszystkich włókien. W takim przypadku poprzecznie wykonany przekrój jest przekrojem fizjologicznym.

W przypadku mięśni pierzastych, których włókna nie są równoległe do osi długiej mięśnia, przekrój wykonany prostopadłe do tej osi nie jest przekrojem fizjologicznym. Przekrój fizjologiczny mięśnia pierzastego można otrzymać w wyniku przecięcia go prostopadłe do jego włókien (Bober, Zawadzki) (rys. 4.9).

Wartość siły mięśnia wiąże się wprost z jego przekrojem fizjologicznym, a stosunek siły mięśnia do jego przekroju fizjologicznego nazwano siłą właściwą. Jej wartość waha się w przedziale $16 - 30 \text{ N/cm}^2$ (M. Mc Donach, C. Davis, 1984). W piśmiennictwie spotyka się inne dane często wyższe a rozpiętość danych bierze się z zastosowanych metod pomiaru przekroju fizjologicznego lub rodzaju badanych mięśni. Za wartość średnią przyjmuje się 30 N/cm^2 . Siłę mięśni F_m wrzecionowych wyznacza się z zależności:



Rys. 4.9. Powierzchnie przekroju fizjologicznego (PPF) mięśni: a) wrzecionowaty, b) pierzasty

$$F_m = F_w \cdot PPF_a$$

gdzie:

F_w – siła właściwa mięśnia

PPF_a – pole przekroju mięśnia

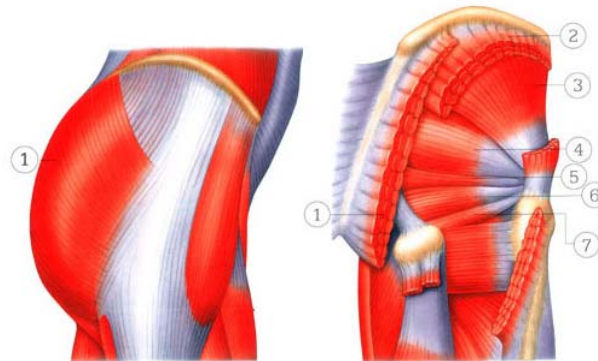
$PPF_a = \pi \cdot r^2$, gdzie r jest połową grubości mięśnia

W przypadku mięśnie pierzastego jego siłę wyznacza się z zależności:

$$F_m = F_w \cdot PPF_b$$

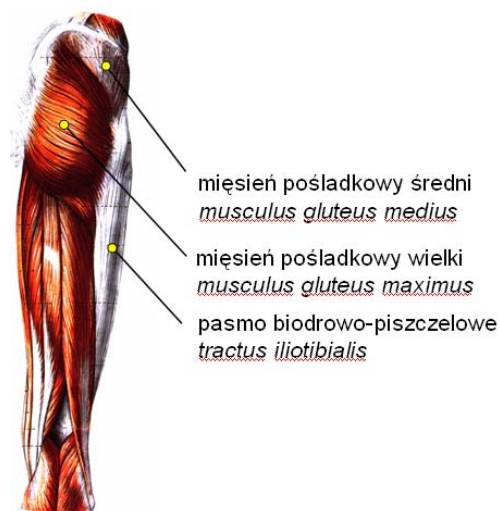
$PPF_b = \frac{\pi \cdot r^2}{\cos \Theta}$ gdzie r jest połową grubości mięśnia, a Θ – kąt pierzowatości

Wraz z przyjęciem przez człowieka postawy wyprostnej i rozpoczęciem chodu dwunożnego nastąpiło uwolnienie stawów ramieniowych od zadań związanych z chodzeniem a funkcję ich przejęły stawy biodrowe. Poza czynnościami lokomocyjnymi stawy biodrowe dodatkowo muszą podolać obciążeniom związanym z przeniesieniem na nie ciężaru całego ciała. Dlatego też potężny płaszcz mięśniowy otaczający staw biodrowy (rys. 4.10, rys. 4.11, rys. 4.12) związany jest z utrzymaniem pionowej postawy ciała i chodzenia.



Rys. 4.10. Okołostawowy płaszcz mięśniowy [106]

- 1 – mięsień pośladkowy wielki (*m. gluteus maximus*)
- 2 – mięsień pośladkowy średni (*m. gluteus medius*)
- 3 – mięsień pośladkowy mały (*m. gluteus minimus*)
- 4 – mięsień gruszkowaty (*m. piriformis*)
- 5 – mięsień bliźniaczy górny (*m. gemellus superior*)
- 6 – mięsień zasłaniacz wewnętrzny (*m. obturator internus*)
- 7 – mięsień bliźniaczy dolny (*m. gemellus interior*)



Rys. 4.11. Mięśnie pośladkowe oraz mięśnie grupy tylnej; warstwa powierzchowna [36].



Rys. 4.12. Mięśnie pośladkowe i mięśnie grupy tylnej uda; warstwa głęboka [36]

Podczas chodzenia mięśnie zginacze i prostowniki kurczą się naprzemiennie. Wykonywanie kolejnych wykroczeń naprzemiennie prawą i lewą nogą ułatwia unoszenie miednicy po stronie wykroczeń czego rezultatem jest brak poślizgu i zahaczania stóp o podłoże. Mechanizm unoszenia miednicy nie zależy tylko od skurczu mięśni obręczy kończyny dolnej po tej samej stronie. W momencie unoszenia jednej z kończyn dolnych następuje chwilowy brak drugiego punktu podparcia. Mięśnie odwodziciele uda (mięsień pośladkowy średni i mały) podczas chodzenia mają znacznie większe znaczenie niż tylko odwodzenie w stawie biodrowym. W zależności od tego czy ruch następuje po stronie kończyny unoszonej czy stojącej zmieniają się punkty przyczepów początkowych i końcowych tych mięśni. W przypadku unoszenia kończyny (wykroczeń), druga kończyna jest nieruchoma. Mięśnie pośladkowe średni i mały (zaczepione jednym końcem na kości biodrowej a drugim na kości udowej) na nieruchomej kończynie kurczą się co powoduje przyciągnięcie grzebienia i talerza kości biodrowej ku dołowi a tym samym uniesienie biodra po stronie wykroczeń. Naprzemiennie skurcze mięśni odwodzicieli stawu biodrowego powtarzające się regularnie podczas chodzenia tłumaczą ich silny rozwój u ludzi – ponieważ ich zadaniem jest nie tylko odwodzenie kończyny dolnej w stosunku do tułowia ale przede wszystkim dźwiganie ciężaru tułowia w czasie chodzenia [36].

W postawie stojącej u człowieka ciężar tułowia przenoszony jest na stawy biodrowe. Aby podołać temu zadaniu i zrównoważyć masę ciała podczas wykonywania poszczególnych ruchów, siły mięśni zginaczy i prostowników muszą odpowiadać pewnym wymogom.

Odchylony od płaszczyzny pośrodkowej ciała, przebieg osi obciążeń kośćca przez ciężar tułowia, a także rozłożenie punktów podparcia głowy, nie zapobiegają pochyleniu się tułowia do przodu w razie osłabienia siły mięśni grzbietu. Zmienia się wówczas przebieg osi nacisku na stawy biodrowe; do tego więc aby ją odpowiednio ustalić, potrzebna jest współpraca mięśni prostowników stawu biodrowego. Różnicę w czynności i sile działania mięśni prostowników i zginaczy stawu biodrowego można wytłumaczyć nie tylko na podstawie ich zadań związanych z utrzymaniem postawy wyprostnej, ale również obserwując ich działanie w czasie chodu. Przy pokonywaniu wysokości np. w czasie wchodzenia na schody mięśnie zginacze dźwigają jedynie ciężar kończyny dolnej, natomiast mięśnie prostowniki muszą podołać podźwignięciu pozostałej części ciała. Ponieważ ciężar kończyny równa się w przybliżeniu $1/6$ masy ciała to mięśnie prostowniki są pięciokrotnie silniejsze od mięśni zginaczy [36].

Ciężar tułowia ze stawów biodrowych jest przenoszony na stawy kolanowe za pośrednictwem prawego i lewego uda. Oś kości udowej nie jest linią prostą łączącą staw kolanowy ze stawem biodrowym. Wynika to z kąta jaki powstaje między osią szyjki a osią trzonu kości udowej. Oś, wzdłuż której przenoszony jest ciężar ciała nie jest równoległa do długiej osi kości udowej. Z powodu obciążenia dochodzi do wyraźnego ugięcia kości udowych. Część sił ciężkości działających na staw kolanowy jest przenoszona przez biegnący wzdłuż bocznej powierzchni uda łącznotkankowy pas powięzi szerokiej uda nazywany pasmem biodrowo-piszczelowym. Pasma to rozpościera się między kością biodrową (dokładnie grzbietem biodrowym) a kością piszczelową (przyczepia się do jej kłykcia bocznego). W pasmo biodrowo-piszczelowe wplatają się włókna dwóch mięśni: napinacza powięzi szerokiej z przodu i górnej części mięśnia pośladkowego wielkiego z tyłu. Działanie obu wymienionych mięśni polega m.in. na przeciwstawianiu się siłom nacisku wywieranym przez ciężar ciała na przyśrodkową część uda. Mięśnie wplatające się w pasmo biodrowo-piszczelowe wspomagają ponadto ruchy odwodzenia w stawie biodrowym i ruch prostowania w stawie kolanowym [36].

4.3. Analiza modeli obciążeń stawu biodrowego

Powstało wiele modeli obciążenia stawu biodrowego jak np. Model Pauwels'a, Maqueta, Bombelego, Huiskesa, Bergmana, Będzińskiego [5, 6, 9, 13, 15, 42, 47,]. Według wielu autorów podstawowe znaczenie w obciążeniu stawu biodrowego, które należałoby uwzględnić przy modelowaniu mają:

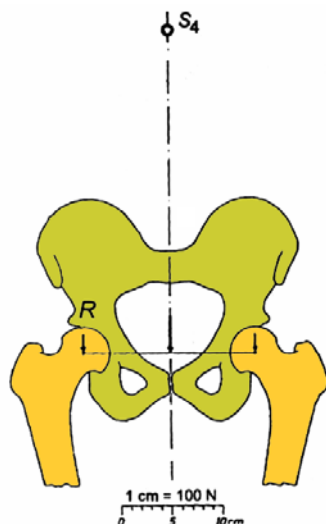
- mięśnie pośladkowe (gluteus), dla obciążeń boczno-przyśrodkowego zginania,
- mięsień dwugłowy uda, mający istotne znaczenie dla oddziaływań przednio-tylnych,
- pasmo biodrowo-piszczelowe odwodzicieli (tractus iliotibialis),
- pasmo odwodzicieli mające większe znaczenie w obciążeniu kości udowej niż pasmo przywodzicieli,
- grupa mięśni rotatorów, podczas symulacji ruchu kończyny w płaszczyźnie strzałkowej, które wywołują ze względu na swoją funkcję i usytuowanie moment skręcający kość udową [13].

4.3.1. Model Pauwels'a

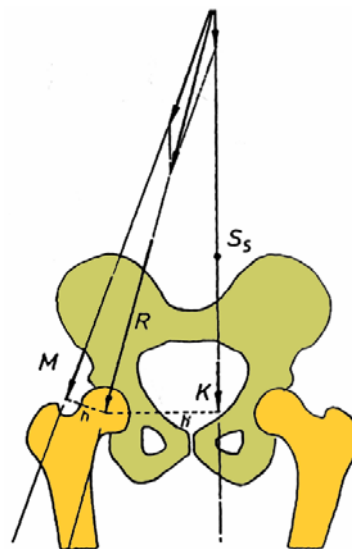
Model Pauwels'a przedstawia dwie sytuacje w obciążeniu stawu biodrowego: przypadek obciążenia obunożnego (rys. 4.13) oraz przypadek stania na jednej kończynie dolnej (rys. 4.14). W przypadku podparcia obunożnego przyjmuje się, że w środku ciężkości S_4 obciążenia od głowy, tułowia i kończyn górnych stanowią 62% masy ciała. W przypadku podparcia na jednej nodze staw biodrowy przenosi obciążenia od głowy, tułowia, kończyn górnych oraz drugiej kończyny dolnej. Środek ciężkości przenosi się wówczas do punktu S_5 a wypadkowe obciążenie K stanowi w tym przypadku 81% masy ciała. W tym przypadku wektor wypadkowy siły R jest skierowany do punkt obrotu O – środek anatomiczny głowy kości udowej.

W modelu Pauwels'a przyjmuje się, że podczas jednostronnego obciążania kończyny, całkowita wartość siły obciążającej staw biodrowy wynika z oddziaływań masy ciała oraz z sił mięśni okołostawowych.

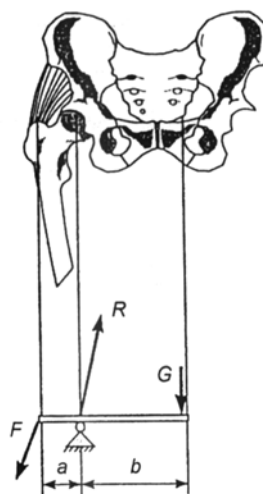
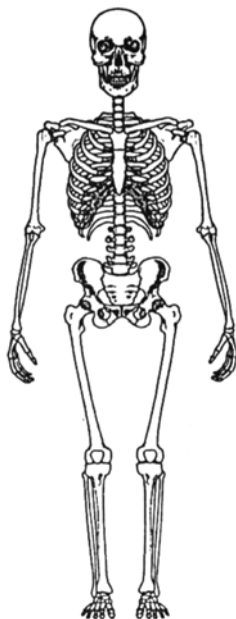
Relacje obciążeń zachodzące w stawie biodrowym zostały przedstawione graficznie za pomocą dźwigni dwuramiennej, w której punkt podparcia znajduje się w środku stawu biodrowego (rys. 4.15). Podejście takie jest znacznym uproszczeniem skomplikowanego zależnego od wielu czynników stanu obciążeń w stawie biodrowym [13, 47].



Rys. 4.13. Obciążenie stawu biodrowego podczas stania na obu nogach, kończyny obciążone symetrycznie: S_4 – środek ciężkości tułowia oraz kończyn górnych, R – siła działająca na główkę kości udowej [10].



Rys. 4.14. Obciążenie stawu podczas ruchu, faza obciążenia jednej nogi: S_5 – środek ciężkości ciała, oddziaływanie tułowia, kończyn górnych, głowy, bez drugiej kończyny dolnej, K – wypadkowa siła oddziaływania mas ciała, M – oddziaływanie mięśni odwodzących, R – reakcja wypadkowa oddziaływania na główkę kości udowej [10].



Rys. 4.15. Model dźwigni dwuramiennej modelującej obciążenia głowy kości udowej podczas stania na jednej nodze [13].

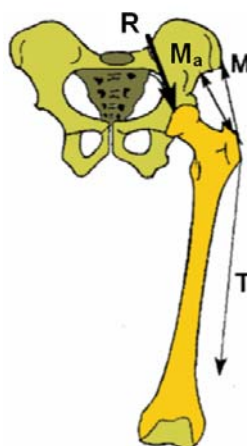
Analiza obciążeń z wykorzystaniem dźwigni dwuramiennej jest w przybliżeniu słuszna tylko w przypadku stanu równowagi, kiedy środek ciężkości ciała znajduje się w płaszczyźnie czołowej. W przypadku wykonywania jakiegokolwiek ruchu następuje zmiana położenia środka ciężkości ciała, co wywołuje zmianę obciążeń – kierunków i wartości sił

pochodzących od uaktywniających się grup mięśniowych dla utrzymania ciała w stanie równowagi [13].

Wektor wypadkowej siły R w modelu Pauwels'a dla przypadku stania na jednej nodze jest przyłożony pod kątem 16° w punkcie O , który pokrywa się z anatomicznym środkiem głowy kości udowej (rys. 4.14). Kierunek siły odwodzicieli M biegnie od punktu O do szczytu krętarza większego, kierunek siły K pochodzącej od masy ciała przebiega od punktu obrotu O do punktu K , który jest rzutem środka ciężkości na poziomą biegnącą przez punkt obrotu O . Siła R jest wypadkową wielkości zredukowanego ciężaru ciała $P_z = 0,81P$ oraz siły mięśni odwodzicieli w stawie biodrowym (mięsień pośladkowy średni i mały), które stabilizują miednicę i równoważą masę ciała [13, 47].

4.3.2. Model Maquet'a

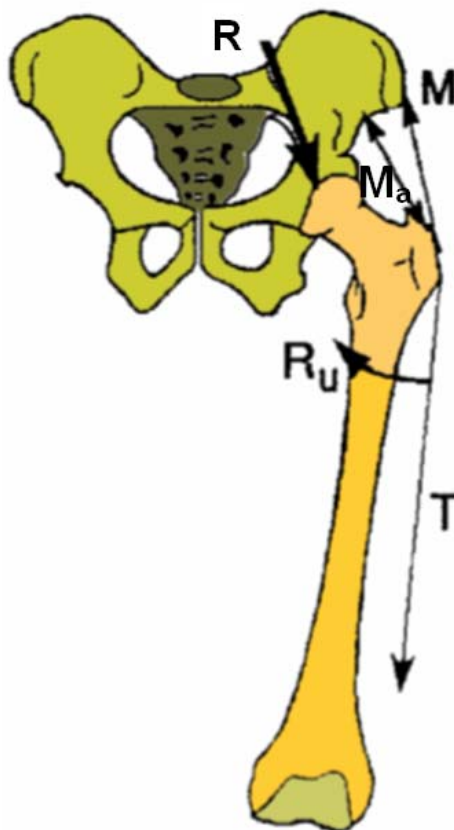
Model Maquet'a (rys. 4.16) powstał na bazie modelu Pauwels'a. W modelu tym odmiennie przedstawiono rolę pasma biodrowo-piszczelowego. W modelu pasmo zewnętrzne powięzi szerokiej uda napinane jest przez mięsień odwodzący. Symulowane jest ono jako ścięgno biegnące wzdłuż trzonu kości udowej od stawu kolanowego do kości miednicy. Cięgno to opiera się na krętarzu wielkim kości udowej, mając możliwość ślizgania się po nim. Tak zamodelowanie oddziaływanie pasma biodrowo-piszczelowego daje dodatkową siłę poziomą, która stabilizuje staw biodrowy. Model Maquet'a, który w porównaniu z innymi modelami inaczej uwzględnia oddziaływanie mięśni, wykazuje większą zgodność z anatomią górnej części kończyny dolnej [13].



Rys. 4.16. Model obciążenia stawu biodrowego wg Maqueta [13].

74.3.3. Model Będzińskiego

Zarówno model Maquet'a jaki i Pauwels'a przedstawiają układ sił działających na miednicę (wraz z górną częścią kończyny dolnej) tylko w płaszczyźnie czołowej. Będziński w swojej pracy [12, 13] przedstawił nowy model obciążenia stawu oparty na modelu Maquet'a, w którym przedstawił dodatkowo rolę mięśni rotatorów R_u powodujących skręcanie kości udowej względem miednicy (rys. 4.17).



Rys. 4.17. Autorski model (powstały w Zakładzie Doświadczalnej Analizy Konstrukcji Inżynierskich i Biomechanicznych) [12, 13].

W tym modelu pasmo biodrowo-piszczelowe również miało możliwość przesuwania się po powierzchni zewnętrznej krętarza większego. W układzie obciążającym zastosowano siły wypadkowe stawu biodrowego: oddziaływanie mas tułowia na głowę kości udowej R , odwodźcicieli M_a i pasma biodrowo-piszczelowego M , T (ślizganie po krętarzu) oraz siły rotacyjne R_u . Autor podaje [12, 13, 39, 58, 60], że opracowany model wynika z badań eksperymentalnych prowadzonych na modelach fizycznych, w tym na preparatach. W pracy kierowano się tym modelem, ponieważ grupuje on podstawowe siły działające w strefie funkcjonowania stawu biodrowego.

5. Wykorzystanie metody elementów skończonych (MES) do analizy biomechanicznej endoprotezoplastyki

Rozwój metody elementów skończonych służących do rozwiązywania problemów mechaniki nastąpił w połowie lat sześćdziesiątych ubiegłego stulecia. Przez pierwsze piętnaście lat była ona przedmiotem intensywnych badań dających ukształtowanie jej generalne zasady oraz podstawy matematyczne. Już w połowie lat siedemdziesiątych MES znalazła powszechne zastosowanie w projektowaniu inżynierskim dzięki opracowaniu równoległe z teorią metody, odpowiednich systemów obliczeniowych instalowanych na ówczesnych wielkich komputerach.

Ogromny postęp w zastosowaniu MES w działalności inżynierskiej nastąpił w połowie lat osiemdziesiątych dzięki pojawieniu się komputerów osobistych (PC), które dały możliwość zainstalowania systemów obliczeniowych stosowanych na dużych jednostkach, upowszechniając w ten sposób efektywne narzędzie projektowania i rozwiązywania problemów analiz.

MES stała się bardzo przydatnym narzędziem w projektowaniu inżynierskim mającym wielkie możliwości. Należy jednak pamiętać, że jest to metoda przybliżona a jej wyniki odnoszą się do modeli, [52, 79, 80]. Im bardziej model odpowiada rzeczywistemu obiektowi, tym wyniki są bardziej wiarygodne.

5.1. Ogólna charakterystyka metod obliczeniowych

Większość problemów mechaniki sprowadza się do wyznaczenia pól różnych wielkości (przemieszczeń, naprężeń, temperatury, itp.) występujących materialnej przestrzeni wypełnionej bądź przez ciało stałe bądź ciecz lub gaz tworząc w ten sposób kontinuum. Pole szukanych wielkości w rozpatrywanym kontinuum jest określone przez nieskończoną liczbę parametrów należących do kontinuum. Opis matematyczny pola uzyskuje się poprzez badanie nieskończenie małego fragmentu ośrodka ciągłego. Wynikiem tych analiz są zwykle równania różniczkowe opisujące matematyczny model problemu. Rozwiązania w zamkniętej postaci odnoszą się do prostych przypadków, co do kształtu kontinuum jak i warunków początkowo-brzegowych, a metody, za pomocą których, uzyskuje się takie rozwiązania nazywane są metodami analitycznymi.

Skomplikowane kształty obiektów technicznych, ich złożone właściwości oraz różnego rodzaju uwarunkowania mogą być rozwiązane tylko w sposób uproszczony, a osiągnięcie to jest tylko przez dyskretyzację. W procesie tym następuje przekształcenie pola, wyrażonego za pomocą nieskończonej liczby parametrów, w opis wyrażony przez skończoną liczbę wartości zlokalizowanych w skończonej liczbie punktów (węzłów).

Poza wyborem parametrów i węzłów należy założyć funkcjonalny opis zmienności pola między węzłami. Zakładane funkcje są nazywane funkcjami interpolacyjnymi lub funkcjami kształtu, a właściwe dobranie węzłów, parametrów i funkcji interpolacyjnych decyduje o dokładności i poprawności rozwiązań przybliżonych. W wyniku dyskretyzacji powstaje tzw. dyskretny model obliczeniowy.

Istnieją dwie drogi dochodzenia do modelu dyskretnego:

- dyskretyzacja równań różniczkowych – opisująca kontinuum, prowadząca do klasycznej metody różnic skończonych (MRS).
- dyskretyzacja fizyczna – polegająca na podziale rozpatrywanego kontinuum na skończoną liczbę części (elementów) o podobnym kształcie, założeniu sposobu połączeń elementów w węzłach, przyjęciu parametrów węzłowych oraz funkcji interpolacyjnych, ustaleniu związków między parametrami węzłowymi i połączeniu elementów w całość, co w konsekwencji prowadzi do metody elementów skończonych (MES).

Obydwie metody należą do metod numerycznych, a wyniki rozwiązań w obydwu metodach dotyczą zbiorów wartości poszukiwanego pola w skończonej liczbie punktów, z tym, że w MES dzięki przyjętym funkcjom interpolacyjnym uzyskuje się opis przybliżony dla całego obszaru [52, 77, 78, 81].

5.2. Syntetyczny opis MES

Metoda elementów skończonych może mieć różne reprezentacje:

- reprezentacja przemieszczeniowa – przy poszukiwaniu wielkości geometrycznych (występuje w niej analogia do klasycznej metody przemieszczeń)
- reprezentacja naprężeniowa – przy poszukiwaniu wielkości statycznych
- reprezentacja hybrydowa – przy części niewiadomych typu geometrycznego a części statycznego.

MES występuje w różnych ujęciach:

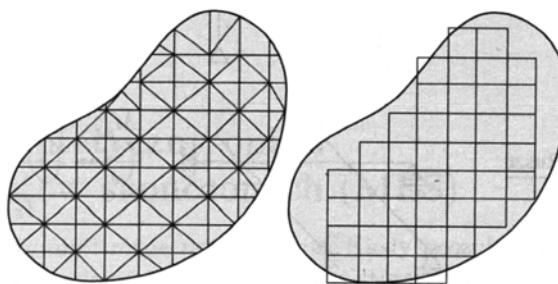
- w ujęciu energetycznym lub wariacyjnym – podstawowe zależności wynikają z zasady minimum odpowiednich funkcjonałów. Jest to bardzo ogólne ujęcie mające zastosowanie w różnych działach mechaniki,
- w ujęciu bazującym na zasadzie prac wirtualnych. Jest to ujęcie bardziej odpowiednie w odniesieniu do mechaniki konstrukcji i częściej stosowane.

Zastosowanie MES w mechanice konstrukcji przy reprezentacji przemieszczeniowej, z wykorzystaniem prac wirtualnych, składa się z następujących etapów:

- zbudowanie dyskretnego modelu obliczeniowego,
- analiza poszczególnych elementów,
- analiza zbioru elementów tworzących model obliczeniowy,
- wyznaczenie potrzebnych wielkości statystycznych i geometrycznych,

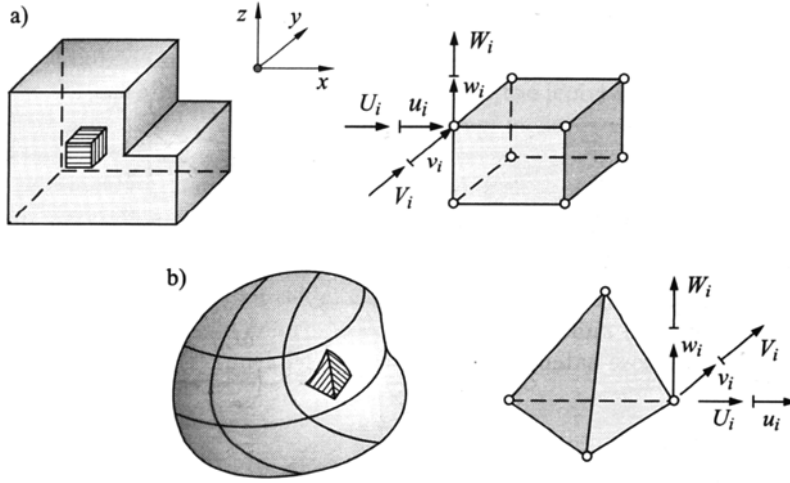
Budowa modelu obliczeniowego polega na podziale rozpatrywanej konstrukcji na elementy i przyjęciu odpowiednich parametrów węzłowych. Dla układów prętowych podział jest bardzo prosty, gdyż elementami są poszczególne pręty lub ich fragmenty, a parametry wynikają ze sposobu ich połączenia.

Bardziej złożony podział występuje w przypadku konstrukcji powierzchniowych gdzie problemem są: kształt elementów i sposób ich połączenia. Naturalnym jest przyjęcie elementów o kształcie prostym: trójkąt albo prostokąt (rys. 5.1).



Rys. 5.1. Podział na elementy skończone dla konstrukcji powierzchniowych [52].

Konstrukcje trójwymiarowe złożone z brył prostopadłościennych można podzielić na takie właśnie elementy (rys. 5.2a). Bryły o dowolnym kształcie dzielone są na elementy czworościenne (rys. 5.2b) [4, 52, 82].



Rys. 5.2. Podział na elementy skończone dla konstrukcji bryłowych [52].

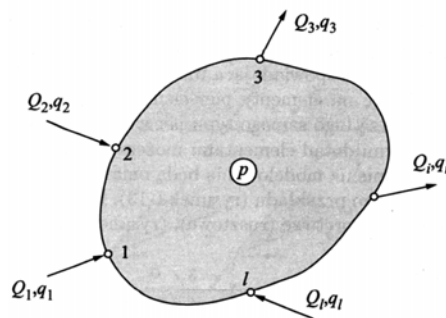
Uwzględnienie trzech składowych pola przemieszczeń prowadzi do założenia w węźle trzech parametrów geometrycznych w postaci przemieszczeń zgodnych ze składowymi pola oraz trzy odpowiadające im siły (rys. 5.2a, 5.2b).

Drugim etapem MES jest analiza poszczególnych elementów polegająca na znalezieniu związków między parametrami statycznymi i odpowiadającymi im parametrami geometrycznymi. Dla elementu „p” (rys. 5.3) z ustalonym zbiorem parametrów statycznych Q_i , gdzie $i = 1, 2, \dots, l$, oraz odpowiadający mu zbiór parametrów geometrycznych $q_i = 1, 2, \dots, l$, opisane wyżej związki w zapisie macierzowym mają postać:

$$\begin{bmatrix} Q_1 \\ Q_2 \\ \vdots \\ Q_l \end{bmatrix}_p = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} & \cdots & k_{1l} \\ k_{21} & k_{22} & \cdots & k_{2l} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ k_{l1} & k_{l2} & \cdots & k_{ll} \end{bmatrix}_p \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ \vdots \\ q_l \end{bmatrix}_p,$$

albo zwięźle:

$$\mathbf{Q}_p = \mathbf{k}_p \mathbf{q}_p.$$



Rys. 5.3. Związki między parametrami statycznymi i geometrycznymi [52].

Występująca w powyższym równaniu macierz k_p nazywana jest macierzą sztywności elementu. Analiza elementu jest najtrudniejszym etapem MES. Podstawowym problemem jest dobór właściwości funkcji interpolacyjnych, nazywanych funkcjami kształtu, które w reprezentacyjnej, które w przemieszczeniowej reprezentacji metody służą do przybliżonego opisu pola przemieszczeń. W celu uzyskanie zbieżności rozwiązania w MES nie wystarczy odpowiedni podział na elementy, ale również dobór funkcji kształtu spełniającej określone wymagania. Najczęściej przyjmuje się funkcje w postaci wielomianów, które powinny spełniać następujące warunki:

- zapewnić ciągłość przemieszczeń w obszarze elementu i zgodności przemieszczeń na jego brzegach – kryterium zgodności,
- powinny być tak dobrane, aby podczas ruchu elementu jako ciała sztywnego, nie powstawały w nim naprężenia – jest to tzw. kryterium ruchu sztywnego a jego spełnienie zapewniają składniki stałe i liniowe,
- zawierać składniki dające stałe wartości odkształceń – jest to tzw. kryterium stałych odkształceń.

Trzecim etapem MES jest analiza układu polegająca na połączeniu poszczególnych elementów w całość wykorzystując przy tym warunki równowagi i warunki zgodności przemieszczeń. W rezultacie uzyskujemy układ równań algebraicznych:

$$\begin{aligned} R_1 &= K_{11}r_1 + K_{12}r_2 + \dots + K_{1n}r_n, \\ R_2 &= K_{21}r_1 + K_{22}r_2 + \dots + K_{2n}r_n, \\ &\dots\dots\dots \\ R_n &= K_{n1}r_1 + K_{n2}r_2 + \dots + K_{nn}r_n, \end{aligned}$$

W którym występująca macierz $\mathbf{K}$ nazywa się macierzą sztywności układu. Proces budowania tych równań ma charakter uniwersalny, realizowany za pomocą komputera, ma ujednolicony przebieg niezależnie od rodzaju konstrukcji i typu elementu.

Implementacja tego procesu nazywana jest agregacją lub składaniem macierzy sztywności przy uwzględnieniu warunków brzegowych. Rezultatem trzeciego etapu MES jest matematyczny opis rozpatrywanego problemu.

Czwartym etapem jest rozwiązanie przedstawionych powyżej równań zmodyfikowanych poprzez uwzględnienie warunków brzegowych.

W ostatnim etapie obliczane są potrzebne wielkości np. naprężenia, odkształcenia wykorzystując wielkości geometryczne parametrów węzłowych oraz związki między parametrami statycznymi i geometrycznymi wyprowadzone na drugim etapie [52, 77].

5.3. Algorytmy MES

Metoda elementów skończonych osiąga praktyczny wymiar dopiero w implementacji komputerowej. Podstawą stworzenia programu komputerowego jest algorytm stworzony na różnym poziomie szczegółowości. Wśród algorytmów MES wyróżnić można:

- algorytmy poziomu programowania komputerowego (numeryczne),
- algorytmy ideowe, służące od opisu techniki MES,
- algorytmy użytkownika systemu MES – użytkownik musi przygotować pewne struktury danych opisujące analizowany problem, a ich sposób przygotowania zależy od użytkownika systemu.

5.4. Wybrane algorytmy numeryczne.

Algorytmy w MES formułowane są z uwzględnieniem potrzeb komputerowego języka algorytmicznego. Praktycznie całe oprogramowanie MES powstało w języku FORTRAN IV i FORTRAN 77. Obecnie otoczenie systemów MES buduje się w języku C [52].

Niezwykle ważnym krokiem jest technika budowy globalnej macierzy sztywności dla całej konstrukcji. Równanie równowagi MES ma postać:

$$K\mathbf{r} = \mathbf{R}$$

w którym globalną macierz sztywności K symbolicznie można przedstawić jako sumę macierzy sztywności wszystkich elementów – założymy, że jest ich $numel$.

$$K = \sum_{n=1}^{numel} K_n.$$

Wektor obciążenia $\mathbf{R}$ składa się z dwóch członów:

- wektora sił węzłowych spowodowanych obciążeniem bezpośrednio przyłożonym do węzłów $\mathbf{R}^0$,
- wektora sił węzłowych $\mathbf{Q}^0$ spowodowanych obciążeniem przyłożonym do elementów

stąd: $\mathbf{R} = \mathbf{R}^0 + \mathbf{Q}^0$

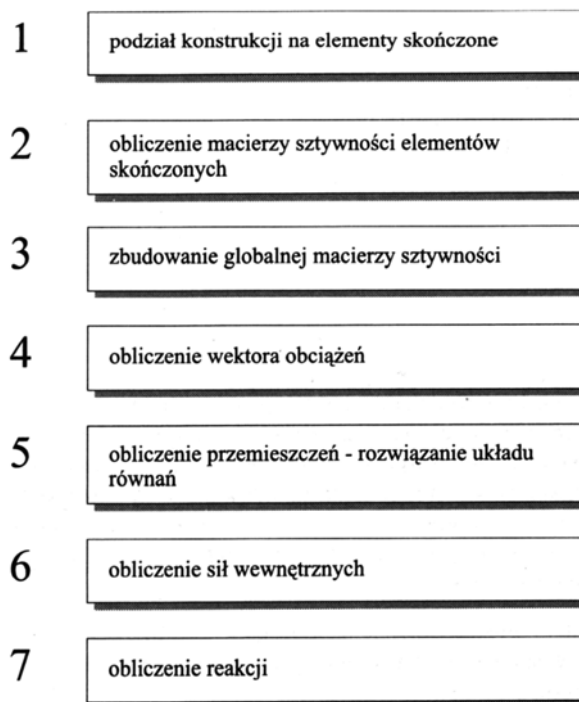
gdzie: $\mathbf{Q}^0 = \sum_{n=1}^{numel} \mathbf{Q}_n^0.$

$\mathbf{Q}_n^0$ jest wektorem sił węzłowych n-tego elementu pochodzącego od jego obciążenia

5.5. Algorytmy ideowe

Przedstawione w schematach blokowych algorytmy ideowe metody elementów skończonych obrazują kolejne kroki analizy problemu.

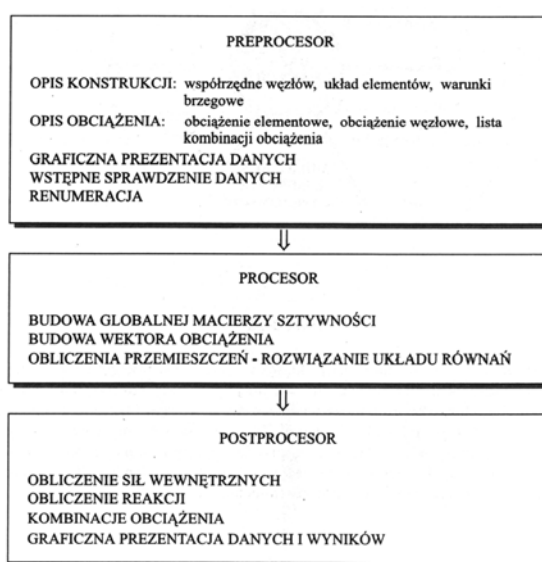
Przykładowy ideowy algorytm dla statycznej konstrukcji prętowej przedstawia rys. (5.4). Poszczególne kroki można zapisać w sposób bardziej szczegółowy.



Rys. 5.4. Przykładowy ideowy algorytm dla statycznej konstrukcji prętowej [52].

5.6. Algorytm użytkownika systemu

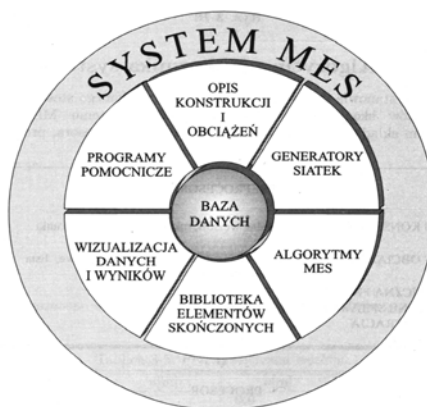
Klasyczną budowę systemu MES przedstawia rys. 5.5. System MES złożony jest z trzech głównych części: preprocesora, procesora i postprocesora.



Rys. 5.5. Klasyczna budowa systemu MES [51].

Powstałe w latach sześćdziesiątych ubiegłego stulecia systemy MES oparte były na wsadowej pracy z ówczesnym wielkim komputerem. Rozwój oprogramowania, a przede wszystkim sprzętu komputerowego coraz częściej zaczęto stosować interaktywny sposób współpracy z systemem głównie w pre i postprocesorze a procesor ze względu na długi czas obliczeń funkcjonował głównie wsadowo.

Współczesne systemy MES są zwykle integrowane wokół bazy danych (rys.5.6), a ich zdecydowana większość powstała na podstawie wsadowych programów przez ich modernizację tworząc w ten sposób budowę mieszaną [52].



Rys. 5.6. Współczesne systemy MES [52].

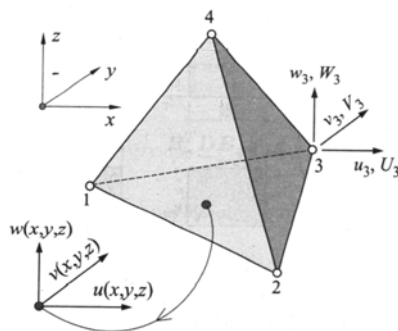
Bez względu na rodzaj i klasę systemu użytkownik musi przygotować pewne struktury danych: węzły, elementy, obciążenie, warunki brzegowe, materiał oraz zdefiniować rodzaj i zakres analizy. Jednak zdolność poprawnego posługiwania się systemem to nie tylko właściwe przygotowanie danych ale przede wszystkim zdolność modelowania konstrukcji będąca wynikiem zrozumienia podstawowych cech metody a przede wszystkim jej algorytmu.

5.7. Analiza statyczna konstrukcji trójwymiarowych

Zastosowanie metody elementów skończonych w zagadnieniach trójwymiarowych ograniczone są w zasadzie możliwościami obliczeniowymi komputera.

W obliczeniach statycznych, przy obecnym rozwoju sprzętowym, w zasadzie nie ma tego problemu. Trudności mogą się pojawiać w bardziej złożonych analizach typu nieliniowego gdzie nawet niewielkie zagadnienie techniczne prowadzi do rozwiązań równań z tysiącami niewiadomych. Należy jednak nadmienić, że MES jest w zasadzie jedyną efektywną metodą analizowania konstrukcji czy układów bryłowych o złożonej geometrii.

Podstawowym elementem dzielącym trójwymiarowe konstrukcje o złożonych kształtach jest element czworościenny (rys. 5.7).



Rys. 5.7. Element czworościenny [52].

W macierzy sztywności dla elementu czworościennego, przy uogólnionych parametrach pole przemieszczeń ma trzy składowe będące funkcjami trzech zmiennych: $u(x,y,z)$, $v(x,y,z)$, $w(x,y,z)$. W wyniku tego, rzeczywiste parametry węzłowe i odpowiadające im parametry uogólnione zostały podzielone na trzy grupy:

Parametry geometryczne:

$$u = \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ u_4 \end{bmatrix} \rightarrow q_x = \begin{bmatrix} q_{x1} \\ q_{x2} \\ q_{x3} \\ q_{x4} \end{bmatrix}, \quad v = \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \\ v_3 \\ v_4 \end{bmatrix} \rightarrow q_y = \begin{bmatrix} q_{y1} \\ q_{y2} \\ q_{y3} \\ q_{y4} \end{bmatrix}, \quad w = \begin{bmatrix} w_1 \\ w_2 \\ w_3 \\ w_4 \end{bmatrix} \rightarrow q_z = \begin{bmatrix} q_{z1} \\ q_{z2} \\ q_{z3} \\ q_{z4} \end{bmatrix}$$

Parametry statyczne:

$$U = \begin{bmatrix} U_1 \\ U_2 \\ U_3 \\ U_4 \end{bmatrix} \rightarrow q_x = \begin{bmatrix} Q_{x1} \\ Q_{x2} \\ Q_{x3} \\ Q_{x4} \end{bmatrix}, \quad V = \begin{bmatrix} V_1 \\ V_2 \\ V_3 \\ V_4 \end{bmatrix} \rightarrow q_y = \begin{bmatrix} Q_{y1} \\ Q_{y2} \\ Q_{y3} \\ Q_{y4} \end{bmatrix}, \quad W = \begin{bmatrix} W_1 \\ W_2 \\ W_3 \\ W_4 \end{bmatrix} \rightarrow q_z = \begin{bmatrix} Q_{z1} \\ Q_{z2} \\ Q_{z3} \\ Q_{z4} \end{bmatrix}$$

Do opisu przemieszczeń pola używa się wielomianu trzech zmiennych. Z każdą składową związane są cztery parametry węzłowe. Należy wybrać cztery kolejne składniki liniowe, którymi są wartość stała i trzy składniki liniowe, co prowadzi do zapisu:

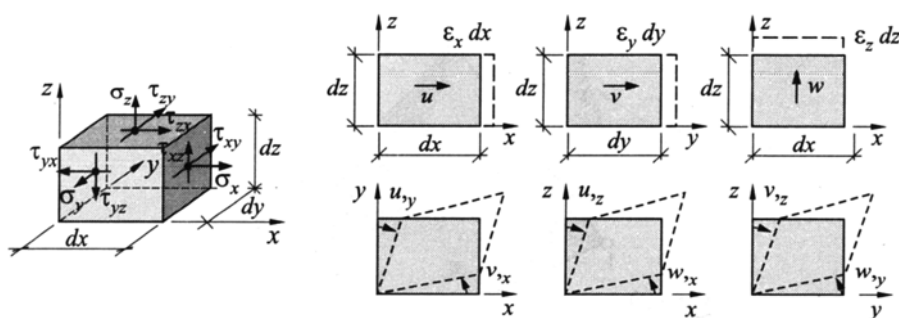
$$N_q = [1 \ x \ y \ z],$$

$$\text{czyli: } u = N_q q_x, \quad v = N_q q_y, \quad w = N_q q_z,$$

albo w zapisie blokowym

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} N_q & 0 & 0 \\ 0 & N_q & 0 \\ 0 & 0 & N_q \end{bmatrix} \begin{bmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{bmatrix}$$

Pole odkształceń posiada 6 składowych, należących od przemieszczeń w następujący sposób (rys. 5.8).



Rys. 5.8. Składowe naprężeń zależne od przemieszczeń [52].

$$\varepsilon_x = u_{,x}, \quad \varepsilon_y = v_{,y}, \quad \varepsilon_z = w_{,z},$$

$$\gamma_{xy} = u_{,y} + v_{,x}, \quad \gamma_{xz} = u_{,z} + w_{,x}, \quad \gamma_{yz} = v_{,z} + w_{,y},$$

Biorąc pod uwagę $\begin{bmatrix} u \\ v \\ w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} N_q & 0 & 0 \\ 0 & N_q & 0 \\ 0 & 0 & N_q \end{bmatrix} \begin{bmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{bmatrix}$ możemy napisać:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{xz} \\ \gamma_{yz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_x \\ v_y \\ w_z \\ u_y + u_x \\ u_z + v_x \\ v_z + v_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} N_{q,x} & 0 & 0 \\ 0 & N_{q,y} & 0 \\ 0 & 0 & N_{q,z} \\ N_{q,y} & 0 & 0 \\ N_{q,x} & 0 & 0 \\ N_{q,x} & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{bmatrix}$$

Macierz B_q ma wymiar 6×12 , po uwzględnieniu powyższej zależności oraz $N_q = [1 \times y \times z]$ przyjmie postać:

$$B_q = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}.$$

Składowe pola naprężeń w oparciu o rys. 4.7. zapisano jako macierz

$$\boldsymbol{\sigma} = \sigma_x \sigma_y \sigma_z \tau_{xy} \tau_{xz} \tau_{yz}$$

a uwzględniając zależność: przyjmie postać

$$\boldsymbol{\sigma} = D\boldsymbol{\varepsilon} = DB_q \begin{bmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{bmatrix},$$

dla którego macierz sztywności ma postać:

$$D = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1 & b & b & 0 & 0 & 0 \\ b & 1 & b & 0 & 0 & 0 \\ b & b & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c \end{bmatrix},$$

gdzie: $b = \frac{\nu}{(1-\nu)}, c = \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)}.$

Zastosowanie zasady prac wirtualnych prowadzi do wyniku

$$\begin{bmatrix} Q_x \\ Q_y \\ Q_z \end{bmatrix} = \left(\int_V B_q^T D B_q dV \right) \begin{pmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{pmatrix},$$

Stąd macierz sztywności dla wielkości uogólnionych, przy uwzględnieniu, że macierze D, B_q są stałe można wyrazić w następujący sposób:

$$k_q = \int_V B_q^T D B_q dV = B_q^T D B_q V,$$

a po uwzględnieniu mnożenia otrzymuje się następującą zależność:

$$k_q = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} V \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & b & 0 & 0 & 0 & b \\ 0 & 0 & c & 0 & 0 & c & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & c & 0 & 0 & c & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & b & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & b \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c & 0 & 0 & c \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c & 0 \\ 0 & b & 0 & 0 & 0 & 0 & b & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

Poszukiwaną macierz sztywności dla wielkości rzeczywistych można otrzymać po dokonaniu przejścia zgodnie ze wzorem:

$$k = \begin{bmatrix} L^T & 0 & 0 \\ 0 & L^T & 0 \\ 0 & 0 & L^T \end{bmatrix} k_q \begin{bmatrix} L & 0 & 0 \\ 0 & L & 0 \\ 0 & 0 & L \end{bmatrix},$$

gdzie:

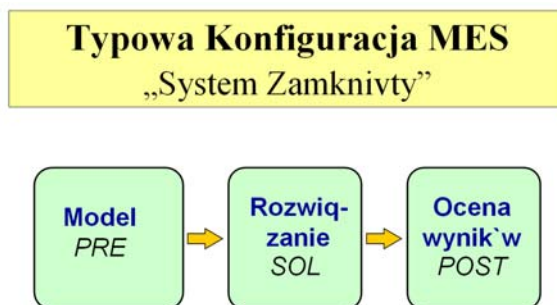
$$l = G^{-1}, \quad G = \begin{bmatrix} 1 & x_1 & y_1 & z_1 \\ 1 & x_2 & y_2 & z_2 \\ 1 & x_3 & y_3 & z_3 \\ 1 & x_4 & y_4 & z_4 \end{bmatrix},$$

Składnikami macierzy G są współrzędne węzłów elementu, czyli wartości liczbowe.

Omawiany element jest dostosowany. Stała wartość oraz składniki liniowe w opisie pola przemieszczeń zapewniają ruch sztywny i stałość odkształceń. Przemieszczenia wzdłuż krawędzi zmieniają się liniowo, a dla każdej krawędzi istnieją po dwa parametry związane z każdym składowym przemieszczeniem.

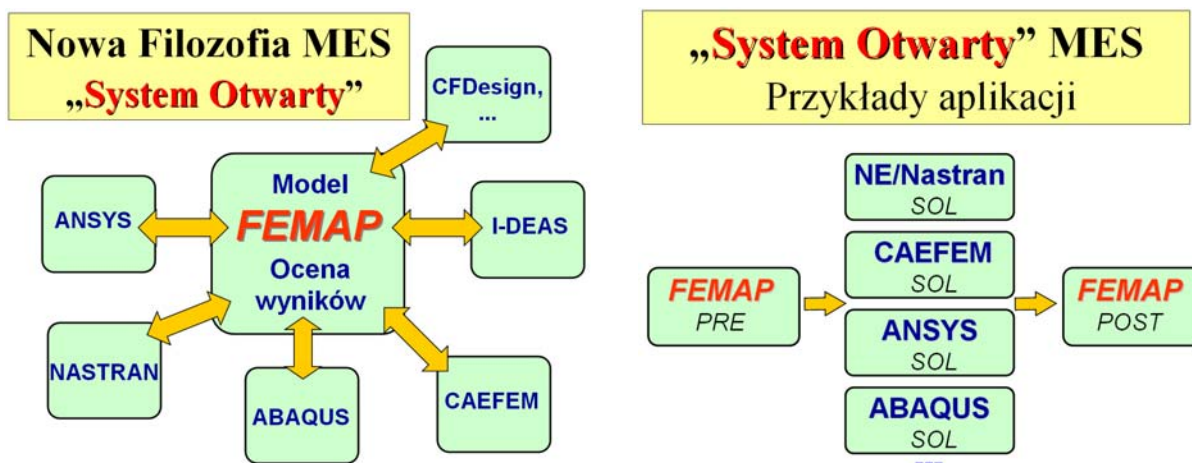
5.8. Typowa konfiguracja MES na przykładzie systemu FEMAP

Dawne konfiguracje systemów wykorzystujących metodę elementów skończonych oparte były na zamkniętej strukturze obejmującej: modelowanie, rozwiązanie problemu oraz ocenę wyników (rys. 5.9).



Rys. 5.9. Typowa konfiguracja MES.

W nowoczesnych programach do analizy MES, którego przykładem jest FEMAP zaproponowano otwarcie na inne systemy obliczeniowe. Program Femap składa się z preprocesora służącego do modelowania obiektów, zadawania obciążeń, utwierdzeń i stałych materiałowych oraz postprocesora służącego do analizy wyników. Analiza modelowanych struktur może odbywać się w innych m (rys. 5.10)

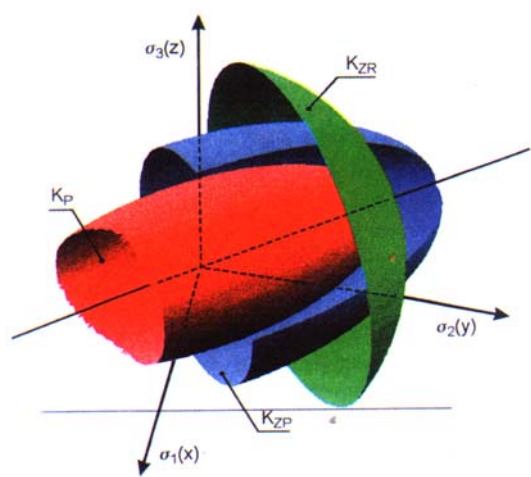


Rys. 5.10. Nowa filozofia systemów MES.

5.9. Wyężenie materiałów konstrukcyjnych i tkanek – przyjęte hipotezy

Konstrukcje inżynierskie i bioinżynierskie muszą zapewnić warunek dostatecznej wytrzymałości (nośności). W teorii sprężystości i plastyczności przyjmuje się założenie ciągłości materiału (continuum), wprowadzając pojęcie stanu naprężenia i stanu odkształcenia, które określają dla każdego punktu ciała siłowe i odkształceniowe skutki działania obciążeń. Ocena stanu fizycznego materiału lub tkanki a zwłaszcza pojawienie się odkształceń trwałych (przekraczających granicę plastyczności) lub powodujących utratę spójności nie jest bezpośrednio możliwa przez wyznaczenie naprężeń (odkształceń) w ciele. W przypadku tkanek ocena stanu fizycznego będzie związana z pojawieniem się odkształceń trwałych lub utraty spójności (np. złamania) lub może być analizowana w aspekcie fizjologicznej wydolności tkanek pod działaniem obciążeń. Ogół zmian w stanie fizycznym ciała prowadzący do powstania trwałych odkształceń i utraty spójności określa się jako wyężenie **W**. Składowe stanu naprężenia $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ traktowane są jako współrzędne punktu 0xyz w prostokątnym układzie współrzędnych, w którym każdemu stanowi naprężenia odpowiada punkt o współrzędnych $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$. Przy założeniu ciągłości związków zachodzących między wyężeniem a stanem naprężenia należy przyjąć, że punkty odpowiadające stałej wartości wyężenia **W** tworzą powierzchnie ciągłe. Powierzchnia graniczna K_p odpowiada wyężeniu na granicy plastyczności a powierzchnia graniczna K_z wyężeniu na granicy wytrzymałości. W praktyce inżynierskiej do oceny stanu naprężenia konstrukcji przyjęto naprężenia (rys. 5.11) zredukowane σ_{red} , które zależą od zmiennych [53]:

$$\sigma_z = f(\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}, C...)$$



Rys. 5.11. Powierzchnie graniczne wyężenia [53].

Naprężenie zredukowane σ_z charakteryzuje stan naprężenia pod względem wyężenia materiału (konstrukcji), nie zależy od przyjętego układu współrzędnych i jest funkcją wyłącznie niezmienników tensora naprężeń.

Dla wyznaczenia współczynnika bezpieczeństwa w przestrzennym stanie naprężenia należy wyznaczyć naprężenie zredukowane σ_z i porównać je z odpowiednim naprężeniem niebezpiecznym np. $R_{e_{0,2}}$ dla jednoosiowego stanu naprężenia (rozciągania). Ogólny warunek wytrzymałości można wyrazić w postaci:

$$\sigma_z \leq \sigma_{dop} = \frac{R_{e_{0,2}}}{n}$$

gdzie:

σ_{dop} – dopuszczalna wartość naprężenia w jednoosiowym rozciąganiu,

n – współczynnik bezpieczeństwa w jednoosiowym stanie naprężenia,

$R_{e_{0,2}}$ - początek umownej granicy plastyczności.

Trójosiowy stan naprężenia otrzymywany z obliczeń wytrzymałościowych np. MES, ulega redukcji do naprężeń σ_z , które porównywane są z naprężeniami dla jednoosiowego rozciągania. Redukcja ta odbywa się za pomocą wielu istniejących hipotez, dlatego systemy oparte na metodach numerycznych posiadają w swoich bibliotekach algorytmy do obliczeń naprężeń zredukowanych wg powszechnie stosowanych, następujących hipotez wyężeniowych [53]:

- Hipoteza maksymalnych naprężeń stycznych,
- **Hipoteza energetyczna Hubera-Missesa-Hencky’ego,**
- Hipoteza największego średniego naprężenia stycznego,
- Hipoteza największych naprężeń rozciągających i największych naprężeń głównych,
- Hipoteza największego odkształcenia głównego,
- Hipoteza energii odkształcenia,
- Hipoteza Druckera-Pragera,
- Hipoteza Burzyńskiego,
- Hipoteza energii pękania,
- Hipoteza odkształceń właściwych,
- Logarytmiczna hipoteza odkształceń.

Do wyznaczenia naprężeń i przemieszczeń w strukturach endoprotezy i strukturach tkanek okołostawowych przyjęto hipotezę Hubera-Misesa-Hencky'ego.

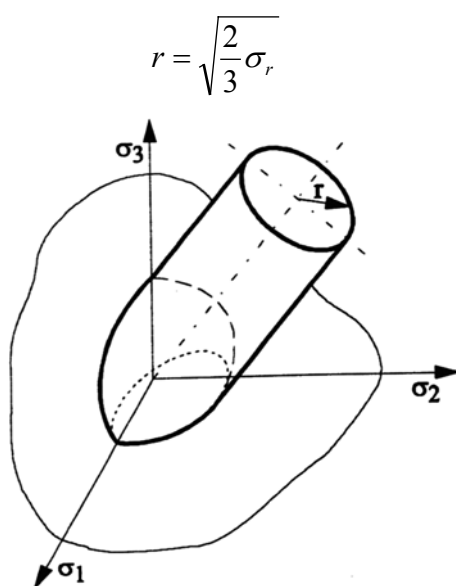
Hipoteza ta została opublikowana w 1904 roku przez profesora Maksymiliana Tytusa Hubera, w której autor za miarę wyężenia przyjął energię właściwą odkształcenia postaciowego. Niezależnie hipoteza ta została opublikowana w 1913 roku przez Misesa oraz w 1924 roku przez Hencky'ego.

W hipotezie tej z energii właściwej odkształcenia, decydującej o wyężeniu materiału, otrzymuje się zależność na naprężenia zredukowane:

$$\sigma_z = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)}$$

$$\sigma_z = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + \sigma_z^2 - \sigma_x \sigma_y - \sigma_y \sigma_z - \sigma_z \sigma_x + 3(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)}$$

Zastosowanie Hipotezy HMM do granicy wytrzymałości daje wyniki dobrze pokrywające się z wynikami eksperymentalnych doświadczeń. Graniczna powierzchnia w tej hipotezie utworzona jest z walca (rys. 5.12) o osiach jednakowo nachylonych do osi układu $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ o promieniu:



Rys. 5.12. Powierzchnia graniczna w postaci walca [53].

Zastosowanie hipotezy HMM wynikało również z możliwości programu NE/Nastran, w którym były dokonywane analizy numeryczne.

5.10. Wyznaczenie zbieżności rozwiązań numerycznych

Przy korzystaniu z metody elementów skończonych należy pamiętać, że otrzymywane rozwiązania obarczone są różnego rodzaju błędami wynikającymi z przybliżonego charakteru metody. Przybliżenia wyników obliczeń wynikają z podziału struktury na elementy skończone, których pola przemieszczeń wykluczają wiele fizycznie możliwych właściwości deformacji a trudności numeryczne mogą powstawać nawet wtedy, gdy posługujący się komputerem nie popełni żadnych błędów. Obliczenia numeryczne są zawsze pewnym przybliżeniem dlatego też stałe liczbowe takie jak: współczynnik Poissona ν , moduł sprężystości podłużnej (moduł Young'a E), moduł sprężystości poprzecznej (Kirchoffa) G itp. należy wprowadzać z maksymalną liczbą cyfr znaczących. Przy dyskretyzacji rzeczywistych obiektów należy mieć świadomość, że podczas przygotowywanie modelu dyskretnego mogło dojść do:

- znacznego uproszczenia modelu geometrycznego,
- niewłaściwego zastosowania dyskretyzacji elementów skończonych,
- zastosowania zbyt rzadkiej siatki podziału,
- uproszczenia obciążenia ciągłego do siły wypadkowej,
- niewłaściwe określenie warunków brzegowych.

Według Kleibera definiować można następujące błędy popełniane na różnych etapach analizy [53]:

Błąd kontynualnego modelowania matematycznego:

$$\delta\{r\} = \{r\}^h - \{r\}$$

Jest różnicą między hipotetycznym rozwiązaniem problemu fizycznego $\{r\}^h$ otrzymanym w idealnie przeprowadzonym eksperymencie a rozwiązaniem ścisłym w ramach ciągłego modelu ciała.

Błąd całkowity:

$$\delta\{r\}^d = \{r\} - \{r\}^d$$

Jest różnicą między wynikami otrzymywanymi z rozwiązania ścisłego dla ciągłego modelu a wynikami z modelu dyskretnego $\{r\}^d$ (z pominięciem błędów popełnionych przez komputer).

Błąd zaokrągleń:

$$\delta\{r\}^z = \{r\}^d - \{r\}^n$$

Jest różnicą między wynikami otrzymanymi z modelu dyskretnego $\{r\}^d$ a wynikami z obliczeń numerycznych $\{r\}^n$, które zależą od długości komputera oraz od stosowania procedur całkowania numerycznego.

Błąd rozwiązania:

$$\delta\{r\}^r = \{r\}^d - \{r\}^n$$

Jest różnicą pomiędzy wynikami otrzymanymi z rozwiązania ścisłego dla modelu ciągłego a wynikami z obliczeń numerycznych $\{r\}^n$.

Najczęściej w MES należy oszacować błąd rozwiązania oraz błąd dyskretyzacji, który jest bardzo istotny w analizie wytrzymałościowej według tej metody.

Przy założeniu, że rzeczywista sztywność jest zakłócona przez $\delta[K]$, błąd rozwiązania

$$([K] + \delta[K])(\{r\} + \delta\{r\}) = \{R\}$$

a po wprowadzeniu

$$\{r\} = [K]^{-1} \{R\}$$

Otrzymuje się

$$\delta\{r\} = ([K] + \delta[K])^{-1} \{R\} - [K]^{-1} \{R\} = -[K]^{-1} \delta[K] (\{r\} + \delta\{r\})$$

Pomijając $\delta\{r\}$ w stosunku do $\{r\}$, na podstawie relacji

$$|AB| \leq |A||B|$$

Otrzymuje się wyrażenie

$$\frac{|\delta\{r\}|}{|r|} = |[K]^{-1}| |\delta[K]| = |[K]| |[K]^{-1}| \frac{|\delta[K]|}{|[K]|}$$

Iloczyn norm $|[K]| |[K]^{-1}|$ wyznacza stopień określoności macierzy $[K]$.

Zasadniczym parametrem charakteryzującym uwarunkowanie macierzy sztywności jest tzw. współczynnik uwarunkowania macierzy, zdefiniowany jako

$$\chi([K]) = \frac{\lambda_{\min}}{\lambda_{\max}}$$

gdzie $\lambda_{\min}$ i $\lambda_{\max}$ są odpowiednimi wartościami własnymi macierzy $[K]$.

Znaczenie tego współczynnika wynika między innymi z faktu, iż przy reprezentacji każdego ze składników macierzy sztywności z dokładnością do p cyfr znaczących można określić liczbę q poprawnych cyfr znaczących rozwiązania

$$q \leq p + \log\{\chi([K])\}$$

Z powyższej zależności wynika, że im gorsze uwarunkowania macierzy sztywności (mniejsza wartość χ) tym trudniej jest uzyskać odpowiednią dokładność rozwiązania.

Jeżeli macierz sztywności jest dobrze uwarunkowana to jej współczynnik zbliżony jest do jedności $\chi \approx 1$. W praktyce obliczeń przy wykorzystaniu MES zdarza się, że uwarunkowanie macierzy sztywności dochodzi do $\chi = 10^{-6}$ [53].

5.11. Metoda elementów skończonych w zagadnieniach nieliniowych

Przy zastosowaniu metody elementów skończonych do zagadnień liniowych zależności między naprężeniami i odkształceniami mają charakter liniowy, opisany równaniem lub układem równań różniczkowych (z odpowiednimi warunkami brzegowymi) typu:

$$[K]\{u\} = \{Q\}$$

W zagadnieniach nieliniowych końcowy układ równań algebraicznych jest nieliniowy i wyraża się w postaci:

$$\{F(\{u\})\} = \{Q\} - [K(\{u\})]\{u\} = \{0\}$$

Istnieje kilka metod rozwiązywania dyskretnych układów nieliniowych. Do najważniejszych zaliczyć można:

- Metodę iteracji bezpośredniej
- Metodę Newtona-Raphsona
- Metody przyrostowe

Układ nieliniowych równań algebraicznych najprościej rozwiązać jest metodą iteracji bezpośredniej. Do tego celu zakłada się początkową macierz przemieszczeń $\{u\}^0$ i wyznacza dla niej macierz sztywności [4]

$$[K]^0 = [K(\{u\}^0)]$$

Następnie przybliżenie macierzy przemieszczeń węzłowych $\{u\}^1$ oblicza się z układu równań postaci:

$$[K]^0 \{u\}^1 = \{Q\}$$

i przyjmuje ona postać

$$\{u\}^1 = ([K]^0)^{-1} \{Q\}$$

Ogólna procedura iteracyjna rozwiązań układu równań nieliniowych ma postać

$$\{u\}^{n+1} = ([K]^n)^{-1} \{Q\}, \quad n = 0, 1, 2, \dots$$

gdzie:

$$[K]^n = [K(\{u\}^n)]$$

Za kryterium zbieżności procedury iteracyjnej przyjmuje się warunek, że wielkość $\{\delta\}$ określona zależnością

$$\{\delta\} = \{u\}^{n+1} - \{u\}^n$$

jest dostatecznie mała. Najczęściej normę δ określa się w sposób następujący

$$\|\delta\| = \max(\delta_i)$$

$$\|\delta\| = \sqrt{\{\delta\}^T \{\delta\}}$$

Najbardziej znaną metodą rozwiązywania równań nieliniowych jest metoda Newtona-Raphsona. Przy założeniu znajomości przybliżonego rozwiązania $\{u\}^n$ układu równań nieliniowych, układ równań [4]:

$$\{F(\{u\})\} = \{Q\} - [K(\{u\})] \{u\} = \{0\}$$

Należy rozwinąć w szereg Taylora

$$\{F(\{u\}^{n+1})\} = \{F(\{u\}^n)\} + \left(\frac{d\{F\}}{d\{u\}} \right)_n \Delta\{u\}^n = \{0\}$$

i otrzymać nowe poprawne rozwiązanie

$$\{u\}^{n+1} = \{u\}^n + \Delta\{u\}^n$$

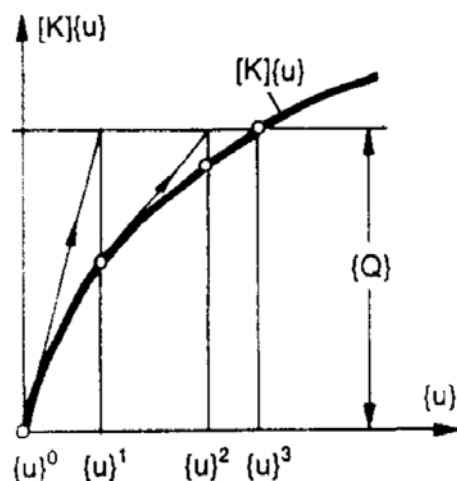
w którym poprawkę przemieszczeń węzłowych $\Delta\{u\}^n$ oblicza się z przedstawionego wyżej rozwinięcia szeregu Taylora

Dodatkowo po wprowadzeniu oznaczenia: $\frac{d\{F\}}{d\{u\}} = [K_l]$ nazywanego styczną macierzą

sztynności, poprawkę $\Delta\{u\}^n$ wyznacza się w sposób następujący

$$\Delta\{u\}^n = -([K_l]^n)^{-1} \{F(\{u\}^n)\} = ([K_l]^n)^{-1} ([K]^n \{u\}^n - \{Q\})$$

Ilustrację algorytmu opartego na metodzie Newtona-Raphsona przedstawia rys. 5.13

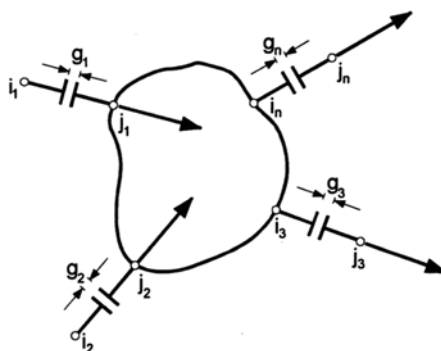


Rys. 5.13. Ilustracja algorytmu opartego na metodzie Newtona-Raphsona [4].

5.12. Zagadnienia kontaktowe

Jednym z podstawowych problemów analizy nieliniowej są zagadnienia kontaktowe. Sytuacja taka ma miejsce gdy dwa oddzielne ciała wchodzą w kontakt w trakcie obciążania. Istnieje wiele metod rozwiązania tego problemu: metody sił, metody przemieszczeń oraz metody hybrydowe (łącznie obydwie te metody). Rozróżnić można kontakt prosty i ogólny.

Kontakt prosty definiowany jest przez dwa węzły np. i i j , w którym kierunek kontaktu definiowany jest przez linię łączącą te dwa węzły. Odległość między tymi ciałami (wielkość szczeliny) definiuje się jako maksymalne możliwe względne przemieszczenie między tymi węzłami wzdłuż kierunku kontaktu (rys. 5.14) [53].



Rys. 5.14. Kierunki kontaktów [53].

Kontakt otwarty nie powoduje żadnego oddziaływania na obydwa ciała. W kontakcie zamkniętym ograniczona jest możliwość wzajemnego przemieszczania się węzłów wzdłuż

kierunku kontaktu. W analizie takiego kontaktu stosowana jest metoda sił dla określenia wzajemnego oddziaływania w miejscu styku obu ciał. Styk ten zastępowany jest parą sił o tej samej wartości i kierunku lecz przeciwnym zwrocie.

Układ równań metody sił dla punktu styku przedstawia się następująco

$$[Q_g]\{R_g\} = \{x_g\}$$

w którym:

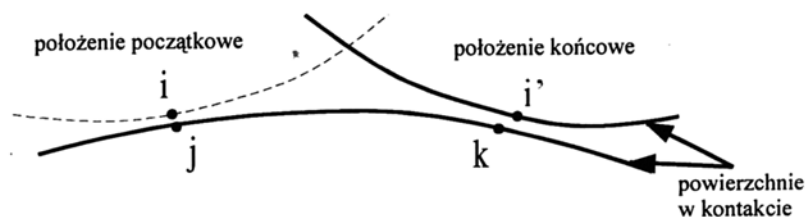
$[Q_g]$ – macierz podatności kontaktu,

$\{R_g\}$ – wektor sił kontaktu,

$\{x_g\}$ – wektor względnych przemieszczeń pomiędzy węzłami

Dla wyznaczenia macierzy podatności $[Q_g]$ przykłada się jednostkową siłę w kierunku danego kontaktu i odczytuje przemieszczenia względne we wszystkich pozostałych kierunkach. Dla określenia macierzy $[Q_g]$ proces ten powtarzany jest dla wszystkich kontaktów.

Kontakt ogólny występuje wtedy, gdy kierunek sił w kontakcie jest z góry określony a punkt kontaktu zmienia się w trakcie przemieszczenia (rys. 5.15).



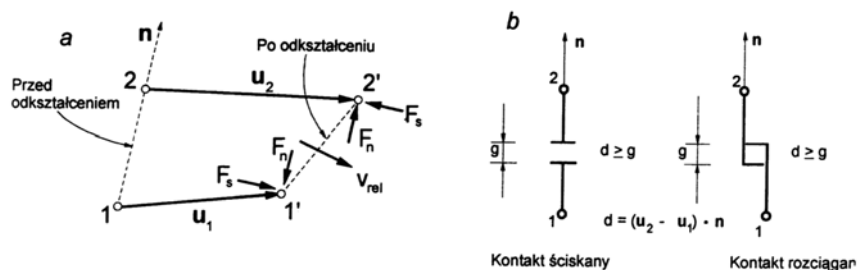
Rys. 5.15. Ogólne zagadnienie kontaktowe [53].

W kontakcie ogólnym, inaczej niż w prostym, zbieżność i dokładność zagadnienia kontaktowego zależy od rozwiązań przyrostowych, w których obciążenie przykładane jest stopniowo. Jedno z kontaktujących się ciał określane jest jako konduktor (ang. conductor) – ciało czynne, a drugie jako cel (target) – ciało bierne. Obszar kontakt uzależniony jest od geometrii, zastosowanych obciążeń, własności materiałowych.

W analizie kontaktu wyróżnić można: dwuwęzłowy oraz jednowęzłowy element kontaktowy [53].

Dwuwęzłowe elementy kontaktowe mają zastosowanie w zagadnieniach 2D i 3D. Podstawowym założeniem dla stosowania tego rodzaju kontaktu jest znajomość kierunku siły normalnej w kontakcie oraz punktów kontaktu niezmiennych przez całą analizę. Elementy kontaktowe dwuwęzłowe definiowane są między dwoma węzłami kontaktujących się ciał a kierunek elementu kontaktowego reprezentowany jest przez linię łączącą początkowe

położenie dwóch węzłów (przed deformacją) i pokrywa się z siłą normalną kontaktu. Element kontaktowy, zależnie od typu zagadnienia kontaktowego, może być określony jako przenoszący ściskanie (ograniczenie zbliżania się węzłów) lub jako rozciąganie (ograniczenie oddalania się węzłów) (rys. 5.16).

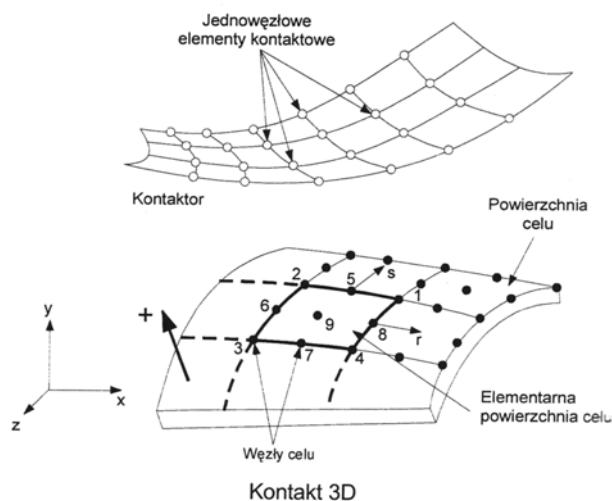


Rys. 5.16. Dwuwęzłowe elementy kontaktowe [53].

Zjawisko tarcia może być uwzględnione zarówno w analizie statycznej jak i dynamicznej a siły tarcia leżą w płaszczyźnie stycznej [53].

Jednowęzłowe elementy kontaktowe definiują obszar *kontaktora* (ciała czynnego – linie lub powierzchnie) względem ciała biernego *celu*.

Dla zagadnienia 3D obszar ten definiowany jest przez zbiór 4 lub 9 węzłowych podobszarów (rys. 5.17).



Rys. 5.17. Jednowęzłowe elementy kontaktowe [53].

Zastosowanie elementów jednowęzłowych znacznie upraszcza zagadnienie, ponieważ:

- położenie punktów kontaktowych wprowadza w te miejsca siły kontaktowe,
- kierunki działania sił kontaktowych określone są na podstawie aktualnej odkształconej geometrii,
- węzły sił wchodzących w kontakt nie muszą być bezpośrednio naprzeciw siebie [53].

6. Materiał badań

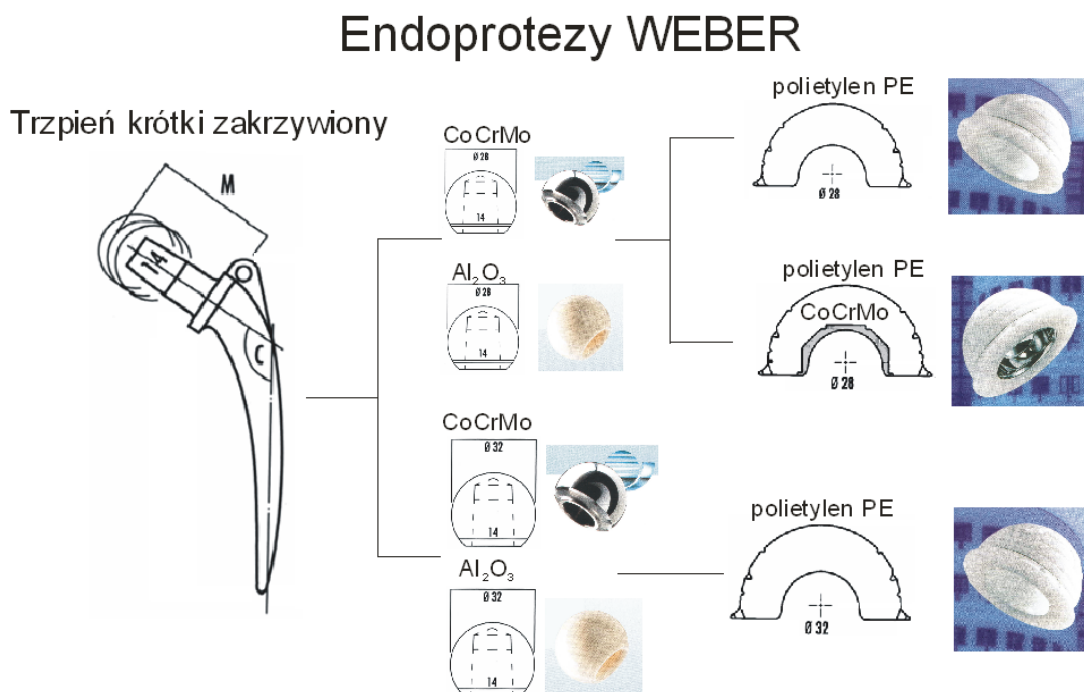
Materiałem do modelowania i do badań symulacyjnych były endoprotezy stawu biodrowego dostępne do zamówienia i aplikacji pacjentom w dwóch metodach implantacji:

- do osadzenia na cemencie,
- do osadzenia na zasadzie osteointegracji (bezcementowe).

Analizy przeprowadzono dla różnych konfiguracji endoprotez, które wirtualnie osadzano w strukturach kostnych pacjenta.

Wytypowano endoprotezy produkowane seryjnie o różnych konstrukcjach geometrycznych panewek, różnych kształtach i długościach trzpieni, wykonanych z różnych materiałów konstrukcyjnych (tab. 6.1-6.3, rys. 6.1-6.3).

Jako endoprotezy cementowe (tab. 6.1, rys. 6.1, i 6.2) analizowano rozwiązania typu Weber. Rozwiązania te obejmują: trzpień krótki zakrzywiony lub trzpień długi proste, głowy o średnicy Ø28 mm i Ø32 mm z Co28Cr6Mo lub Al_2O_3 , panewki jednowarstwowe z PE, lub panewki dwuwarstwowe Co28Cr6Mo-PE. Panewki dwuwarstwowe dostępne są tylko dla głów o średnicy Ø28 mm.

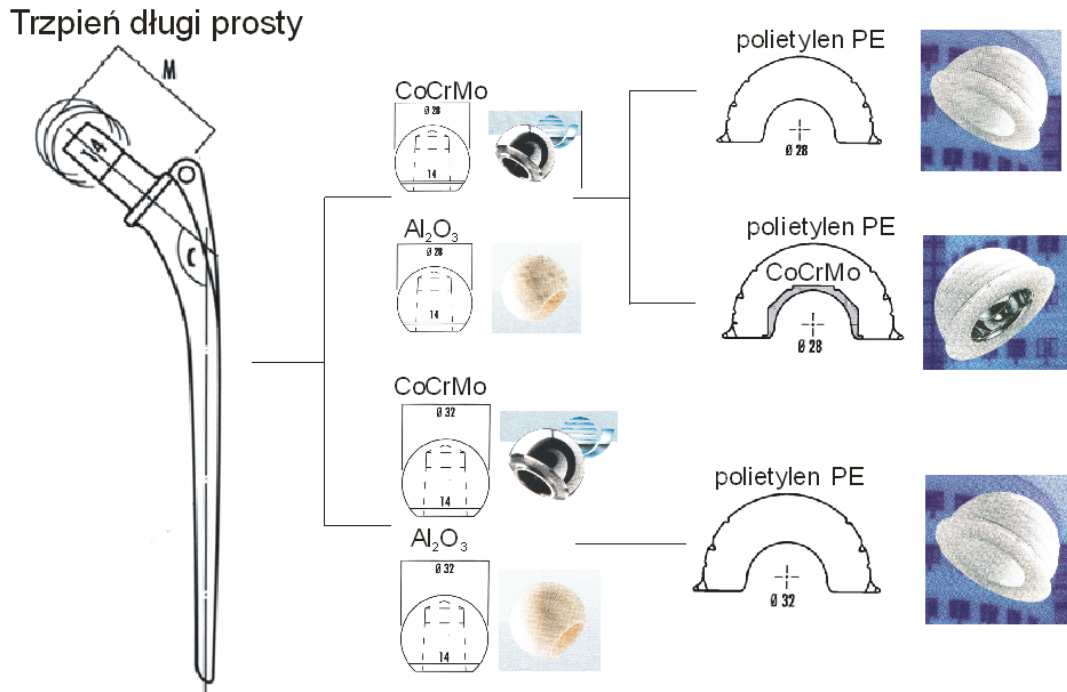


Rys. 6.1. Różne rozwiązania konstrukcyjne dla endoprotez typu Weber – trzpień krótki zakrzywiony.

Jako endoprotezy bezcementowe (tab. 6.2, rys. 6.3) analizowano rozwiązania typu Alloclassic Zweymüller Firmy Zimmer. Na rozwiązania te składają się: trzpień tytanowy, głowy o średnicach Ø28 mm lub Ø32 mm z Co28Cr6Mo lub Al_2O_3 . Panewki trójwarstwowe

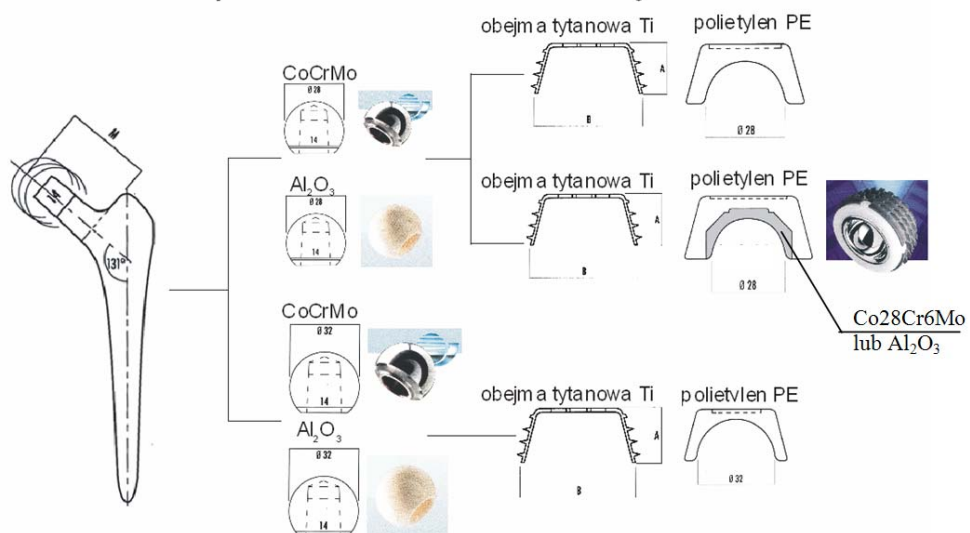
zbudowane były z panewki właściwej z Co28Cr6Mo lub Al_2O_3 , panewki z PE oraz obejmy z Ti. Panewki, dwuwarstwowe zbudowane były z panewki PE oraz tytanowej obejmy.

Endoprotezy WEBER



Rys. 6.2. Różne rozwiązania konstrukcyjne dla endoprotez typu Weber – trzpień długi prosty.

Endoproteza Alloclassic Zweymüller



Rys. 6.3. Różne rozwiązania konstrukcyjne dla endoprotez typu Alloclassic Zweymüller.

Modelowanie i badania symulacyjne przeprowadzono również dla endoprotez bezcementowych ceramika-ceramika (tab. 6.3). Wytypowano endoprotezy trójwarstwowe, w których strefę ruchową stanowiły pary ceramiczne. Analizowano pary: głowa – panewka właściwa wykonane z ZrO_2 stabilizowanego itrem oraz głowa-panewka właściwa wykonane z Al_2O_3 . W obu endoprotezach stosowano wkładki z PE, obejmą z Ti oraz trzpień z $Ti6Al7Nb$.

Tabela 6.1. Wytypowane do modelowania i symulacji skojarzenia elementów konstrukcyjnych endoprotez cementowych.

Endoprotezy cementowe typu Weber			Nr skojarzenia
Trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo	Głowa Co28Cr6Mo Ø28 mm	Panewka polietylenowa jednowarstwowa	1
		Panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE	2
	Głowa Al_2O_3 Ø28 mm	Panewka polietylenowa jednowarstwowa	3
	Głowa Co28Cr6Mo Ø32 mm	Panewka polietylenowa jednowarstwowa	4
	Głowa Al_2O_3 Ø32 mm	Panewka polietylenowa jednowarstwowa	5
Trzpień długi prosty CoNiCrMo	Głowa Co28Cr6Mo Ø28 mm	Panewka polietylenowa jednowarstwowa	6
		Panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE	7
	Głowa Al_2O_3 Ø28 mm	Panewka polietylenowa jednowarstwowa	8
	Głowa Co28Cr6Mo Ø32 mm	Panewka polietylenowa jednowarstwowa	9
	Głowa Al_2O_3 Ø32 mm	Panewka polietylenowa jednowarstwowa	10

Tabela 6.2. Wytypowane do modelowania i symulacji skojarzenia elementów konstrukcyjnych endoprotez beczementowych.

Endoprotezy beczementowe typu Alloclassic Zweymüller			Nr skojarzenia
Trzpień tytanowy Ti6Al7Nb	Głowa Co28Cr6Mo Ø28 mm	Panewka trójwarstwowa panewka właściwa z Co28Cr6Mo- wkładka PE obejma Ti	1
		Panewka dwuwarstwowa panewka właściwa PE obejma Ti	2
	Głowa Al ₂ O ₃ Ø28 mm	Panewka trójwarstwowa panewka właściwa z Al ₂ O ₃ -wkładka PE obejma Ti	3
		Panewka dwuwarstwowa panewka właściwa PE obejma Ti	4
	Głowa Co28Cr6Mo Ø32 mm	Panewka dwuwarstwowa panewka właściwa PE obejma Ti	5
	Głowa Al ₂ O ₃ Ø32 mm	Panewka dwuwarstwowa panewka właściwa PE obejma Ti	6

Tabela 6.3. Wytypowane do modelowania i symulacji skojarzenia elementów konstrukcyjnych endoprotez beczementowych: ceramika-ceramika.

Endoprotezy beczementowe ceramika-ceramika			Nr skojarzenia
Trzpień tytanowy Ti6Al7Nb	Głowa ZrO ₂ Ø28 mm	Panewka trójwarstwowa panewka właściwa z ZrO ₂ - wkładka PE obejma Ti	1
Trzpień tytanowy Ti6Al7Nb	Głowa Al ₂ O ₃ Ø28 mm	Panewka trójwarstwowa panewka właściwa z Al ₂ O ₃ - wkładka PE obejma Ti	2

7. Metoda badań

Metoda modelowania i analizy symulacyjnej wytypowanych endoprotez wirtualnie implantowanych pacjentowi obejmuje:

- modelowanie 3D geometrii endoprotez o różnych rozwiązaniach konstrukcyjnych, przeznaczonych do implantacji,
- odwzorowanie wirtualne przestrzennego anatomicznego układu kostnego-stawowego pacjenta obejmującego: lędźwiowy odcinek kręgosłupa, obręcz miednicy, stawy biodrowe oraz bliższe części kości udowych na podstawie diagnostyki tomograficznej (CT),
- wirtualne osadzenie endoprotez w strukturach kostnych pacjenta uzyskanych z rekonstrukcji CT,
- wyznaczenie w warunkach lokomocji złożonego stanu obciążeń, jakiemu są poddawane struktury kostne w strefie zamocowania endoprotezy oraz w dalszych strukturach okołostawowych (kość miedniczna i kość udowa)
- wykorzystanie metody elementów skończonych do analizy biomechanicznej i wytrzymałościowej sztucznego stawu biodrowego optymalnie pozycjonowanego zgodnie z warunkami anatomicznymi i zamocowanego (ufiksowanego) w strukturach kostnych w warunkach obciążania i pozycji wynikającej z lokomocji.

7.1. Model obciążenia przyjęty w pracy

Dla analizy stanu naprężenia i odkształcenia w endoprotezie stawu biodrowego oraz strukturach okołostawowych przyjęto przestrzenny model obciążenia stawu biodrowego (rys. 7.1). Model ten oparty jest na modelu Będzińskiego (rys. 4.17) uwzględniającym oddziaływanie mas tułowia na głowę kości udowej R , oddziaływanie mięśni odwodźcicieli M_a , oddziaływanie pasma biodrowo-piszczelowego M , T (ślizganie po krętarzu). oraz oddziaływanie mięśni rotatorów R_u wywołujących skręcanie kości udowej względem miednicy [12, 13, 39, 58, 60].

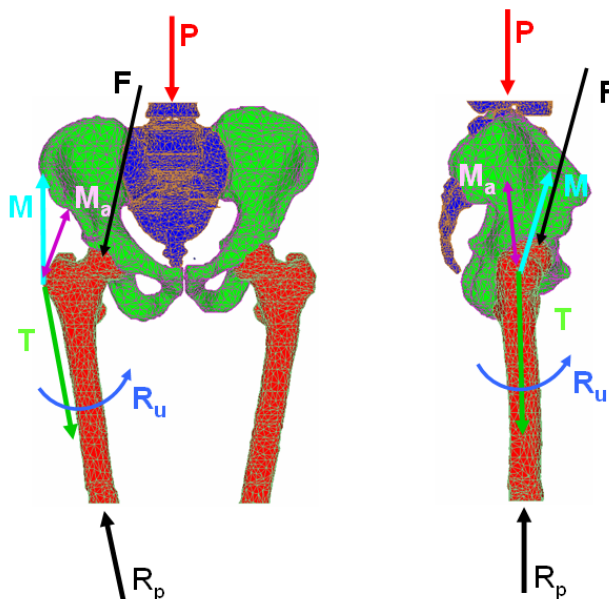
Dla modelowania i symulacji rozkładów naprężeń i przemieszczeń w głowie z trzpieniem i panewce implantu oraz obciążonych strukturach kostnych (obrácz miednicy, kość udowa), koniecznym było kompleksowe ujęcie modelu numerycznego i narzucenie

przestrzennych warunków dla obciążeń i utwierdzeń. W rozważaniach przyjęto następujące przypadki obciążenia modelu, które wynikają z czynności lokomocyjnych:

- stanie na obu nogach w pozycji wyprostnej,
- stanie na jednej nodze po stronie zaimplantowanej endoprotezy,
- wy krok do przodu – kontakt pięty kończyna z zaimplantowaną endoprotezą, (ugięcie kończyny do przodu o kąt 20°),

W modelu (rys. 7.1) uwzględniono następujące quasi-statyczne obciążenia i reakcje:

- obciążenie od mas tułowia P ,
- oddziaływanie mas tułowia na głowę kości udowej F ,
- oddziaływanie mięśni odwodzicieli M_a ,
- oddziaływanie pasma biodrowo-piszczelowego M , T (ślizganie po krętarzu),
- oddziaływanie mięśni rotujących R_u ,
- oddziaływanie podłoża R_p



Rys. 7.1. Ogólny model obciążeń: P – obciążenie od mas tułowia, F – oddziaływanie mas tułowia na głowę kości udowej, M_a – oddziaływanie mięśni odwodzicieli, M , T – oddziaływanie pasma biodrowo-piszczelowego, R_u – oddziaływanie mięśni rotujących, R_p – oddziaływanie podłoża

Wartości (tab. 7.2 – 7.4, rys. 7.7, 7.10, 7.13) i kierunki sił (rys. 7.5, 7.6, 7.8, 7.9, 7.11, 7.12, 7.37) przyjęto odpowiednio dla poszczególnych przypadków wynikających z przestrzennego układu analizowanych struktur:

W przedstawionym modelu ogólnym (rys. 7.1) wprowadzono uproszczony schemat obciążenia zawierający tylko wypadkowe sił od oddziaływania mięśni. Badanie stanu

naprężenia w endoprotezie, kości miednicy oraz w kości udowej wymagało wprowadzenia do modelu numerycznego obciążenia odniesionego do powierzchni przyczepów odpowiednich mięśni (rys. 7.47). W tym celu w analizowanych modelach numerycznych wypadkowe siły skupione oddziaływania mięśni, zastąpiono siłami zadanymi na powierzchnie ich przyczepów.

Kierunki i punkty zaczepienia poszczególnych sił zależnie od przypadku obciążenia przyjęto następująco (rys.7.1, 7.5, 7.6, 7.8, 7.9, 7.11, 7.12):

- reakcję podłoża R_p pochodzącą od obciążenia wywołanego masą: głowy, kończyn górnych i tułowia zadano na dłuższy koniec kości udowej, w postaci siły działającej prostopadle do powierzchni jej przekroju poprzecznego (około 100 mm powyżej dołu międzykłykciowego), kierunek siły założono zgodnie z osią kości udowej, wartości reakcji przyjęto zależnie od przypadku obciążenia (tabela 7.2 – 7.4),
- obciążenie od mięśni odwodzicieli M_a (mięsień pośladkowy mały i średni) zadano w miejscach ich przyczepów na krętarzu większym i na talerzu kości biodrowej. Kierunek działania siły M_a przyjęto zgodnie z przebiegiem włókien mięśniowych (tab. 7.2 – 7.4),
- obciążenie od pasma biodrowo-piszczelowego M, T zadano na krętarzu większym. Kierunek siły T odpowiednio wzdłuż kości udowej do stawu kolanowego. Kierunek siły M od krętarza większego do grzebienia kości biodrowej. Wartości tych sił podaje tabela 7.2 – 7.4. Przy wyznaczaniu wartości M, T uwzględniono możliwość ślizgania się pasma biodrowo-piszczelowego po krętarzu
- moment rotujący R_u zadano na kości udowej w miejscu przyczepu mięśni obracających kość udową względem miednicy (rys.7.1, 7.5, 7.8, 7.11).

Tak wprowadzone modele obciążenia wynikają z kompleksowego rozważenia struktur kostnych (obrzęczy miednicy, kości udowej), implantu (panewki, głowy i trzpienia) panewki głowy i trzpienia (implantu) oraz współdziałania płaszcza mięśniowego, który zabezpiecza czynności lokomocyjne.

Podstawowymi ruchami wykonywanymi przez staw biodrowy jest zginanie i prostowanie, ponieważ dzięki nim odbywa się przenoszenie ciała do przodu (podczas chodu lub biegu). Zarówno ruchy zgięcia jak i prostowania odbywają się wokół poprzecznej osi przebiegającej przez środkowe punkty obydwu głów kości udowych. W zginaniu stawu

biodrowego biorą udział przede wszystkim dwa silne mięśnie: biodrowo-lędźwiowy *iliopsoas* i prosty uda *rectus femoris*. Ruch ten wspomagany jest przez wszystkie przywodziciele z wyjątkiem wielkiego *adductor magnus*, mięśnie pośladkowe: *gluteus maximus*, *gluteus medius*, *gluteus minimus* oraz mięsień krawiecki *sartorius*. Obydwa wymienione ruchy: prostowania i zginania mają zasadnicze znaczenie podczas chodzenia. Przemieszczenie ciała ku przodowi powoduje oparcie o podłoże kończyna zakroczna. W tym samym momencie odbywa się przeniesienie do przodu kończyny wykroczonej przez zgięcie stawu biodrowego do momentu oparcia jej o podłoże. Prostowanie w stawie biodrowym następuje przy wyprostowanym kolanie. Za każdym krokiem całe ciało poruszającego się człowieka przez pewien czas oparte jest na jednej kończynie. Powoduje to zmianę warunków równowagi na skutek zmniejszenia się płaszczyzny podparcia, do wielkości zajmowanej przez jedną stopę. Zgięciu uda towarzyszy rotacja kości udowej na zewnątrz – krętarz większy kości udowej porusza się do tyłu. Podczas prostowania uda następuje rotacja uda do środka – krętarz większy porusza się do przodu [8].

Wartości wypadkowej siły F działającej na głowę implantu przyjęto na podstawie literatury (G. Bergman, G. Deuratzhbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlman, J. Strauss, G.N. Duda, M. Bernakiewicz). W ośrodku niemieckim (Biomechanics Lab., Free University Berlin, Clinical Biomechanics University Hamburg-Eppendorf, Trauma Research Lab. Humboldt University Berlin, Biomechanics Section Tech. University Hamburg-Harburg) wykonano badania na pacjentach z zainplantowaną endoprotezą, w wyniku których wyznaczono wypadkowe reakcje na głowie i panewce implantu pomiarowego w różnych sytuacjach: w warunkach stania oraz w warunkach chodu. (rys. 7.2)



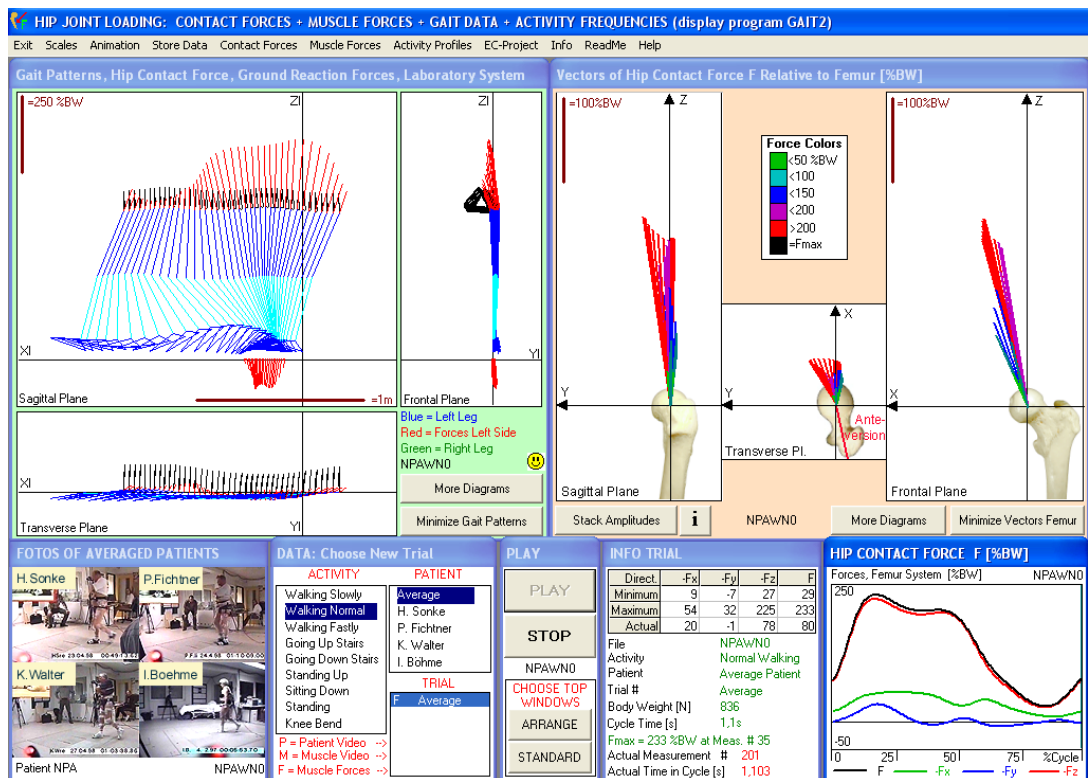
Rys. 7.2. Zdjęcie pacjenta z zainstalowanym układem pomiarowym

W wyniku współpracy tych ośrodków opracowano unikalny program do analizy chodu HIP98. W programie dla każdego przypadku lokomocji można określić wartości sił i momentów. Poniżej przedstawiono procedury do wyznaczenia obciążeń analizowanych w pracy modeli numerycznych. Przy wyznaczaniu tych obciążeń oparto się na modelu obciążenia stawu biodrowego opracowanym w Zakładzie Doświadczalnej Analizy Konstrukcji Inżynierskich i

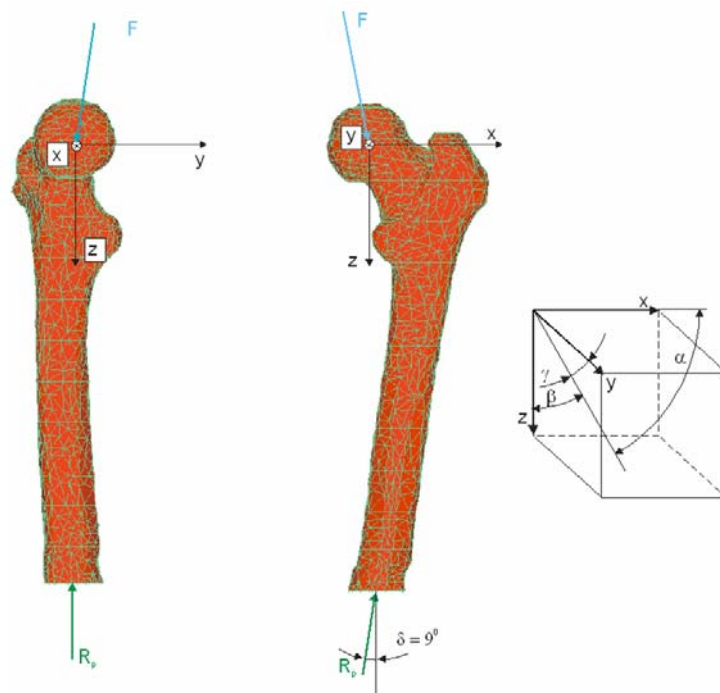
Biomechanicznych Politechniki Wrocławskiej przez Prof. R. Będzińskiego, danych literaturowych zaczerpniętych z Pracy Doktorskiej M. Bernakiewicza oraz programie HIP98. W tabeli 7.1 przedstawiono wartości sił wypadkowych na głowie kości udowej w przypadku wykonywania czynności lokomocyjnych. Wartości otrzymano z programu HIP98 dla różnych prędkości chodu poszczególnych pacjentów. Na rysunku 7.3 przedstawiono średnie wartości siły reakcji na głowie kości udowej uzyskane od wszystkich pacjentów w różnych fazach chodu. Na rysunku 7.4 przedstawiono przyjęty układ współrzędnych dla wyznaczenia reakcji na głowie kości udowej F . Wartości siły wypadkowej F , sił mięśniowych M_a , T , M oraz reakcji R_p uzależniono od masy ciała BW (body weight) uzyskane z programu HIP98.

Tabela 7.1. Wartości sił reakcji na głowie kości udowej dla poszczególnych pacjentów.

faza chodu pacjent		faza styku pięty z podłożem				faza stania na jednej nodze			
siła wypadkowa %100 BW		F_x	F_y	F_z	F	F_x	F_y	F_z	F
H.S. body weight 860 N	chód powolny 3,81 [km/h]	49	17	216	222	47	19	188	195
	chód normalny 4,41 [km/h]	49	22	231	237	42	16	175	181
	chód szybki 5,11 [km/h]	55	23	268	274	46	12	181	187
P.F. body weight 980 N	chód powolny 3,08 [km/h]	29	43	215	221	35	34	234	239
	chód normalny 3,71 [km/h]	29	35	197	202	30	23	206	209
	chód szybki 4,46 [km/h]	29	30	187	192	33	26	207	211
K.W. body weight 980 N	chód powolny 3,81 [km/h]	61	17	202	212	68	3	205	216
	chód normalny 4,05 [km/h]	67	20	230	240	59	-1	179	189
	chód szybki 4,64 [km/h]	73	19	251	262	58	4	167	177
średnia wszystkich pacjentów	chód powolny 3,60 [km/h]	47	27	214	221	51	25	217	224
	chód normalny 4,09 [km/h]	47	23	210	216	54	8	200	207
	chód szybki 4,74 [km/h]	52	26	237	244	47	1	180	186



Rys. 7.3. Średnie wartości sił reakcji na głowie kości udowej otrzymane z programu HIP98 [7].



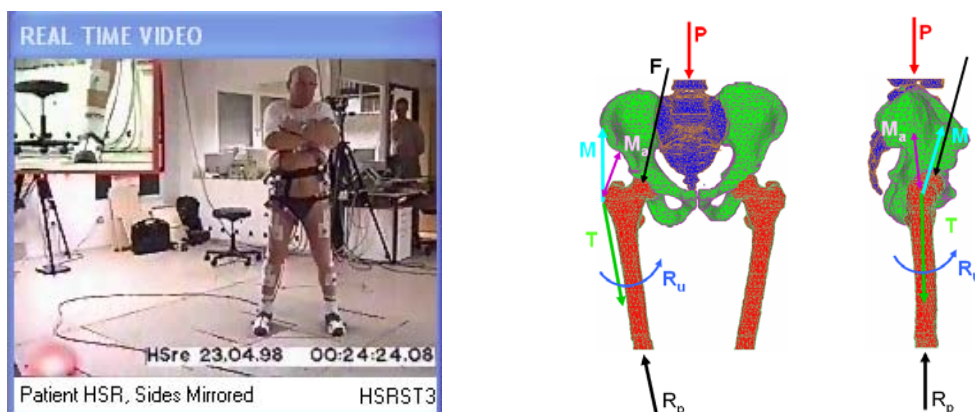
Rys. 7.4. Przyjęty układ współrzędnych [8]

Dla wyznaczenia wartości sił do analiz numerycznych wytypowano pacjenta l. 56 o ciężarze ciała $BW = 860$ N, dla którego wykonano CT. Analizy przeprowadzono dla prędkości 4,09 [km/h] (chód normalny).

Rozpatrzono następujące sytuacje obciążenia:

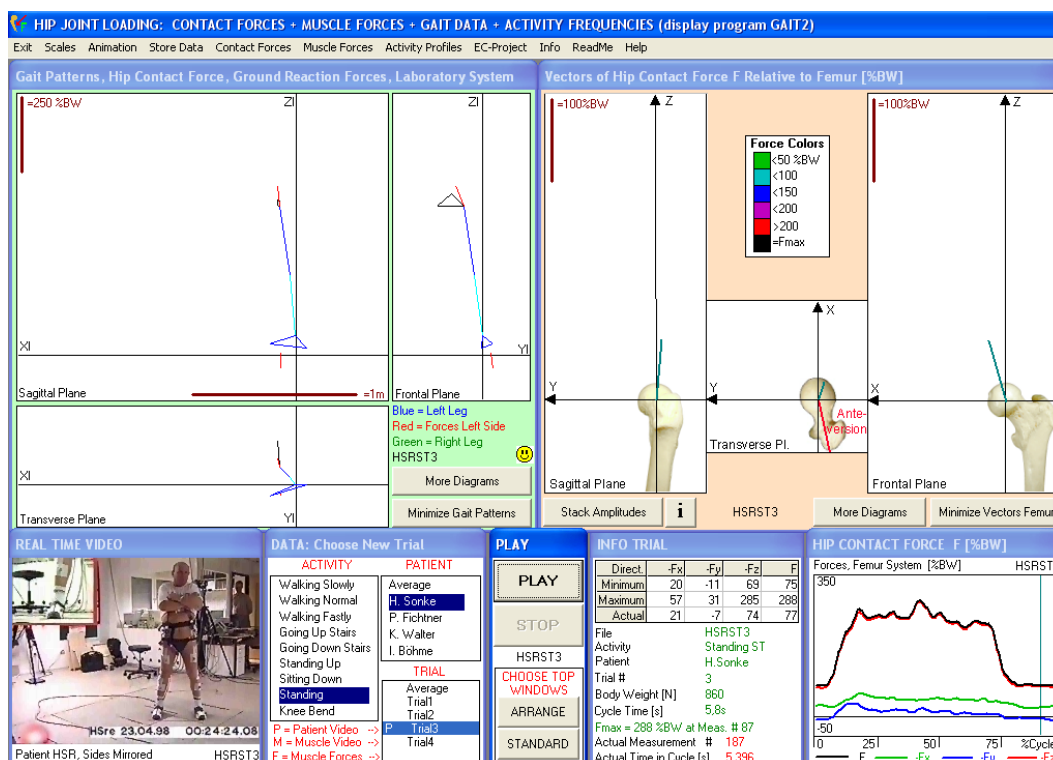
1. Przypadek stania w pozycji wyprostnej

W przypadku stania na dwóch nogach (rys. 7.5) założono równomierne obciążenie na obydwa stawy. Wypadkową siłę F działającą na głowę kości udowej przyjęto na podstawie wyników otrzymanych przez Bergmana (rys. 7.6).

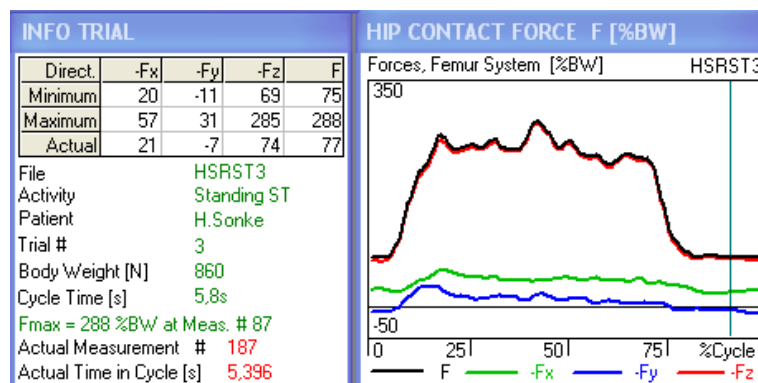


Rys. 7.5. Model obciążenia w przypadku stania w pozycji wyprostnej.

Siła F jest wypadkową siłą z oddziaływania mięśni, mas tułowia i siły bezwładności. Przyjęto maksymalną siłę wypadkową $F = 77\% \text{ BW}$ (body weight) działającą na głowę (rys. 7.7).



Rys. 7.6. Przykładowe okno programu HIP98 do określenia reakcji F (F_x , F_y , F_z) na głowie (przypadek stania na dwóch nogach) [7]



Rys. 7.7. Wyznaczenie siły wypadkowej F w przypadku stania na dwóch nogach [7]

W rozważanym układzie przestrzennym wprowadzono warunki równowagi sił i momentów, które realizowane są w kompleksowych modelach numerycznych do analizy naprężeń i przemieszczeń z wykorzystaniem programu NE/Nastran v.8.3.

$$\left\{ \begin{array}{l} \sum_{i=1}^n P_{ix} = 0 \\ \sum_{i=1}^n P_{iy} = 0 \\ \sum_{i=1}^n P_{iz} = 0 \end{array} \right. \left\{ \begin{array}{l} \sum_{i=1}^n M_{ix} = 0 \\ \sum_{i=1}^n M_{iy} = 0 \\ \sum_{i=1}^n M_{iz} = 0 \end{array} \right.$$

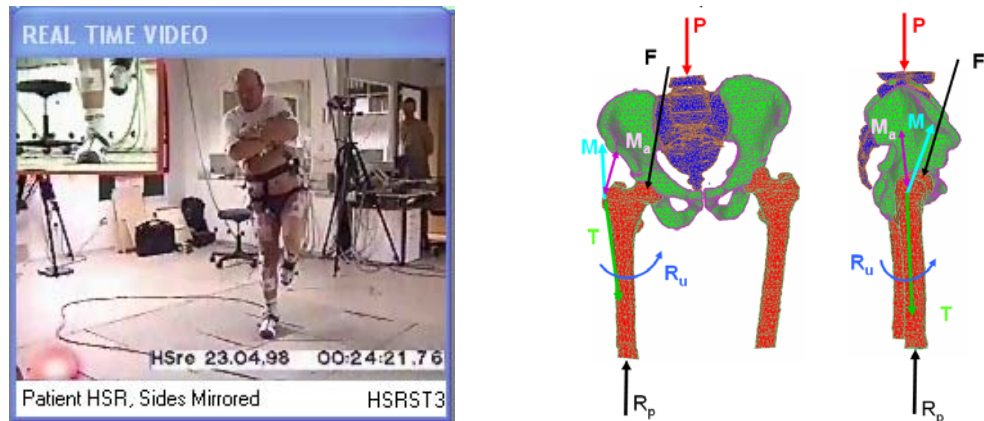
Wartości sił: na głowę kości udowej oraz reakcji podłoża wyznaczono na podstawie programu HIP 98. W analizowanym przypadku wartości sił w mięśniach odwodźcielnikach, w paśmie biodrowo-piszczelowym oraz moment rotujący kość udową przyjęto na podstawie pracy M. Bernakiewicza [8] (tabela 7.2.)

Tabela 7.2. Wartości sił mięśniowych i reakcji w przypadku stania na obydwu kończynach [7, 8]

faza stania na dwóch kończynach				
wielkości przyjęte do analizy	100% BW	X	Y	Z
wypadkowa na głowie kości udowej F	0,77	0,021	-0,007	0,074
reakcja podłoża R_p	0,42	0,065	0	0,418
obciążenie od mięśni odwodźcielników M_a	0,367	0,009	-0,0049	0,033
obciążenie od pasma biodrowo-piszczelowego M, T	0,016	0,0004	0,0001	0,001
moment rotujący R _u	16 [Nm]			

2. Przypadek stania na jednej nodze po stronie zaimplantowanej endoprotezy

W przypadku stania na jednej nodze całe obciążenie przenoszone jest przez jeden staw (rys. 7.8).

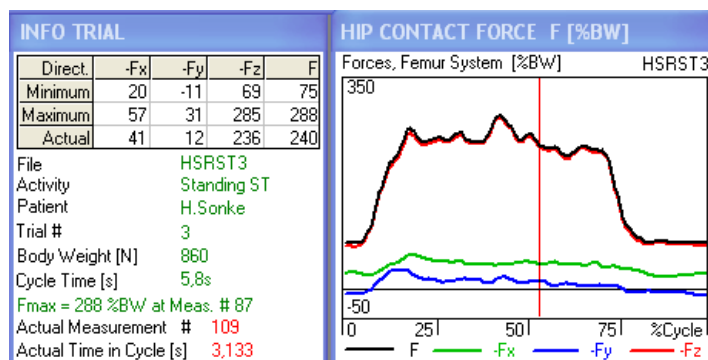


Rys. 7.8. Model obciążenia stawu biodrowego w przypadku stania na jednej nodze

Siłę F działającą na głowę kości udowej przyjęto na podstawie wyników otrzymanych przez Bergmana: $F = 233 \% BW$.



Rys. 7.9. Przykładowe okno programu HIP98 do określenia reakcji F (F_x , F_y , F_z) na głowie (przypadek stania na jednej kończynie) [7]



Rys. 7.10. Wyznaczenie siły wypadkowej F w przypadku stania na jednej kończynie [7]

Wprowadzono warunki równowagi sił i momentów realizowane w kompleksowych modelach numerycznych do analizy naprężeń i przemieszczeń z wykorzystaniem programu NE/Nastran v.8.3:

$$\left\{ \begin{array}{l} \sum_{i=1}^n P_{ix} = 0 \\ \sum_{i=1}^n P_{iy} = 0 \\ \sum_{i=1}^n P_{iz} = 0 \end{array} \right\} \left\{ \begin{array}{l} \sum_{i=1}^n M_{ix} = 0 \\ \sum_{i=1}^n M_{iy} = 0 \\ \sum_{i=1}^n M_{iz} = 0 \end{array} \right.$$

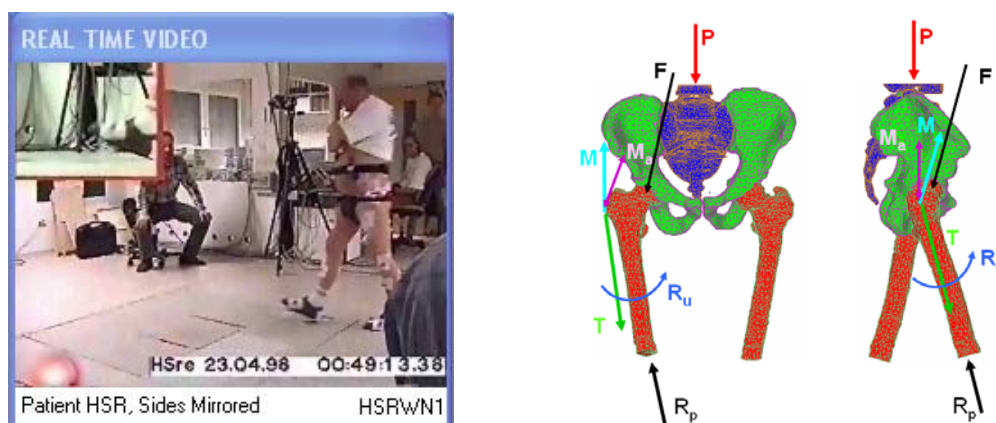
Wartości sił: na głowę kości udowej oraz reakcję podłoża wyznaczono na podstawie programu HIP 98. W analizowanym przypadku wartości sił w mięśniach odwodźcicielach, w paśmie biodrowo-piszczelowym oraz moment rotujący kość udową przyjęto na podstawie pracy M. Bernakiewicza [8] (tabela. 7.2.)

Tabela 7.3. Wartości sił mięśniowych w przypadku stania na jednej kończynie [7, 8]

faza stania na jednej kończynie				
wielkości przyjęte do analizy	100% BW	X	Y	Z
wypadkowa na głowie kości udowej F	2,88	0,40	0,18	0,255
reakcja podłoża R_p	0,84	0,131	0	0,829
obciążenie od mięśni odwodźcicieli M_a	0,735	-0,541	-0,138	-0,503
obciążenie od pasma biodrowo-piszczelowego M, T	0,08	-0,074	-0,028	0
moment rotujący R_u	20 [Nm]			

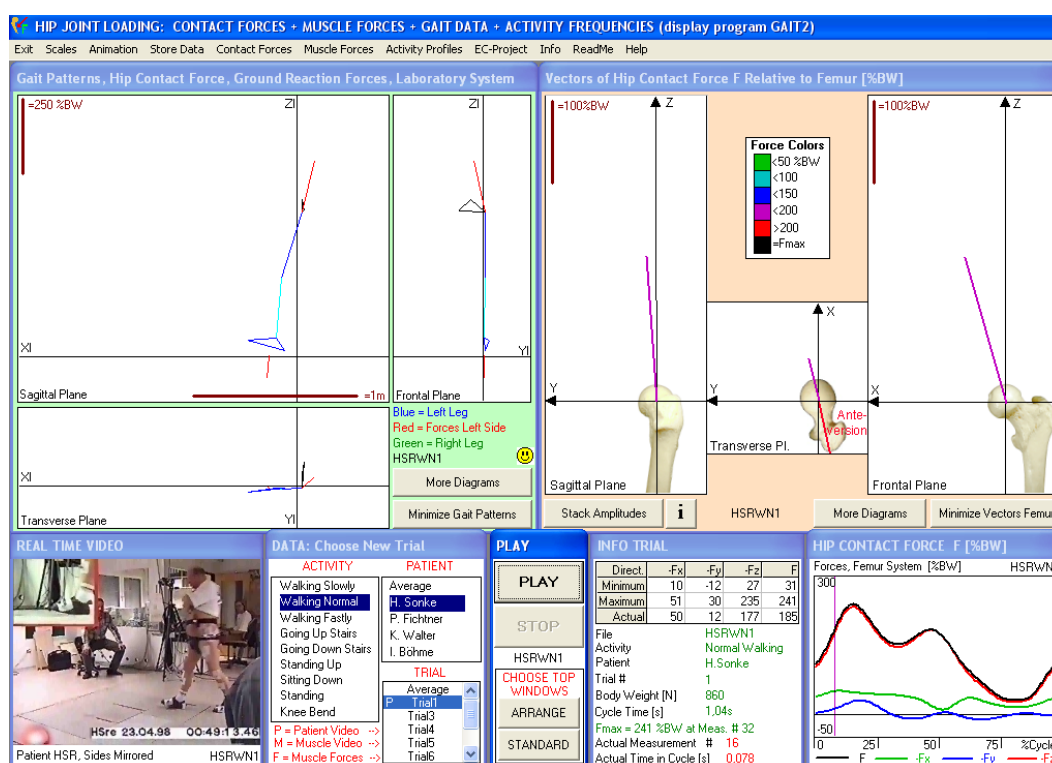
3. Przypadek kontaktu pięty (kończyna z zaimplantowaną endoprotezą) z podłożem

Podczas realizacji chodu, podczas wykonywania wyroku w przód, następuje przeniesienie prawie całej masy ciała na jedną kończynę, powodujące znaczne obciążenie aktywnego stawu biodrowego (rys. 7.11)

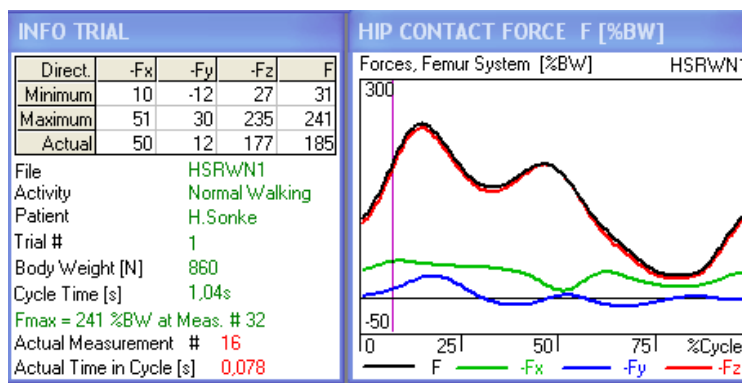


Rys. 7.11. Model obciążenia w przypadku wyroku do przodu (styk pięty z podłożem)

Siłę F działającą na głowę kości udowej przyjęto na podstawie wyników otrzymanych przez Bergmana: $F = 185 \% BW$.



Rys. 7.12. Przykładowe okno programu HIP98 do określenia reakcji F (F_x , F_y , F_z) na głowie (przypadek kontaktu pięty z podłożem) [7]



Rys. 7.13. Wyznaczenie siły wypadkowej F w przypadku kontaktu stopy z podłożem [7]

Wprowadzono warunki równowagi sił i momentów realizowane w kompleksowych modelach numerycznych do analizy naprężeń i przemieszczeń z wykorzystaniem programu NE/Nastran v.8.3:

$$\begin{cases} \sum_{i=1}^n P_{ix} = 0 \\ \sum_{i=1}^n P_{iy} = 0 \\ \sum_{i=1}^n P_{iz} = 0 \end{cases} \quad \begin{cases} \sum_{i=1}^n M_{ix} = 0 \\ \sum_{i=1}^n M_{iy} = 0 \\ \sum_{i=1}^n M_{iz} = 0 \end{cases}$$

Wartości sił: na głowę kości udowej oraz reakcji podłoża wyznaczono na podstawie programu HIP 98. W analizowanym przypadku wartości sił w mięśniach odwodźniakach oraz w paśmie biodrowo-piszczelowym przyjęto na podstawie pracy M. Bernakiewicza (tabela. 7.2.) [8]

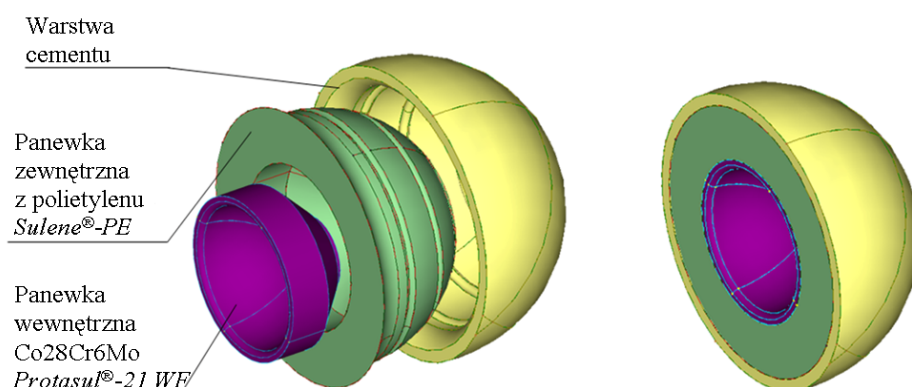
Tabela 7.4. Wartości sił mięśniowych w przypadku kontaktu pięty z podłożem [7, 8]

faza styku pięty z podłożem				
wielkości przyjęte do analizy	100% BW	X	Y	Z
wypadkowa na głowie kości udowej F	2,92	1,051	0,292	2,716
reakcja podłoża R_p	0,78	0,122	0,201	0,770
oddziaływanie od mięśni odwodźniaki M_a	0,856	-0,603	-0,375	-0,481
oddziaływanie od pasma biodrowo-piszczelowego M, T	0,075	-0,069	-0,026	0
moment rotujący R_u	24 [Nm]			

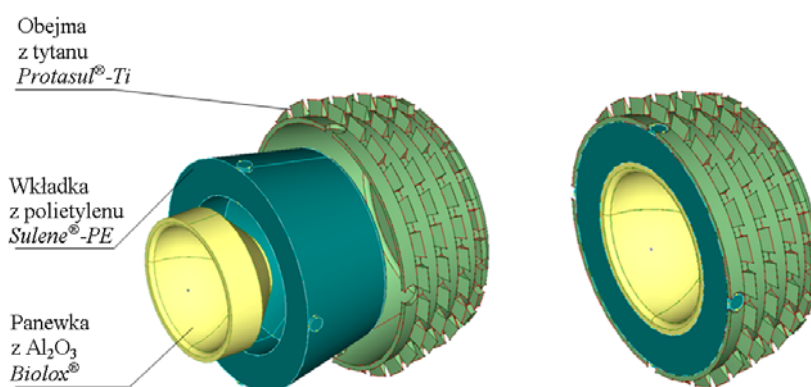
7.2. Modelowanie trzpieni, głów i panewek dla wybranych endoprotez stawu biodrowego z wykorzystaniem programów Solid Works i Femap

Do tworzenia geometrii panewek warstwowych, głów i trzpieni endoprotez (cementowych i bezcementowych) zastosowano modelowanie bryłowe oparte na algebrze Bool'a [48].

Geometrię panewek warstwowych (rys. 7.14, rys. 7.15) otrzymano poprzez obrót figur płaskich z zastosowaniem funkcji *GEOMETRIC*→*SOLID*→*REVOLVE*.



Rys. 7.14. Zamodelowana dwuwarstwowa panewka: Co28Cr6Mo -polietylen do osadzenia na cemencie.



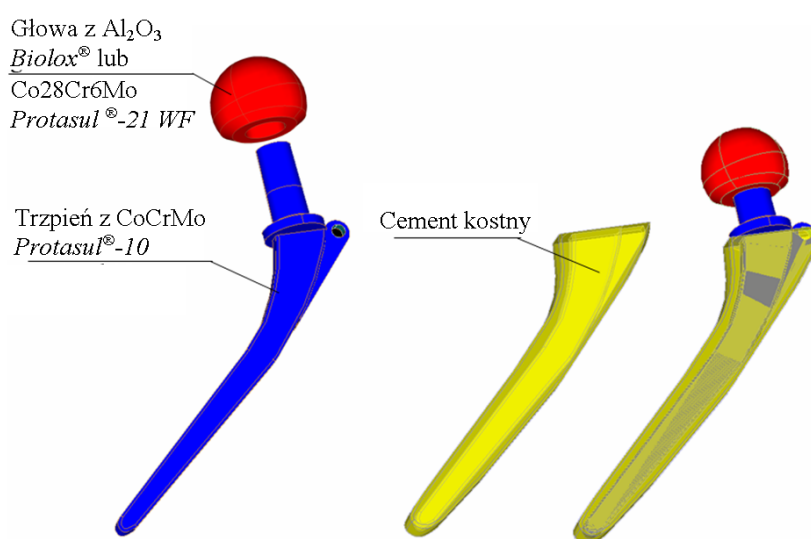
Rys.7.15. Zamodelowana trójwarstwowa panewka: korundowo - polietylenowa z obejmą z tytanu do zamocowania na zasadzie osteointegracji.

Geometrię trzpieni: cementowych (rys. 7.16, rys. 7.17) i bezcementowych (rys. 7.18) wykonano wykorzystując funkcje *GEOMETRY*→*SOLID*→*EXTRUDE* i

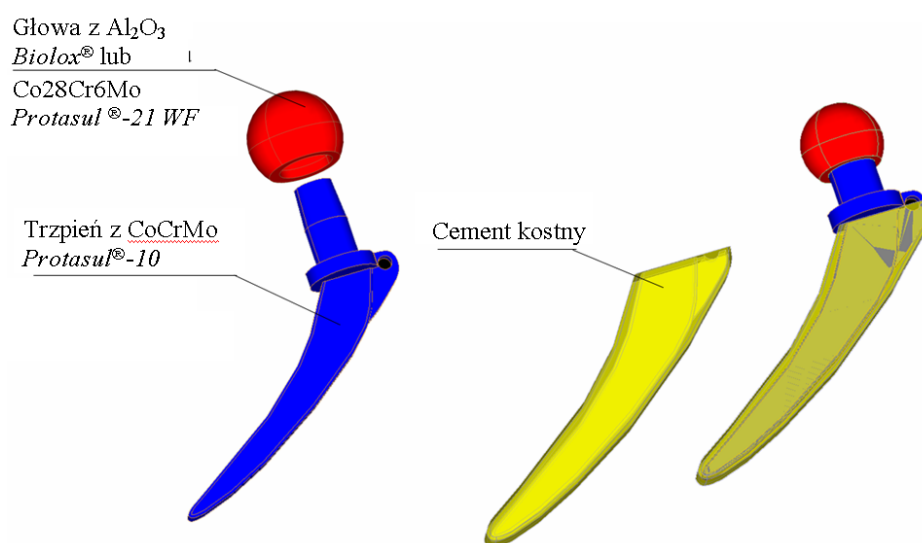
GEOMETRY→*SOLID*→*FILET*. Górną stożkową część trzpieni otrzymano poprzez dodawanie bryłowe.

W endoprotezach cementowych zamodelowano warstwę cementu kostnego poprzez skalowanie odpowiednich struktur z wykorzystaniem funkcji *MODIFY*→*SCALE*→*SOLID*, a następnie poprzez odejmowanie poszczególnych brył z wykorzystaniem funkcji *GEOMETRY*→*SOLID*→*EMBED* (rys. 7.14, rys. 7.16 i rys. 7.17). Funkcja ta umożliwia tworzenie dodatkowych brył w miejscach wspólnych połączeń [66, 67].

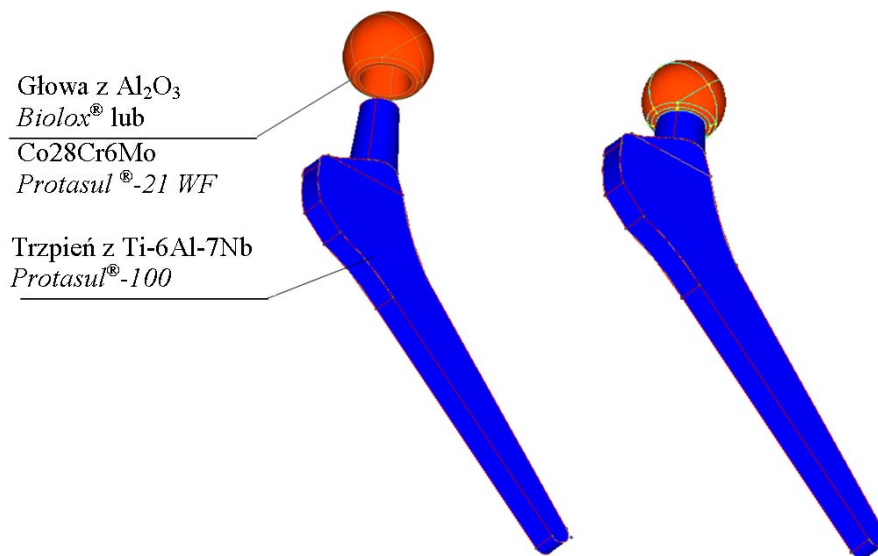
Geometrię głów endoprotez (rys. 7.16-7.18) otrzymano poprzez obrót figur płaskich z zastosowaniem funkcji *GEOMETRY*→*SOLID*→*REVOLVE*.



Rys. 7.16. Zamodelowana geometria głowy i trzpienia endoprotezy cementowej - trzpień długi prosty.



Rys. 7.17. Zamodelowana geometria głowy i trzpienia endoprotezy cementowej trzpień krótki zakrzywiony.

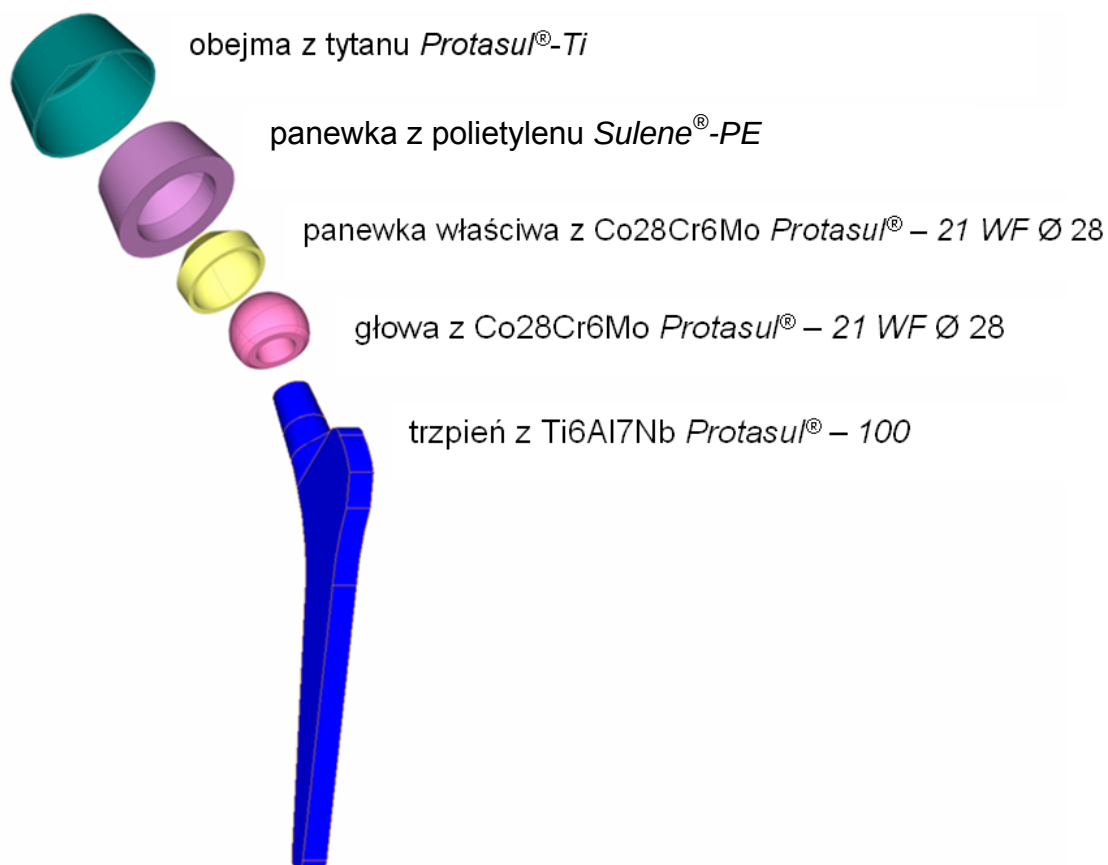


Rys. 7.18. Zamodelowana geometria głowy i trzpienia endoprotezy bezcementowej.

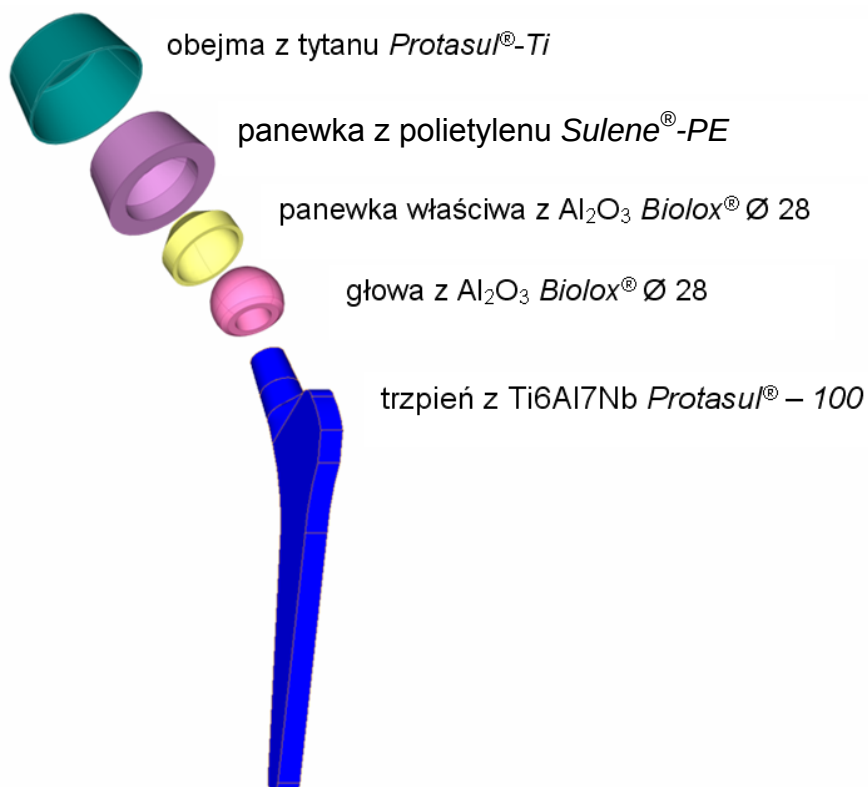
Tak zamodelowane geometryczne w 3D elementy składowe dają możliwość generowania wirtualnego banku różnych rozwiązań konstrukcyjnych endoprotez, które charakteryzują się:

- w zakresie panewek – zróżnicowaną budową konstrukcyjną, różnymi kształtami i wymiarami (zapewniającymi funkcje lokomocji i określone zakresy ruchu) – obejmującymi typoszeregi, umożliwiające właściwe przeniesienie nacisku z konstrukcji na tkanki łoża anatomicznego z zastosowaniem zróżnicowanych wytrzymałościowo i tribologicznie biomateriałów,
- w zakresie głów – zróżnicowaniem wymiarów i tolerancji kształtowych dostosowanych do współpracy z panewką, zróżnicowanych charakterem i geometrią połączenia z trzpieniem oraz rodzajem biomateriału konstrukcyjnego zabezpieczających parametry wytrzymałościowe i tribologiczne,
- w zakresie trzpieni – o zróżnicowanych kształtach, zróżnicowanej długości, prostych i zakrzywionych, prawych i lewych, wykonanych z różnych biomateriałów zapewniających optymalny kontakt ze strukturą anatomiczną kości udowej i właściwe przeniesienie nacisków na struktury nośne kości udowej.

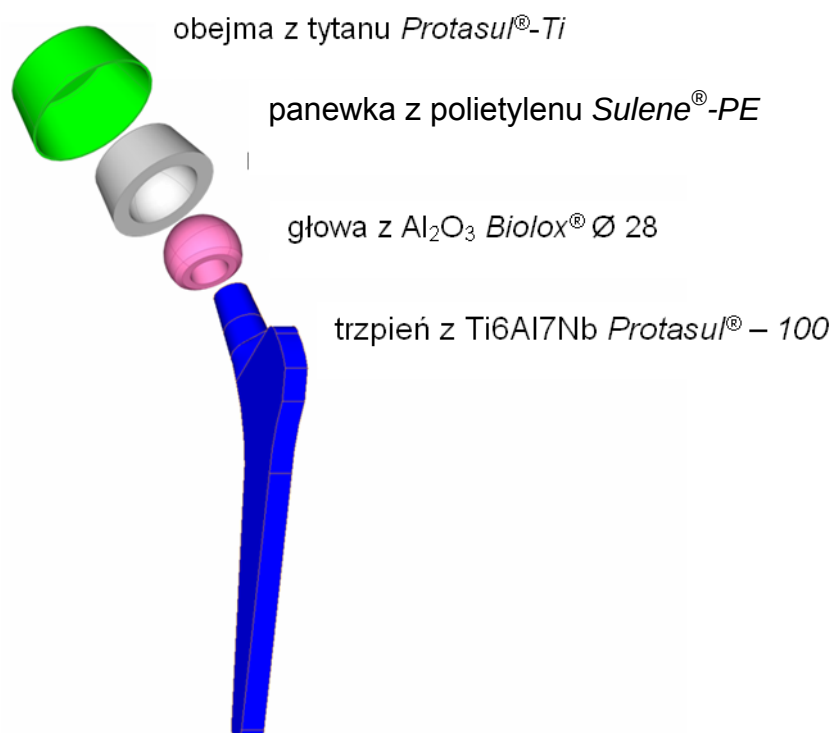
Z tak utworzonego banku rozwiązań, w opracowanym systemie, dla poszczególnych typów endoprotez można tworzyć konfiguracje w zależności od wielkości i kształtu naturalnych, osobniczo zmiennych struktur kostnych pacjentów oraz wymaganych, odpowiednich skojarzeń biomateriałowych (rys. 7.19 – 7.25). W opracowanym systemie istnieje również możliwość konfiguracji elementów endoprotez pochodzących od różnych producentów, jeśli zachodzi taka konieczność.



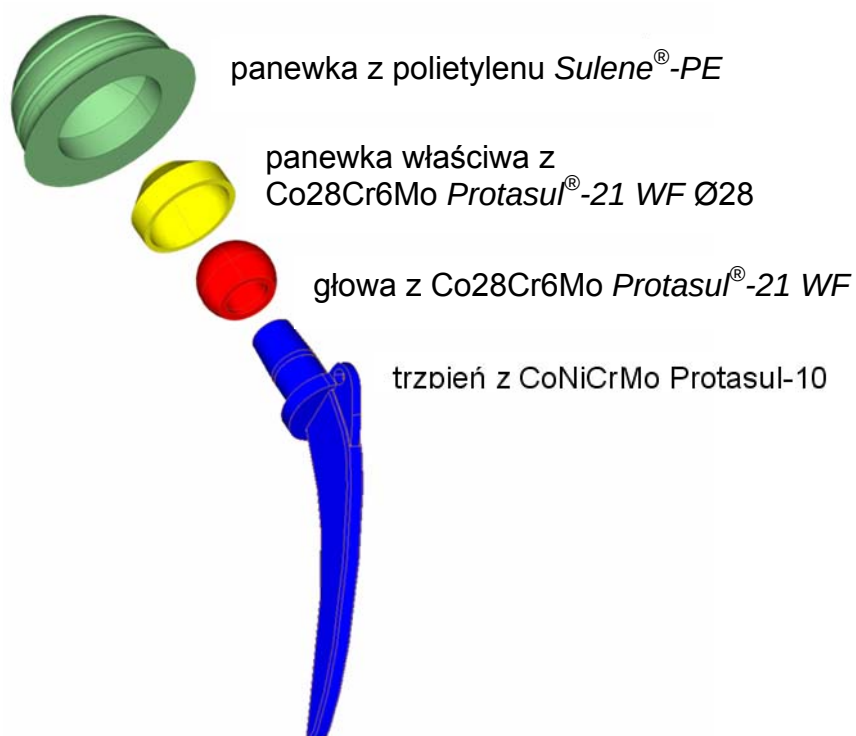
7.19. Zamodelowane, przykładowe rozwiązanie konstrukcyjne endoprotez bezcementowych: trzpień z Ti6Al7Nb, głowa Co28Cr6Mo Ø28 mm, panewka trójwarstwowa Co28Cr6Mo-PE-Ti.



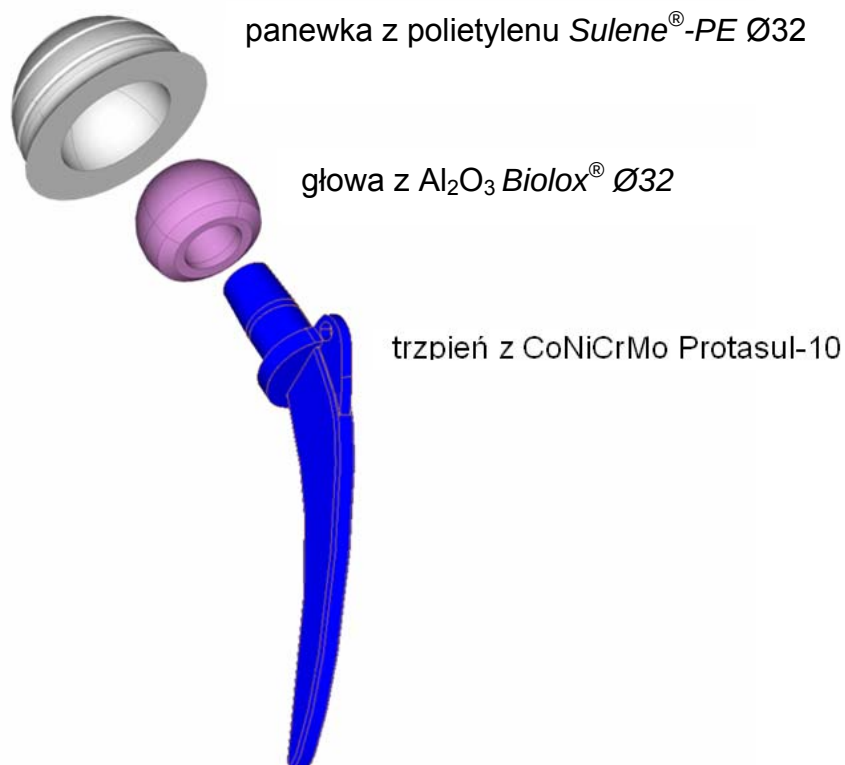
7.20. Zamodelowane, przykładowe rozwiązanie konstrukcyjne endoprotez bezcementowych: trzpień z Ti6Al7Nb, głowa z Al₂O₃ Ø28 mm, panewka trójwarstwowa Al₂O₃-PE-Ti.



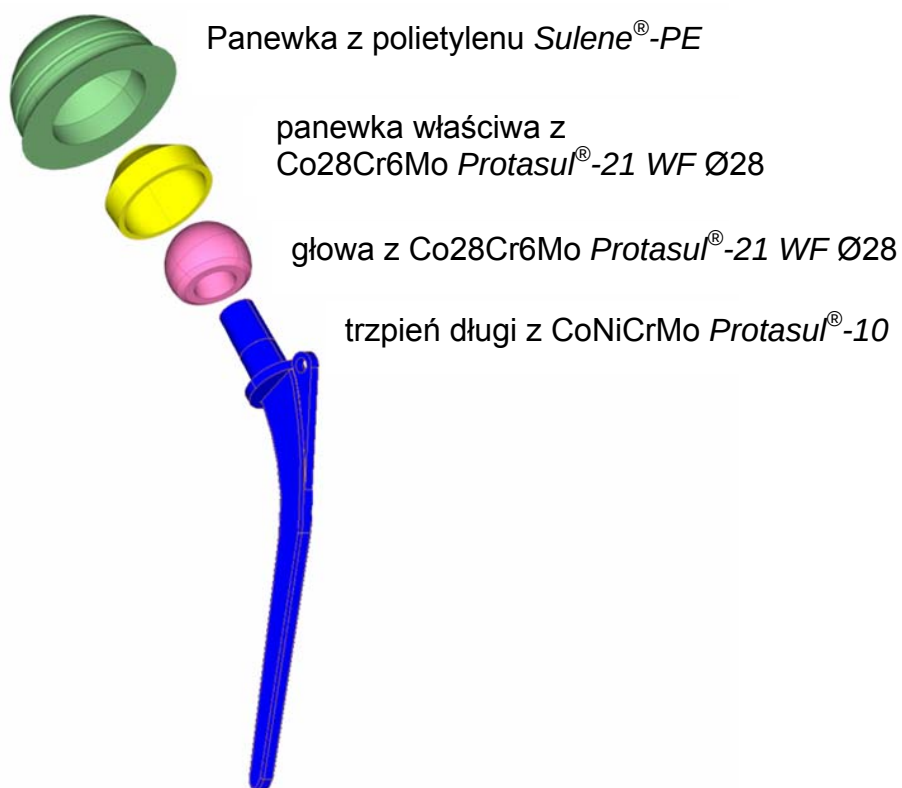
721. Zamodelowane przykładowe rozwiązanie konstrukcyjne endoprotez bezcementowych: trzpień z Ti6Al7Nb, głowa Al_2O_3 Ø28 mm, panewka dwuwarstwowa PE-Ti.



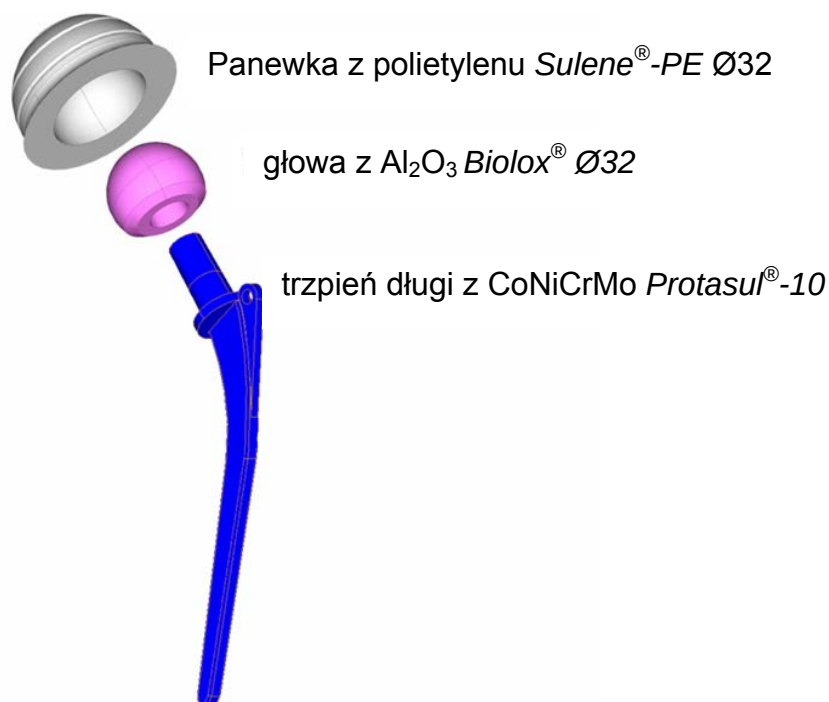
7.22. Zamodelowane przykładowe rozwiązanie konstrukcyjne endoprotez cementowych: trzpień krótki zakrzywiony z CoNiCrMo, głowa z Co28Cr6Mo Ø28 mm, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo -PE.



7.23. Zamodelowane przykładowe rozwiązanie konstrukcyjne endoprotez cementowych:
trzebień krótki zakrzywiony z CoNiCrMo, głowa z Al₂O₃ Ø32 mm, panewka PE.



7.24. Zamodelowane przykładowe rozwiązanie konstrukcyjne endoprotez cementowych:
trzebień długi prosty CoNiCrMo, głowa Co28CrMo Ø28 mm, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE.



7.25. Zamodelowane przykładowe rozwiązanie konstrukcyjne endoprotez cementowych:
trząpień długi prosty z CoNiCrMo, głowa z Al_2O_3 Ø32 mm, panewka jednowarstwowa PE.

7.3. Odwzorowanie anatomicznych struktur kostnych pacjenta na podstawie diagnostyki tomograficznej

Badania z użyciem technik obrazowania narządów przy pomocy promieni rtg. są dotychczas niezastąpionymi metodami diagnozowania. Do obrazowania narządów i tkanek o bardzo dużej dokładności i szczegółowości należą tomografia komputerowa (CT) i rezonans magnetyczny (MRI). Obie te metody oparte są na odwzorowaniu narządów w przekrojach, warstwami, poprzez wykonanie zdjęć tomograficznych. Zastosowanie ich, pozwala zlokalizować ognisko chorobowe nawet kilkumilimetrowej wielkości [46]. Badany pacjent, leżący na specjalnym ruchomym stole (rys. 7.26), podczas badania przesuwany jest do wnętrza aparatu (do tzw. gantry). Wewnątrz gantry, na specjalnej ramie, umieszczona jest obracająca się lampa, która wytwarza promienie rentgenowskie.

Promieniowanie to, przy przejściu przez poszczególne tkanki ciała badanego pacjenta, ulega osłabieniu a jego stopień zależy od rodzaju i gęstości poszczególnych tkanek. Zjawisko to pozwala różnicować między sobą poszczególne tkanki w ciele pacjenta.

Przechodząc przez struktury kostne fala ulega silnemu osłabieniu dając wyraźny obraz w częściach korowych, nieco słabszy w częściach beleczkowych, a najslabszy w strukturach szpiku kostnego i chrząstek stawowych [83, 84].



Rys. 7.26. Widok ogólny tomografu komputerowego, Siemens Somaton Plus 4 Volume Zoom, stosowanego w badaniach CT [105].

W tomografii komputerowej oprogramowanie jest integralną częścią przebiegu badania, a specjalna konsola steruje i kontroluje jego przebieg. Przejmuje ona informacje o badanym anatomicznym obszarze przetwarzając je tak, aby uzyskać żądane odzwierciedlenie szczegółów badania.

Analiza skali szarości tych obrazów – przekrojów pozwala na izolowanie struktur anatomicznych wg skali Hausfielda i ich przestrzenną rekonstrukcję [71, 72].

Spiralna tomografia komputerowa (helikalna) jest szczególnie przydatna u chorych po urazach ponieważ zapewnia taką samą jakość badania jak klasyczna tomografia komputerowa w zdecydowanie krótszym czasie. Badanie przeprowadzone tą techniką może objąć cały zakres bez przerwy podczas jednego wstrzymania oddechu i dostarczyć informacje, które następnie mogą być analizowane pod względem jakościowym i ilościowym.

Rekonstrukcje 3D struktur kostnych i stawowych indywidualnych pacjentów wykonano w ramach realizacji projektów badawczych [53, 55]. Celem tych rekonstrukcji była identyfikacja kształtów anatomicznych z rozróżnieniem tkanek kości korowych i gąbczastych. Badania diagnostyczne z wykorzystaniem helikalnej tomografii komputerowej przeprowadzono w Pracowni Diagnostycznej Szpitala im Jana Pawła II w Krakowie oraz w Pracowni Diagnostyki Obrazowej Szpitala w Gryficach.

Geometrie: lędźwiowego odcinka kręgosłupa, obręczy miednicy, stawów biodrowych oraz części bliższej kości udowej, do wirtualnej aplikacji endoprotez, otrzymano na podstawie diagnostyki z wykorzystaniem 64 rzędowego tomografu Siemens Somaton Plus 4 Volume Zoom.

Poniżej przedstawiona zostanie przykładowa procedura tworzenia wirtualnego obiektu anatomicznego do aplikacji różnych rozwiązań konstrukcyjnych endoprotez

Badaniu poddano pacjenta (m. l. 56) ze złamaniem szyjki kości udowej lewego biodra. W wyniku badania, z wykorzystaniem spiralnej CT, otrzymano obrazy cyfrowe, w przekrojach aksjalnych odcinka lędźwiowego kręgosłupa, obręczy miednicy, stawów biodrowych oraz struktur bliższych kości udowych (rys. 7.27) [71].

Następnie otrzymane obrazy – skany poddano komputerowej obróbce graficznej przy użyciu programu *Amira 3.2*, który służy do rekonstrukcji przestrzennej i wizualizacji diagnozowanych struktur. Dla poszczególnych skanów przeprowadzono analizę poziomów szarości, z rozróżnieniem stopnia pochłaniania promieniowania rtg przez badane tkanki. Dla potrzeb pracy interesujące były struktury kostne. Dlatego w analizie zajęto się tylko strukturami twardymi, dla których stopień pochłaniania promieniowania rtg. w jednoznaczny sposób wyznacza zewnętrzne granice struktur kostnych fazy przejścia między kością korową, kością gąbczastą i szpikiem kostnym oraz jednoznacznie obrazuje gęstość kości.

W diagnostyce obrazowej z wykorzystaniem tomografii komputerowej i MES można również wykorzystać zależności między gęstością tkanki kostnej a jej własnościami biomechanicznymi.

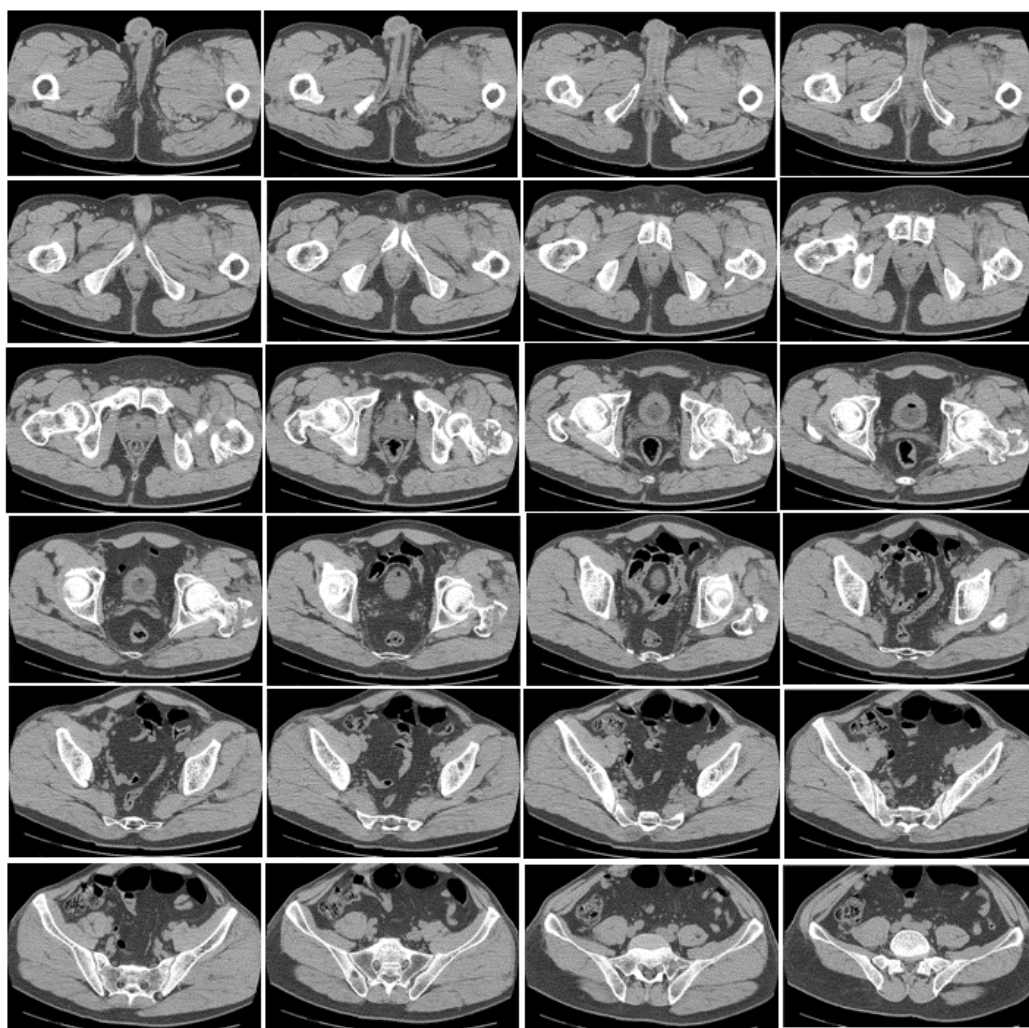
Gęstość pozorna ρ_a definiowana jest jako iloczyn rzeczywistej gęstości porowatego materiału kostnego ρ_m i objętościowego udziału tego materiału w całej objętości próbki v_f : $\rho_a = \rho_m * v_f$, gdzie v_f zmienia się od 0,05 do 0,6 dla gęstości tkanki gąbczastej.

Gęstość ρ_m jest praktycznie stała i wynosi $1,6 - 2 \text{ g/cm}^3$ – jest zbliżona do gęstości kości korowej.

Prowadzone są badania, aby określić związek pomiędzy gęstością pozorną a modułem Young’a oraz pomiędzy gęstością a wytrzymałością tkanki kostnej.

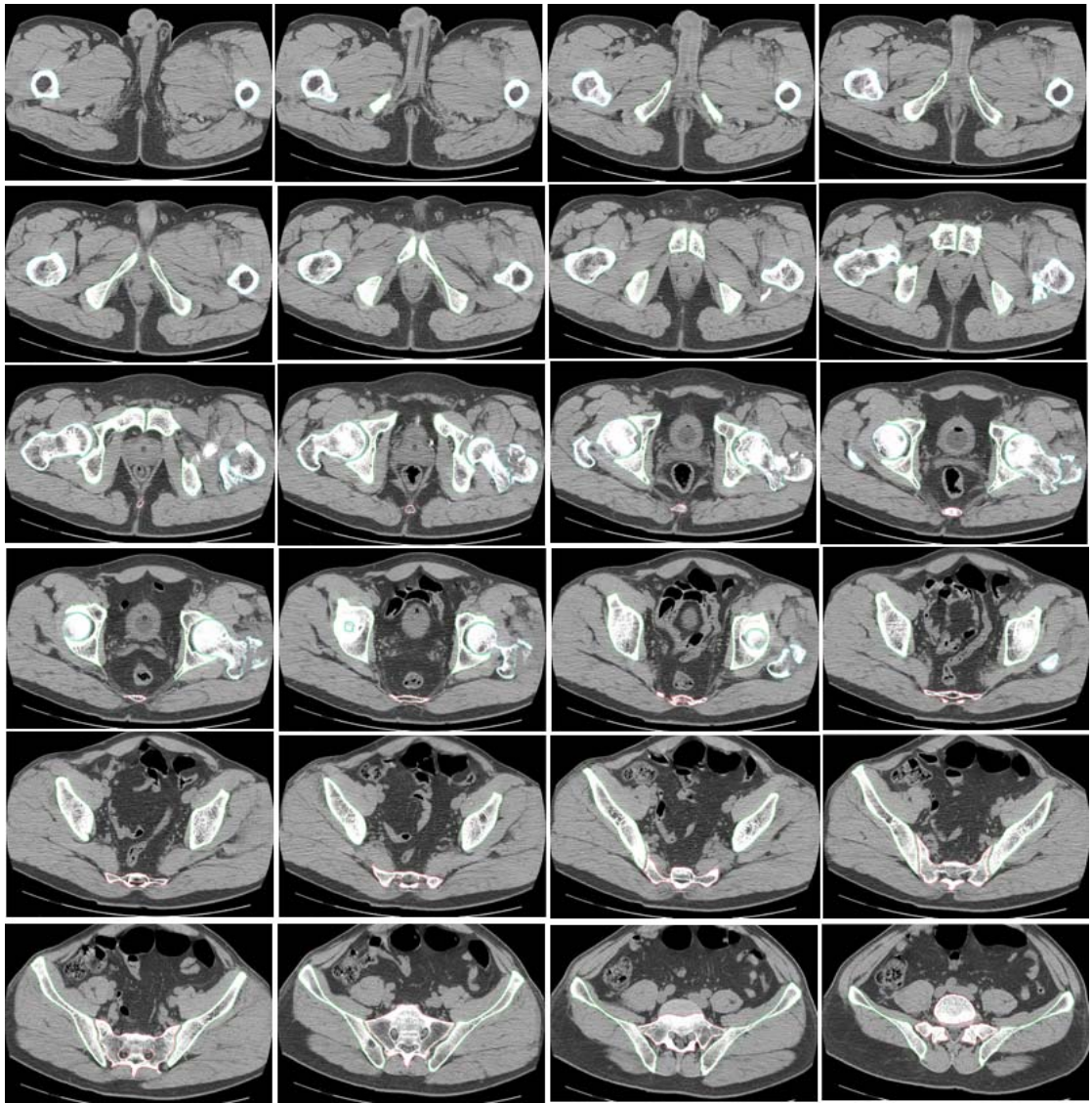
Stwierdzona wyraźną korelację zaciemnienia obrazu w tomografii komputerowej z gęstością pozorną tkanki kostnej umożliwia szacowanie własności materiałowych tkanki kostnej konkretnego pacjenta na podstawie skanów tomograficznych.

W tomografii komputerowej nie jest możliwe zobrazowanie chrzęstnych powierzchni stawowych bezpośrednio z sobą współpracujących oraz cieczy synowialnej. Zobrazowanie tych struktur możliwe było przy użyciu rezonansu magnetycznego MRI [55].



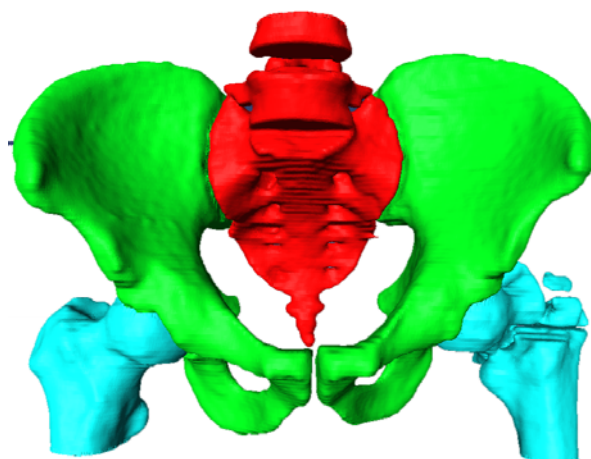
Rys. 7.27. Wybrane obrazy w przekrojach aksjalnych przez odcinek lędźwiowy kręgosłupa, obręcz miednicy, stawy biodrowe i części bliższe kości udowych, (m., l. 56) wykonane spiralną tomografią komputerową.

Określenie wielkości, kształtu i grubości chrząstek dla zrealizowania celu pracy nie było potrzebne gdyż analizie nie poddano współpracy naturalnej głowy i panewki, lecz implantowane zamienniki realizujące tribologiczną współpracę głowy i panewki stawu biodrowego. Otrzymane z CT obrazy zostały zaimportowane do programu *Amira 3.2.* i na podstawie obróbki graficznej poszczególnych skanów otrzymano granicę odpowiednich struktur (rys. 7.28) w poszczególnych przekrojach.



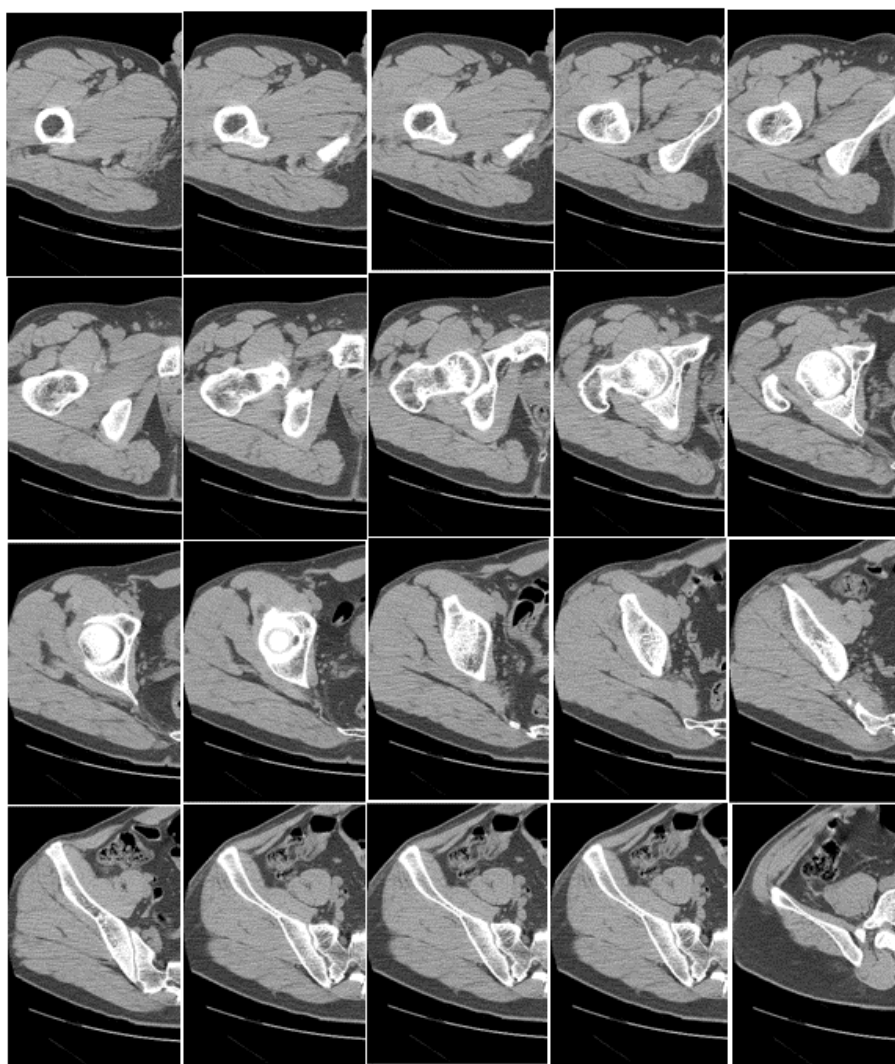
Rys. 7.28. Obróbka przekrojów aksjalnych otrzymanych z CT.

Programowe połączenie tak otrzymanych zarysów z wszystkich przekrojów daje przestrzenny model bryłowy rzeczywistego obiektu (rys. 7.29).



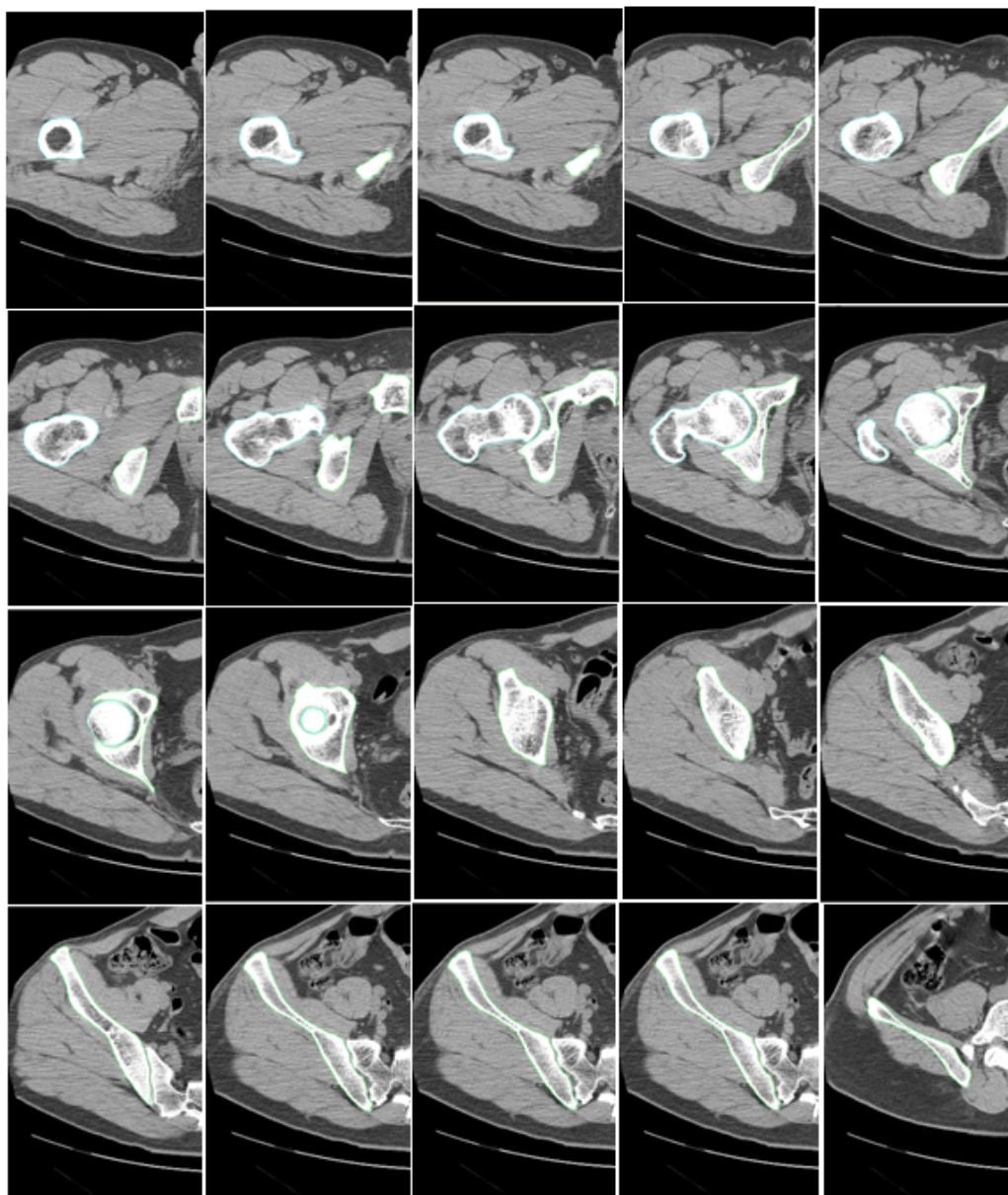
Rys. 7.29. Wirtualny przestrzenny model rzeczywistych struktur kostnych indywidualnego pacjenta (m. l. 56) uzyskany na podstawie diagnostyki CT i rekonstrukcji w programie *Amira 3.2*.

Dla potrzeb pracy wykonano rekonstrukcję przestrzenną w obszarze prawego stawu biodrowego, na podstawie analizy poziomów szarości w skanach z rys. 7.30



Rys. 7.30. Wybrane obrazy w przekrojach aksjalnych przez prawidłowy staw biodrowy (m., l. 56) wykonane spiralną tomografią komputerową.

W wyniku przeprowadzonej obróbki obrazów otrzymano granice przejść pomiędzy poszczególnymi strukturami kostnymi (korową i gąbczastą z możliwością selekcji kanału szpikowego (rys. 7.31)

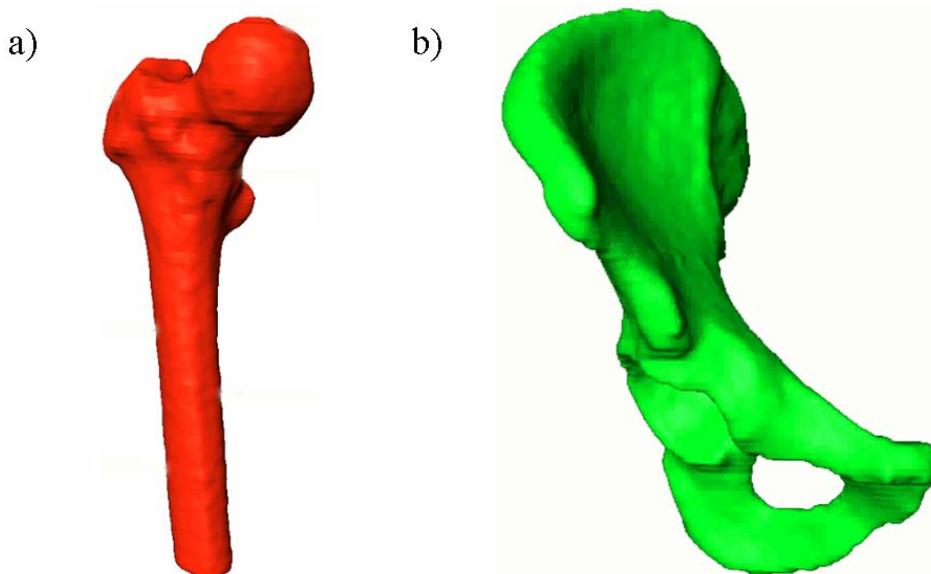


Rys. 7.31. Analiza obrazów z zaznaczeniem odcieni szarości dla analizowanych struktur w przekrojach otrzymanych z CT.

W wyniku analizy obrazów w wybranym obszarze z rozróżnieniem odcieni szarości w programie *Amira 3.2*, otrzymano przestrzenne modele rzeczywistych obiektów: kości udowej (rys. 7.32a) oraz kości miednicznej (rys. 7.32b).

Tak zrekonstruowane modele przestrzenne obiektów badań nie są akceptowalne przez programy liczące. Można jednak na nich prowadzić wizualizację struktury i wykonywać pomiary kształtów: anatomicznej głowy i anatomicznej panewki, wykonywać wirtualne

przekroje i pomiary przez obręcz miednicy w dowolnym przekroju oraz przez kość udową w dowolnym przekroju. Można zatem dokonać wstępnego, geometrycznego doboru endoprotezy.



Rys. 7.32. Przestrzenne modele rzeczywistych struktur kostnych pacjenta uzyskane na podstawie CT w programie Amira 3.2: a) część bliższa kości udowej, b) kość miedniczna.

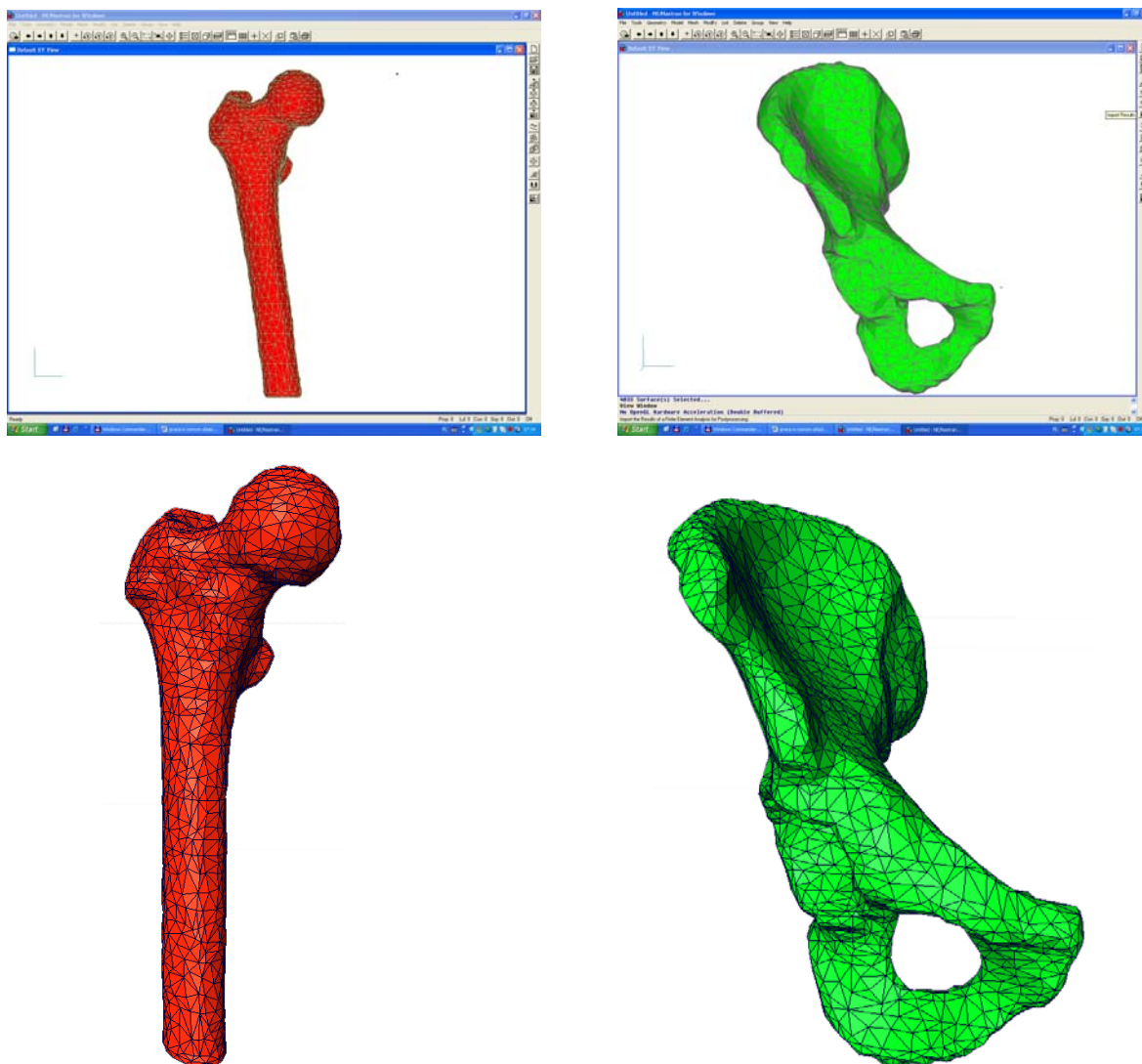
7.4. Modelowanie numeryczne kości miednicznej i końca bliższego kości udowej pacjenta na podstawie przestrzennej rekonstrukcji z tomografii komputerowej

Warunkiem aplikacji modeli przestrzennych do środowiska programów liczących MES jest transformacja ich na bryłowe modele numeryczne [23, 24].

Przestrzenne modele odpowiednich struktur mogą być eksportowane do programów CAD jako zbiory punktów na warstwach odpowiadających poszczególnym przekrojom. Następnie z punktów tworzona jest geometria liniowa poszczególnych warstw za pomocą funkcji CURVES→SPLINE THRU 3D POINTS. Otrzymany w ten sposób zbiór krzywych odpowiadającym poszczególnym warstwom łączony jest w powierzchnie za pomocą funkcji SURFACES→LOFT. Sklejenie otrzymanych powierzchni przy użyciu funkcji SOLIDS→STITCH daje przestrzenny model bryłowy.

Ten sposób postępowania możliwy jest jednak tylko w mało skomplikowanej geometrii zbliżonej do podstawowych elementów geometrii bryłowej lub niewielkich ich kombinacji. W przypadku bardziej skomplikowanych struktur takich jak np. kość udowa czy kość miedniczna zastosowano inny sposób eksportu geometrii.

Geometrię uzyskaną w programie Amira dzieli się na małe powierzchnie w kształcie trójkątów, jest to tzw. triangulacja (rys. 7.33) i w postaci plików *.dxf eksportuje się do programów CAD.

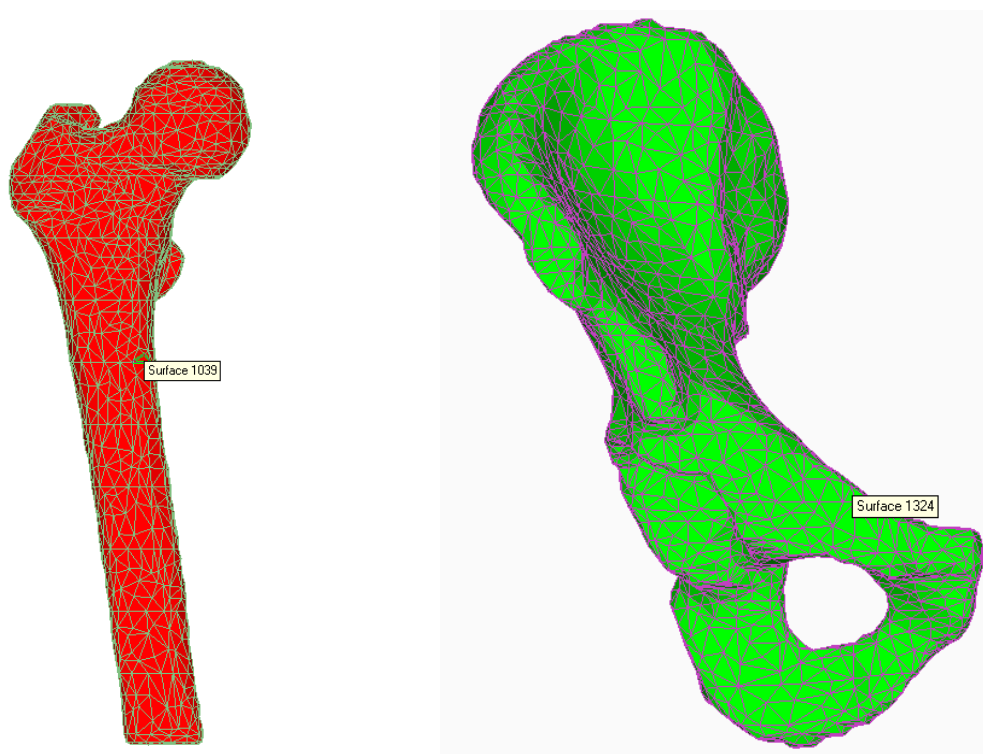


Rys. 7.33. Podział nieregularnej geometrii na elementy trójkątne – triangulacja w programie Amira 3.2.

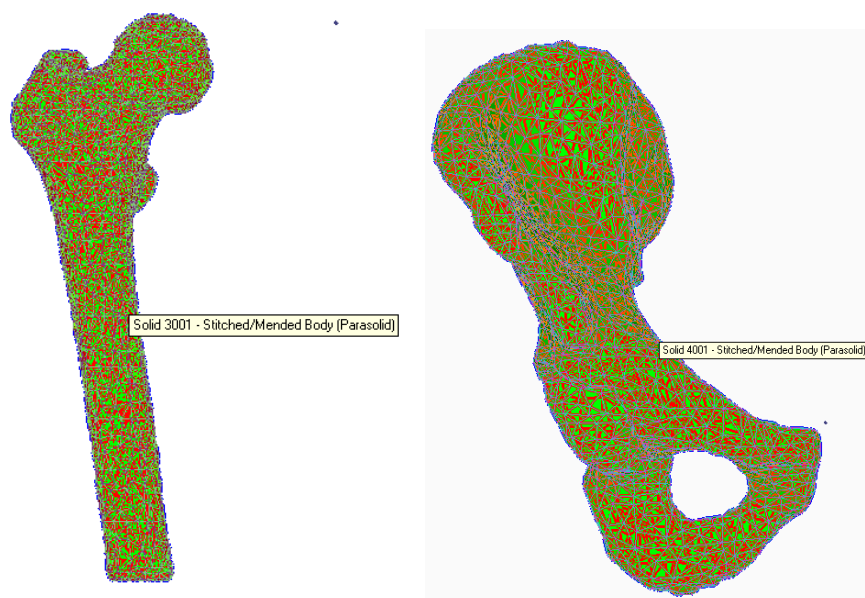
Wielkość elementu trójkątnego, a co za tym idzie dokładność odwzorowania powierzchni, ustala się poprzez podział powierzchni zewnętrznej brył na określoną ilość elementów trójkątnych. Zwiększenie ilości elementów wiąże się oczywiście z bardziej złożoną geometrią przy eksporcie i w dalszej obróbce 3D.

Otrzymaną w programie Amira 3.2 geometrię bryłową kości udowej i kości miednicznej eksportowano w postaci plików *.dxf (geometria liniowa złożona z samych krawędzi opisanych powyżej trójkątów). Otrzymane pliki importowano w programie FEMAP v8.3, który z trójkątnego elementu będącego zbiorem 3 prostych tworzył, podczas importu,

trójkątne powierzchnie wykorzystując funkcję SURFACES→EDGE CURVES. Otrzymany w ten sposób zbiór pojedynczych powierzchni (rys. 7.34) sklejano w bryłę z wykorzystaniem funkcji SOLIDS→STITCH (rys. 7.35)



Rys. 7.34. Geometria bryłowa składająca się z 4000 powierzchni zaimportowana do programu FEMAP v8.3.



Rys. 7.35. Geometria bryłowa otrzymana z powierzchni za pomocą funkcji SOLID→STITCH.

7.5. Modelownie numeryczne obiektów badań

Obiektem badań były różne endoprotezy osadzone w strukturach kostnych pacjenta. Zastępują one naturalne biołożysko, które stanowi doskonały układ przestrzenny realizujący ruch i przeniesienie obciążenia. Dlatego też modelowanie numeryczne poprzedzono analizą naturalnych struktur stawowych, które w przypadku zmian patologicznych muszą zostać zastąpione konstrukcją protezy [56].

W warunkach indywidualnego pacjenta implantacja endoprotezy musi zostać poprzedzona wyznaczeniem podstawowych parametrów geometrycznych układu kostnego, w celu zapewnienia prawidłowej biomechaniki sztucznego stawu.

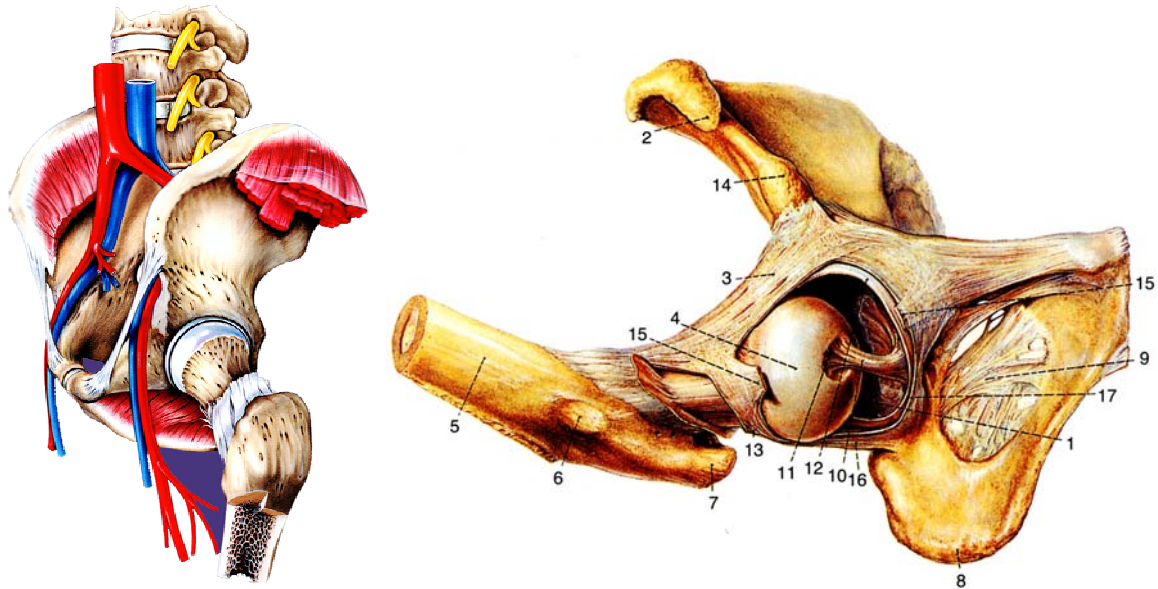
Diagnostyką standardową jest klasyczne obrazowanie rtg, które nie umożliwia jednak przestrzennej oceny struktur kostnych indywidualnego pacjenta. Można dokonać jej na podstawie obrazowania CT i wyznaczenia rekonstrukcji 3D z wykorzystaniem oprogramowania np. *Leonardo* lub *Amira 3.2*.

Korzystając z oprogramowania *Amira 3.2* dla konkretnego pacjenta (rozdz. 7.3 i 7.4) przeprowadzono taką rekonstrukcję i wirtualnie wyznaczono obiekt implantacji, w którym można dokonać wszystkich niezbędnych dla chirurga pomiarów :

1. wymiarów struktur twardych,
2. wyznaczenie osi kości udowej,
3. wyznaczenie osi szyjki,
4. wyznaczenie światła kanału szpikowego,
5. wyznaczenie kątów:
 - kąta nachylenia osi szyjki w stosunku do osi trzonu kości udowej (rys. 7.39a),
 - kąta antetorsji (przodoskręcenia) w kości udowej (rys. 7.39b),
 - ustawienia panewki w płaszczyźnie czołowej (rys. 7.42a),
 - przekręcenia panewki w płaszczyźnie strzałkowej (rys. 7.40b).

7.5.1. Analiza naturalnych struktur stawowych i wyznaczenie usytuowania endoprotezy w warunkach indywidualnego pacjenta

Połączenie kości miednicznej z kością z kością udową stanowi staw biodrowy utworzony z panewki kości miednicznej i głowy kości udowej (rys. 7.36).



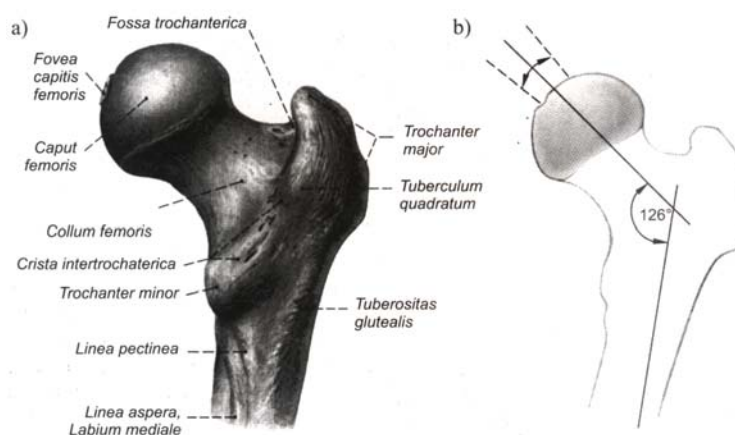
Rys. 7.36. Budowa stawu biodrowego [36].

1. panewka stawu biodrowego (*acetabulum*)
2. kołek biodrowy przedni górny (*spina iliaca anterior superior*)
3. więzadło biodrowo-udowe (*ligamentum iliofemorale*)
4. głowa kości udowej (*caput femoris*)
5. trzon kości udowej (*corpus femoris*)
6. krętarz mniejszy (*trochanter minor*)
7. krętarz większy (*trochanter major*)
8. guz kulszowy (*tuber ischiadicum*)
9. błona zasłonowa (*membrana obturatoria*)
10. więzadło biodrowo-udowe (*ligamentum capitis femoris*)
11. dołek głowy kości udowej (*fovea capitis femoris*)
12. obrąbek panewkowy (*lubrum acetabulare*)
13. okrężna pasmo włókniste (*zona aricularis*)
14. kołek biodrowy przenio-tylni (*spina iliaca anterior inferior*)
15. więzadło łonowo-udowe (*ligamentum pubofemorale*)
16. więzadło kulszowo-udowe (*ligamentum ischiofemorale*)
17. torebka stawowa (*capsula articularis*)

Koniec bliższy kości udowej stanowią: głowa kości udowej obejmująca około $\frac{3}{4}$ powierzchni kuli, szyjka oraz dwie wypukłości: krętarz większy – stanowiący miejsce przyczepu mięśni odwodzących kończynę i krętarz mniejszy (rys.7.36).

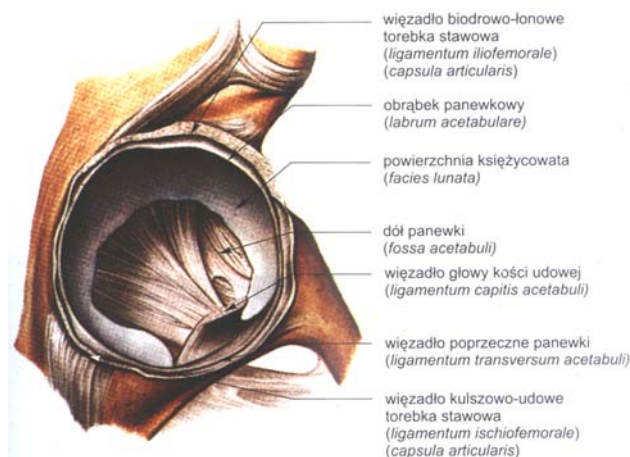
Głowa kości udowej pokryta jest chrząstką stawową różnej grubości od najcieńszej w strefie maksymalnych nacisków do nieco grubszej na obrzeżach. Poniżej środka powierzchni stawowych znajduje się wgłębienie zwane dołkiem głowy kości udowej (*fovea capitis femoris*) (rys. 7.37), przez które następuje odżywianie całej kości.

Kąt utworzony przez oś szyjki kości udowej i oś trzonu u dorosłych wynosi średnio 126° .



Rys. 7.37. Koniec bliższy kości udowej (a), kąt szyjki [36].

Staw biodrowy jest stawem kulistym panewkowym, którego panewka (*acetabulum*) (rys. 7.38) w 2/3 pokryta jest chrząstką w kształcie powierzchni księżycowej (*facies lunata*). Na obwodzie chrząstka powiększona jest o obrąbek panewkowy (*labrum acetabulare*), który tworzy pierścień chrzęstno-włóknisty pogłębiający panewkę stawową i przechodzi w więzadło poprzeczne panewki (*ligamentum transversum acetabuli*).



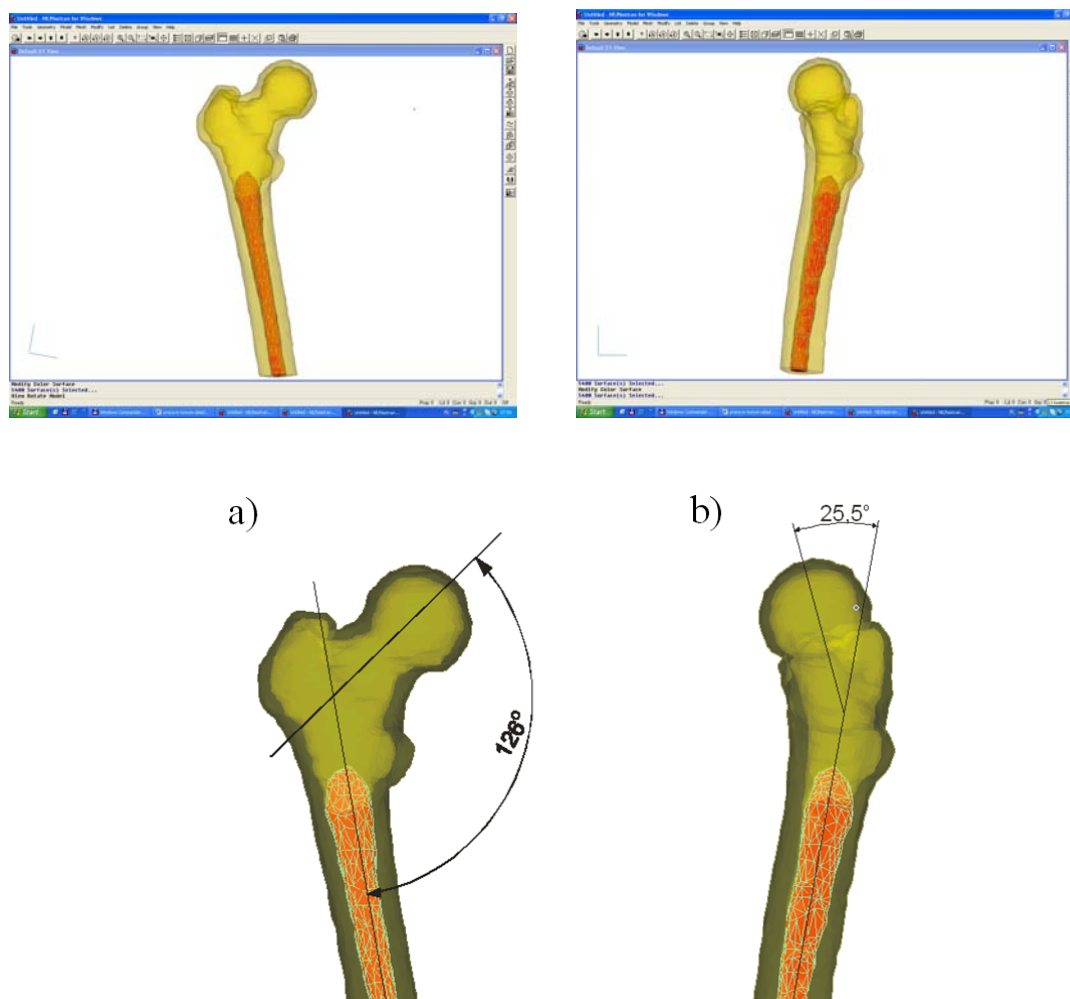
Rys. 7.38. Panewka stawu biodrowego [36].

Dół panewki, pozbawiony tkanki chrzęstnej, wypełniony jest tkanką łączną i tłuszczową i stanowi miejsce przyczepu początkowego dla więzadła kości udowej (*ligamentum capitis femoris*) łączącego panewkę z głową kości udowej [55].

Staw biodrowy tworzy swego rodzaju przegub kulisty, który poza funkcjami dynamicznymi wynikającymi z realizacją lokomocji pełni również zadania podporowe podczas statycznego obciążania kończyn.

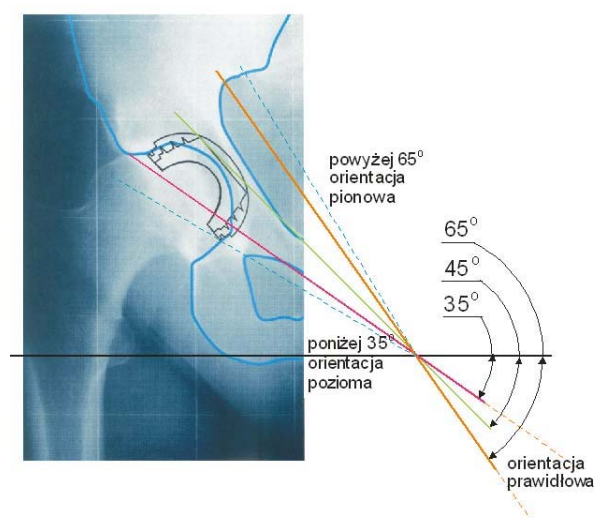
Niezwykle istotnym problemem w doborze rozwiązania konstrukcyjnego trzpienia endoprotezy jest ustalenie kąta szyjkowo-trzonowego dla indywidualnego pacjenta.

Na podstawie przestrzennej geometrii stawu i struktur okołostawowych z CT wyznaczono kąt szyjki w stosunku do osi trzonu kości udowej (rys.7.39a). Drugim niezwykle ważnym problemem w prawidłowym funkcjonowaniu endoprotezy jest zachowanie anatomicznego kąta odchylenia szyjki kości udowej w stosunku do płaszczyzny czołowej tzw. przodoskręcenie szyjki głowy kości udowej (*antetorsja*), które również zostało wyznaczone na podstawie przestrzennej rekonstrukcji geometrii stawu (rys. 7.39b)



Rys. 7.39. Wyznaczenie kąta nachylenia osi szyjki kości udowej do osi trzonu (a), kąta przodoskręcenia osi szyjki kości udowej (b).

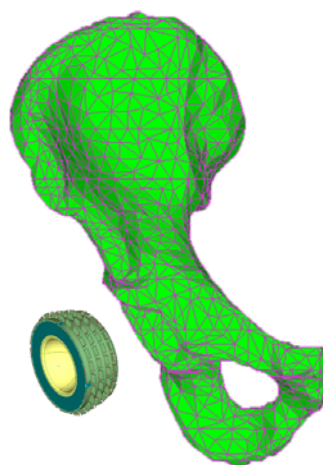
Kolejnym ważnym problemem w alloplastyce stawu biodrowego jest właściwa orientacja przestrzenna części panewkowej. Według różnych autorów zakres kąta ustawienia panewki mieści się w dużych granicach od 30° u McKee do 60° u Engha.



Rys. 7.40. Prawidłowe usytuowanie panewki w obręczy miednicznej w płaszczyźnie czołowej.

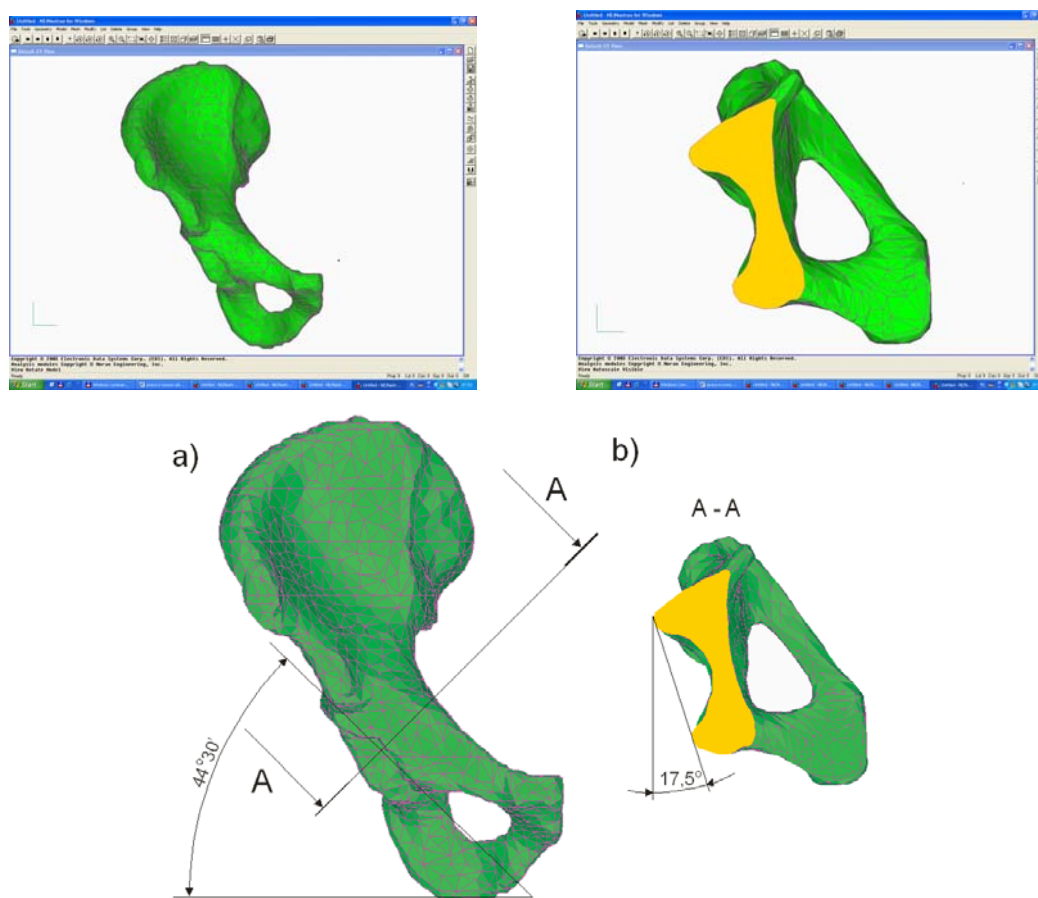
Charnley wprowadził przez wielu popierany standard $45^\circ \pm 10^\circ$ jako panewki prawidłowe, 56° i więcej jako panewki pionowe oraz 34° lub mniej jako poziome (rys. 7.40). Równie ważne jak pochylenie panewki jest jej przekręcenie, które powinno wynosić od 0 do 5° wg Charnley'a, od 0 do 10° (wg Judeta, Kreczko, Wejslog). Położenie panewki uważa się za optymalne, jeżeli biomechaniczny środek sztucznego stawu nie jest przemieszczony powyżej 5 mm w stosunku do środka drugiego stawu prawidłowego [34].

Przestrzenna rekonstrukcja stawu pozwoliła wyznaczyć obydwa kąty przestrzennego usytuowania panewki, które wykorzystano przy aplikacji przestrzennego modelu panewki do naturalnej struktury kości miednicznej (rys. 7.41).



Rys. 7.41. Wirtualna aplikacja panewki do struktur kości miednicznej.

W pracy wyznaczono zarówno kąt ustawienia panewki w stosunku do płaszczyzny strzałkowej (rys. 7.42a) oraz kąt przekroczenia panewki w płaszczyźnie strzałkowej (rys. 7.42b).

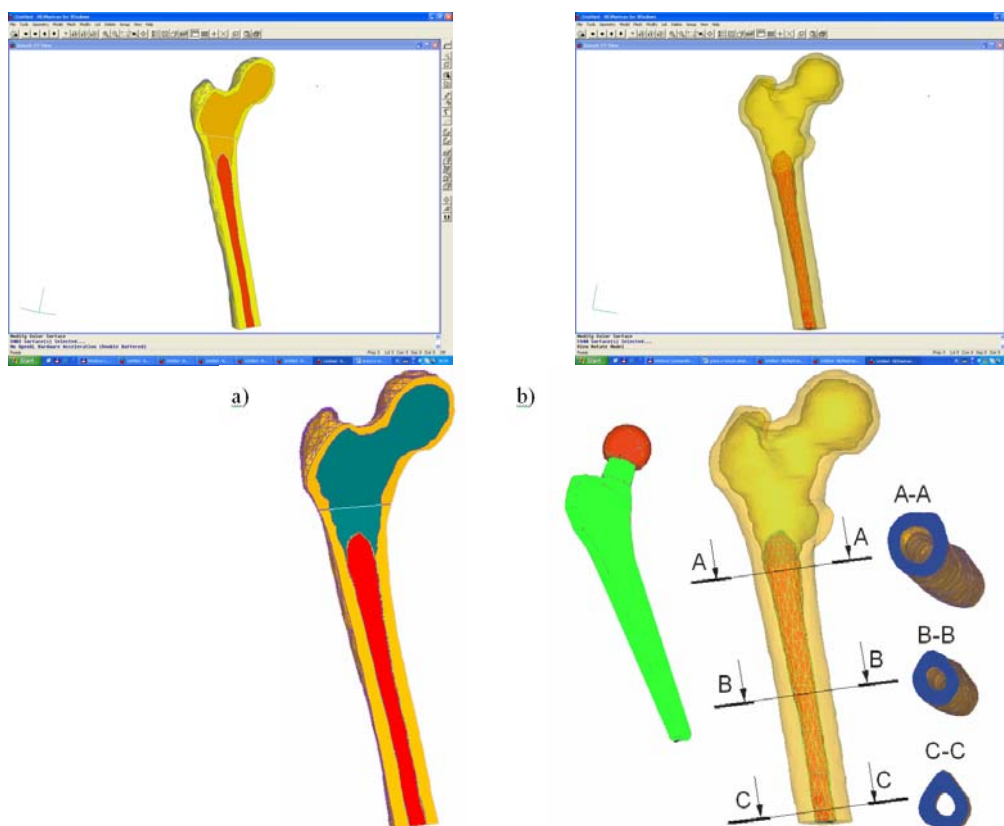


Rys. 7.42. Wyznaczenie kątów ustawienia i przekroczenia panewki dla struktur modelowanych kości miednicznej.

7.5.2. Modelowanie numeryczne endoprotez zamocowanych w strukturach kostnych

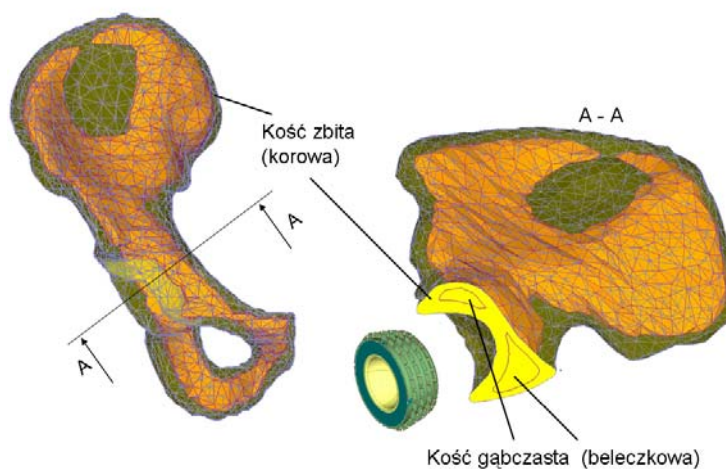
Jednym z podstawowych problemów przy doborze trzpienia endoprotezy jest analiza wielkości i kształtu kanału szpikowego (rys. 7.43). Dobór powinien opierać się na rzeczywistej wielkości kanału. Ma to szczególne znaczenie w przypadku kanałów o kształtach odbiegających od normy, gdzie należałoby zastosować trzpienie anatomiczne. Ostateczną wielkość kanału otrzymuje się poprzez specjalną obróbkę narzędziami o podobnych kształtach jak ostatecznie aplikowane trzpienie, stopniowo zwiększając ich wymiar. Jednak początkowa ocena kształtu i wielkości kanału staje się rzeczą podstawową przy doborze trzpienia. Zapewnienie powierzchniowego kontaktu trzpienia ze strukturami kostnymi jest

niezwykle istotne w aplikacji trzpieni stabilizowanych na zasadzie osteointegracji. Wytworzenie maksymalnego kontaktu powierzchniowego (przez wypełnienie światła kanału przez trzpień) warunkuje optymalne przeniesienie obciążeń [40].



Rys. 7.43. Przekroje wirtualne przez kanał szpikowy kości udowej pacjenta: wzdłużny (a), poprzeczne (b).

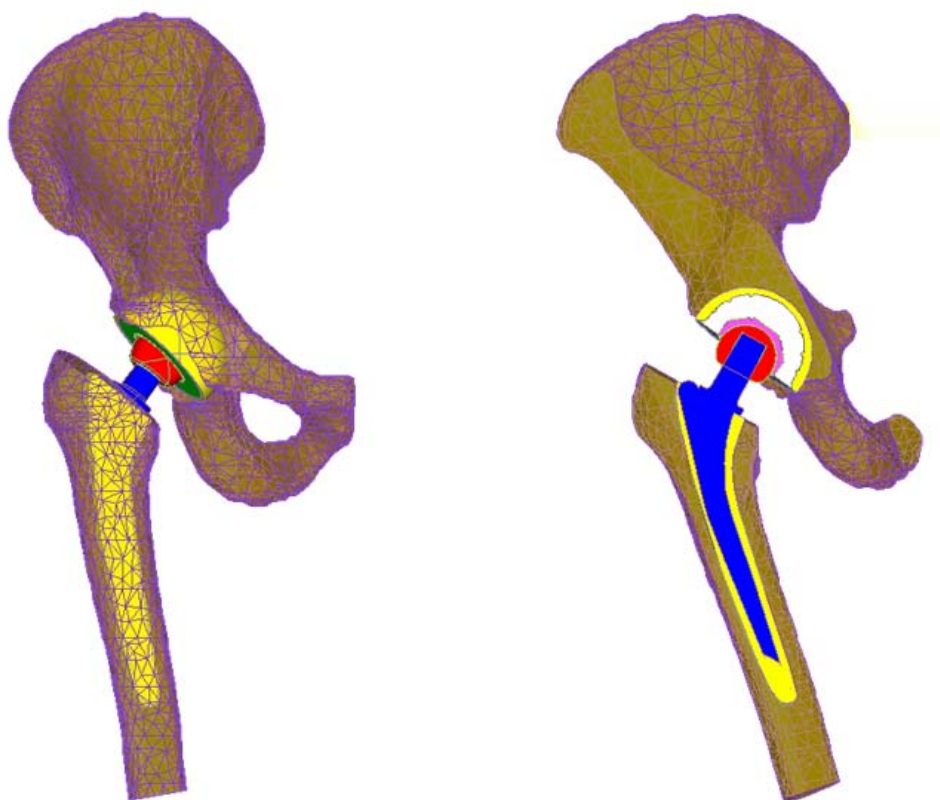
Równie ważne jak dobór wielkości trzpienia jest odpowiedni dobór wielkości komponenty panewkowej dostosowany do naturalnej wielkości łoża panewkowego (rys. 7.44)



Rys. 7.44. Wyznaczenie wielkości komponenty panewkowej dostosowanej do naturalnej wielkości łoża panewkowego indywidualnego pacjenta.

7.5.3. Modelowanie kontaktu w strefie ruchowej endoprotezy z wykorzystaniem programu FEMAP v8.3

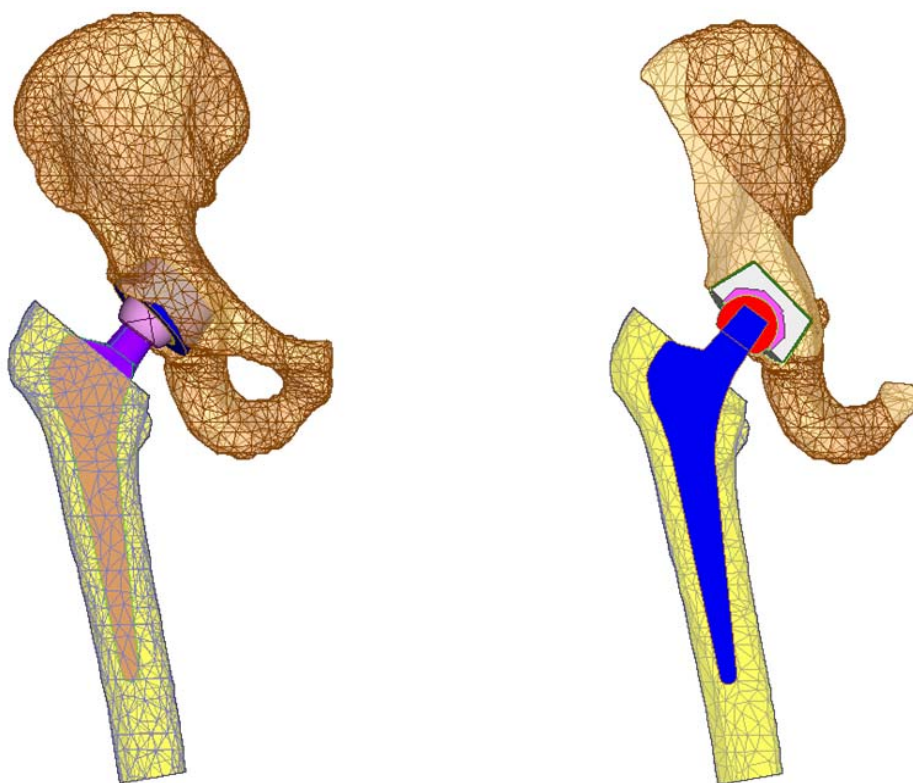
Wykorzystanie programów do rekonstrukcji przestrzennej obrazu, programów do geometrii bryłowej oraz liczących MES w warunkach implantacji endoprotez stanowi bardzo wygodne narzędzie optymalnego doboru, ponieważ w trakcie realizacji wirtualnych procedur aplikacji endoprotezy zostaje zachowany układ geometryczny struktur anatomicznych pacjenta, a zatem jest możliwość pozycjonowania implantu w obiektywnej przestrzeni geometrycznej. Można również prowadzić wirtualną separację struktur anatomicznych, rozsuniecie do aplikacji, a następnie powrót do układu oddającego rzeczywiste relacje geometryczne. Takie możliwości modelowania są istotne między innymi w warunkach ustalania długości kończyny po stronie operowanego biodra.



Rys. 7.45. Zamodelowana cementowa endoproteza stawu biodrowego osadzona wirtualnie w tkance kostnej końca bliższego kości udowej i w kości miednicznej

Po wykonaniu wirtualnych modeli trzpieni, panewek i głów analizowanych implantów oraz modeli kości miednicznej i udowej, dokonano wirtualnej aplikacji endoprotezy i uzyskano obiekty badawcze. W strukturach kostnych indywidualnego pacjenta osadzano różne, wytypowane konfiguracje endoprotez. Stosowano dwie metody wirtualnego osadzania

[40]. Endoprotezy cementowe (rys. 7.45) osadzano na cemencie kostnym, który stanowił warstwę pośrednią pomiędzy elementami konstrukcyjnymi endoprotezy a łożem kostnym. W endoprotezach bezcementowych (rys. 7.46), które osadzone były bezpośrednio w łożu kostnym, przewidziano odpowiednie wymiary struktur kostnych do zamocowania na zasadzie osteointegracji.



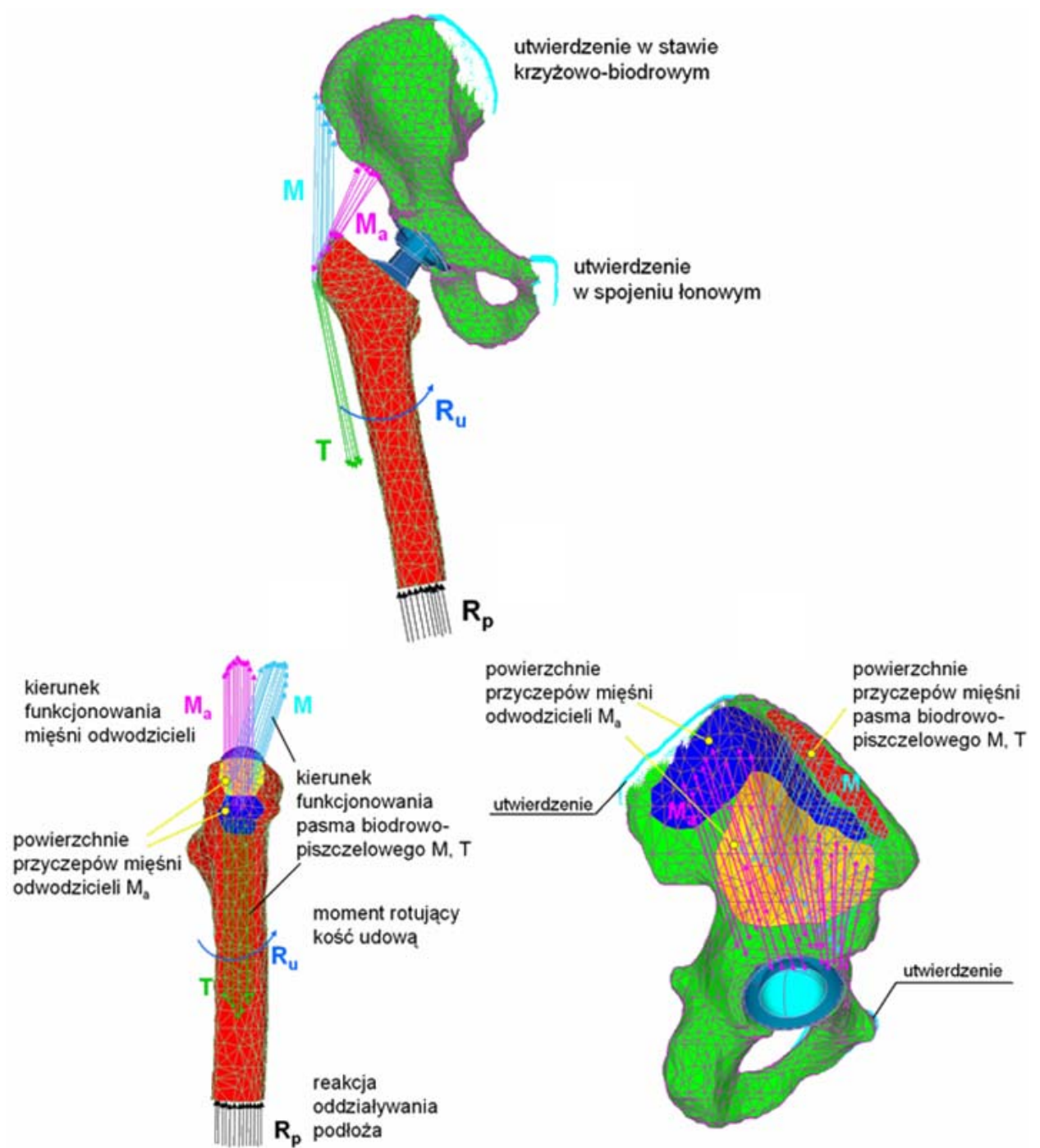
Rys. 7.46. Zamodelowana bezcementowa endoprotza stawu biodrowego osadzona wirtualnie w tkance kostnej końca bliższego kości udowej i w kości miednicznej

W analizie uwzględniono parametry wytrzymałościowe rozważanych struktur (tab. 7.1).

Warunki brzegowe dla różnych wariantów endoprotez ustalono w następujący sposób:

- panewki umieszczono w przygotowanej kości miednicznej. Dla endoprotez cementowych (rys. 7.45) zamodelowano odpowiedniej grubości warstwę cementu kostnego [18, 19], która stabilizowała endoprotezy w tkance kostnej, a dla endoprotez bezcementowych (rys. 7.46), o odpowiednio ukształtowanej strukturze kontaktu z tkanką, założono że zamocowanie panewki w kości miednicznej przebiegało będzie na zasadzie bezpośredniego połączenia tytanowej obejmy z tkanką kostną nazywanego w piśmiennictwie osteointegracją [1, 72],

- na strukturę kostną kości miednicznej zadano utwierdzenia: w spojeniu łonowym oraz w stawie krzyżowo-biodrowym (rys. 7.47), odbierając węzłom wszystkie stopnie swobody i określając jej położenie przez usytuowanie obręczy miednicy,
- trzpienie endoprotez umieszczono w odpowiednio przygotowanej chirurgicznie kości udowej. Dla endoprotez cementowych (rys. 7.45) zamodelowano odpowiedniej grubości warstwę cementu, która ustalała trzpienie w tkance kostnej a dla endoprotez bezcementowych (rys. 7.46), założono, że zamocowanie trzpienia w kanale kości udowej będzie przebiegało również na zasadzie osteointegracji,
- na strefę implantacji sztucznego stawu biodrowego zadano przestrzennie złożone, quasi-statyczne obciążenie (rys. 7.47) w warunkach stania obunóżnego (rys. 7.5), stania na jednej nodze (rys. 7.8) oraz kontaktu pięty z podłożem (rys. 7.11), uwzględniono ciężar ciała P , reakcję podłoża R_p , oddziaływanie mięśni odwodzicieli M_a , oddziaływanie pasma biodrowo-piszczelowego M , T oraz moment rotujący kość udową R_u . W zastosowanym układzie obciążeń modelu numerycznego wykorzystano biomechaniczny model Będzińskiego opracowany w Zakładzie Doświadczalnej Analizy Konstrukcji Inżynierskich i Biomechanicznych Politechniki Wrocławskiej. Model ten zaaplikowano do układu przestrzennego przy prowadzonych dalej obliczeniach numerycznych. Wprowadzenie przestrzennego stanu obciążeń było możliwe dzięki zastosowaniu przestrzennych odwzorowań obiektów badań i dostosowanych do nich programów analizujących.
- w strefie tribologicznej współpracy panewki i głowy (dla analizowanych rozwiązań konstrukcyjnych endoprotez) zamodelowano kontakt z możliwością ruchu głowy względem panewki. Współczynniki tarcia [56, 57]: *Protasul*[®]-21 – *Protasul*[®]-21 WF, Al_2O_3 – polietylen, Al_2O_3 – Al_2O_3 , ZrO_2 – ZrO_2 wyznaczono w badaniach testowych [13, 18] i przyjęto dla pary *Protasul*[®]-21 WF – *Protasul*[®]-21 WF: współczynnik tarcia statycznego: $\mu_{s1} = 0,5$ i dynamicznego $\mu_1 = 0,1$; dla pary Al_2O_3 – polietylen: $\mu_{s2} = 0,3$ i $\mu_2 = 0,05$; pary Al_2O_3 – Al_2O_3 : $\mu_{s3} = 0,1$ i $\mu_3 = 0,01$, oraz dla pary ZrO_2 – ZrO_2 : $\mu_{s4} = 0,2$ i $\mu_4 = 0,02$ oraz dla [38].
- założono izotropowe właściwości tkanki kostnej budującej kość udową i kość miedniczną,
- do doboru i analizy geometrycznej endoprotezy dla pacjenta wprowadzono na podstawie CT dwuwarstwową strukturę tkanki kostnej – kość korową i kość gąbczastą



Rys. 7.47. Warunki obciążeń i utwierdzeń modeli numerycznych

Tabela 7.1. Wytrzymałościowe parametry materiałowe [13, 22, 33, 86, 97, 98].

Parametry materiałowe Materiał	Moduł sprężystości wzdłużnej E, GPa	Współczynnik Poissona
Kość korowa	5 – 22*	0,2 – 0,4*
Kość gąbczasta	0,1 – 5**	0,2 – 0,46**
Polietylen <i>Sulene</i> [®] -PE, ISO 5834-1/2 ASTM F 648	1,2	0,4
Tytan <i>Protasul</i> [®] -Ti, ISO 5832-2	110	0,3
Stop tytanowy Ti6Al7Nb <i>Protasul</i> [®] 100, ISO 5832-11 ASTM F 1295	115	0,3
Ceramika korundowa Al ₂ O ₃ <i>BioloX A₂O₃-Keramik</i> , ISO 6474	410	0,21 – 0,27
Ceramika cyrkonowa ZrO ₂	210	0,3
Stop kobaltowo chromowo molibdenowy Co28Cr6Mo <i>Protasul</i> [®] -21WF, ISO 5832-4	210	0,3
Stop kobaltowo niklowo chromowo molibdenowy CoNiCrMo <i>Protasul</i> [®] - 10, ISO 5832-6, ASTM F 562	215	0,3
Cement kostny ISO 5833	22	0,28

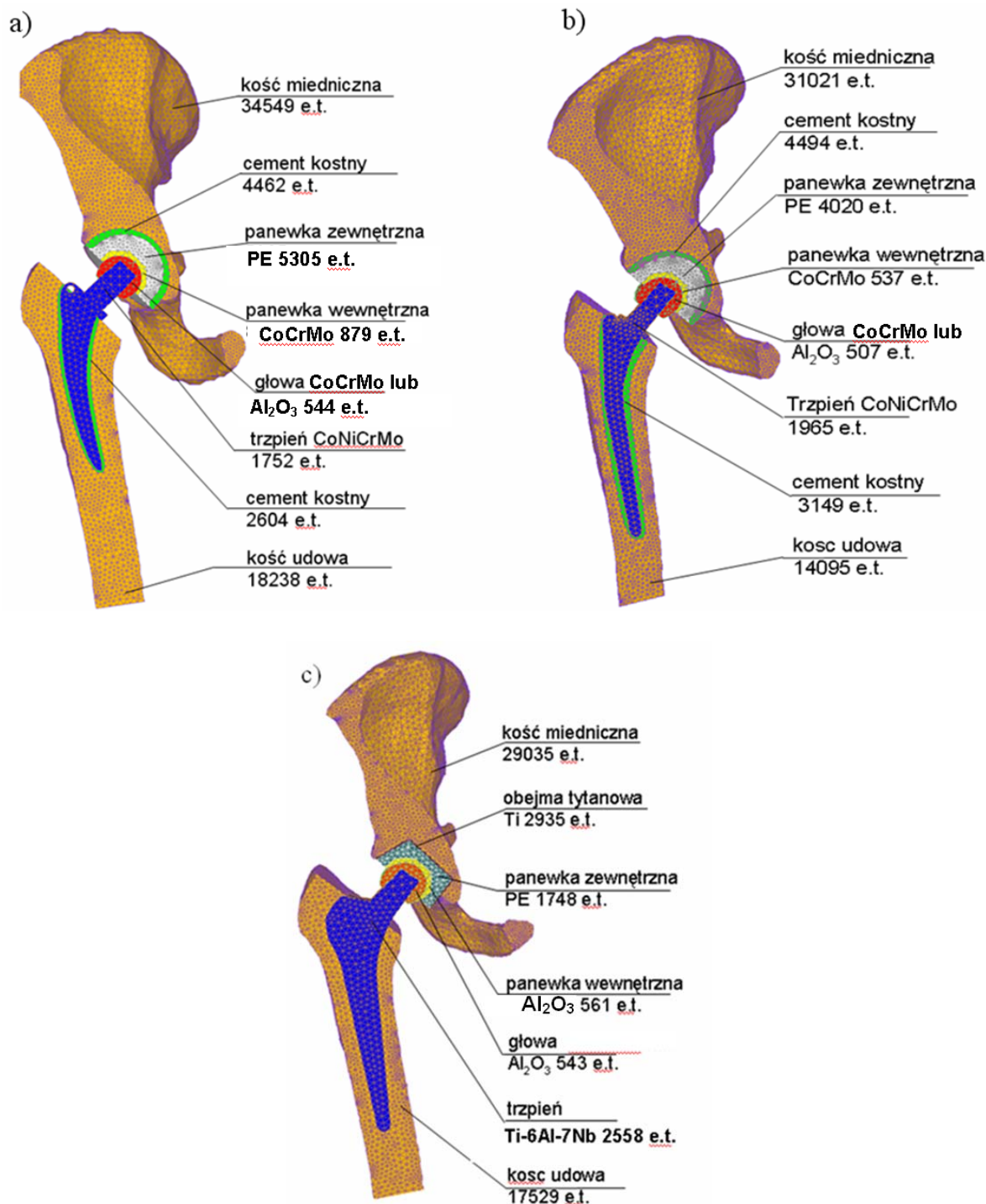
* - w obliczeniach numerycznych przyjęto dla kości korowej E = 16,8 GPa, ν = 0,29

** - w obliczeniach numerycznych przyjęto dla kości gąbczastej E = 3,1 GPa, ν = 0,46

Parametry materiałów konstrukcyjnych endoprotez określono na podstawie katalogu [30] oraz informacji firmowych [49, 86, 97, 98].

8. Wyniki badań

Po dokonaniu dyskretyzacji obiektów (rys. 8.1), narzuceniu warunków brzegowych, zadano zmieniające się statycznie, w kolejnych krokach, obciążenia. Wyznaczono rozkłady naprężeń zredukowanych wg hipotezy HMM i przemieszczeń wypadkowych dla rozpatrywanych struktur.



Rys. 8.1. Modele numeryczne endoprotez stawu biodrowego zamocowanych w strukturach kostnych z oznaczeniem ilości elementów tetrahedralnych (e. t.): a) endoproteza cementowa trzpień krótki zakrzywiony, b) endoproteza cementowa trzpień długi prosty, c) endoproteza bezcementowa.

Przy przedstawianiu wyników badań wprowadzono w mapach naprężeń różne podziały: podziały automatycznie generowane przez program oraz podziały umożliwiające analizę rozkładów naprężeń określonej strefy ruchowej endoprotezy.

Stosowane podziały automatyczne:

rys. 8.2 – podziały: 0 – 43,9 MPa, 0 – 44,94 MPa, 0 – 48,12 MPa,

rys. 8.6 – podziały: 0 – 82,73 MPa, 0 – 84,87 MPa, 0 – 90,87 MPa,

rys. 8.10 – podziały: 0 – 90,08 MPa, 0 – 92,92 MPa, 0 – 99,46 MPa

rys. 8.21 – podziały: 0 – 68,32 MPa, 0 – 68,73 MPa, 0 – 68,69 MPa

rys. 8.25 – podziały: 0 – 127,4 MPa, 0 – 128,1 MPa, 0 – 128 MPa

rys. 8.29 – podziały: 0 – 144,4 MPa, 0 – 145,3 MPa, 0 – 140,4 MPa

rys. 8.36 – podziały: 0 – 44,18 MPa, 0 – 49,05 MPa, 0 – 48,63 MPa

rys. 8.40 – podziały: 0 – 84,11 MPa, 0 – 93,4 MPa, 0 – 92,53 MPa

rys. 8.44 – podziały: 0 – 91,88 MPa, 0 – 102 MPa, 0 – 101,2 MPa

Podziałka 0 – 6 MPa – zastosowana dla analizy kontaktu implantów ze strukturami kostnymi i poszczególnych modułów między sobą:

rys. 8.3, rys. 8.5, rys. 8.7, rys. 8.9, rys. 8.11, rys. 8.13, rys. 8.22, rys. 8.24, rys. 8.26, rys. 8.28

rys. 8.30, rys. 8.32, rys. 8.37, rys. 8.39, rys. 8.41, rys. 8.43, rys. 8.45, rys. 8.47

rys. 8.51, rys. 8.53, rys. 8.55, rys. 8.57

Podziałka 0 – 18 MPa – zastosowana dla analizy strefy ruchowej endoprotezy:

rys. 8.4, rys. 8.8, rys. 8.12, rys. 8.23, rys. 8.27, rys. 8.31, rys. 8.38, rys. 8.42, rys. 8.46

Dla rozkładów przemieszczeń stosowano podziałkę umożliwiającą analizy – 0 – 0,05 mm:

rys. 8.14, rys. 8.15, rys. 8.16, rys. 8.17, rys. 8.33, rys. 8.34, rys. 8.35, rys. 8.48, rys. 8.49, rys.

8.50, rys. 8.52, rys. 8.54, rys. 8.56, rys. 8.58

8.1. Symulacje numeryczne endoprotez cementowych

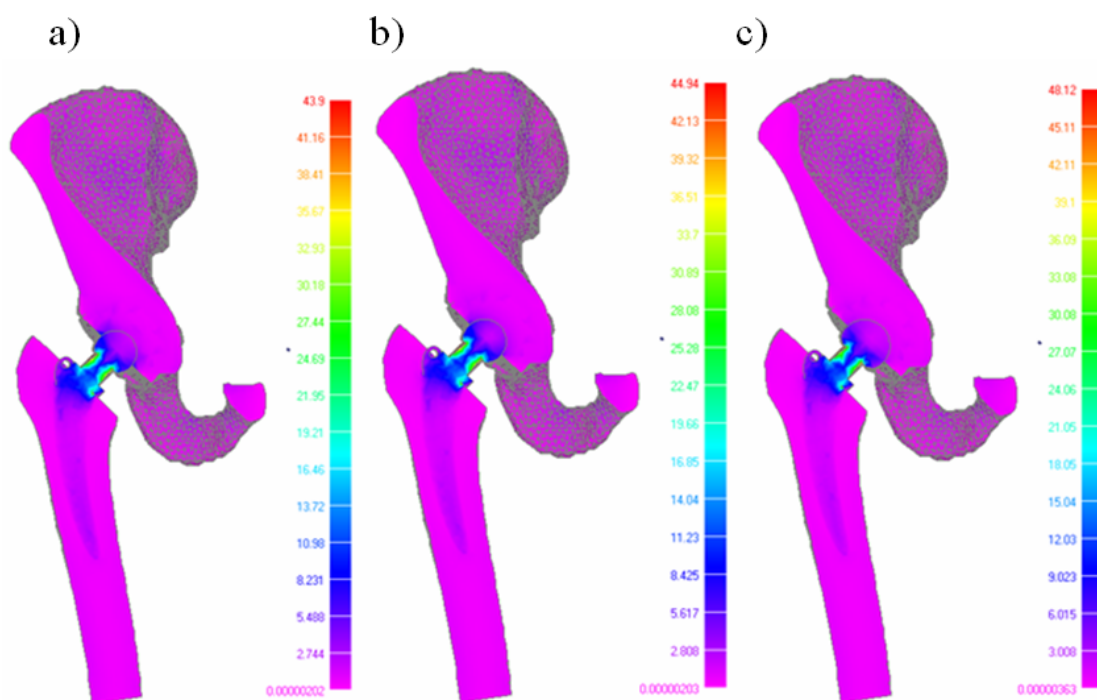
Rysunki 8.2 - 8.13 przedstawiają mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych typu Weber (trzępień krótki zakrzywiony) w różnych konfiguracjach materiałowych dla trzech przypadków:

- Stanie na dwóch kończynach w pozycji wyprostnej (rys. 8.2 – 8.5). Rysunek 8.2 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce automatycznej narzuconej przez

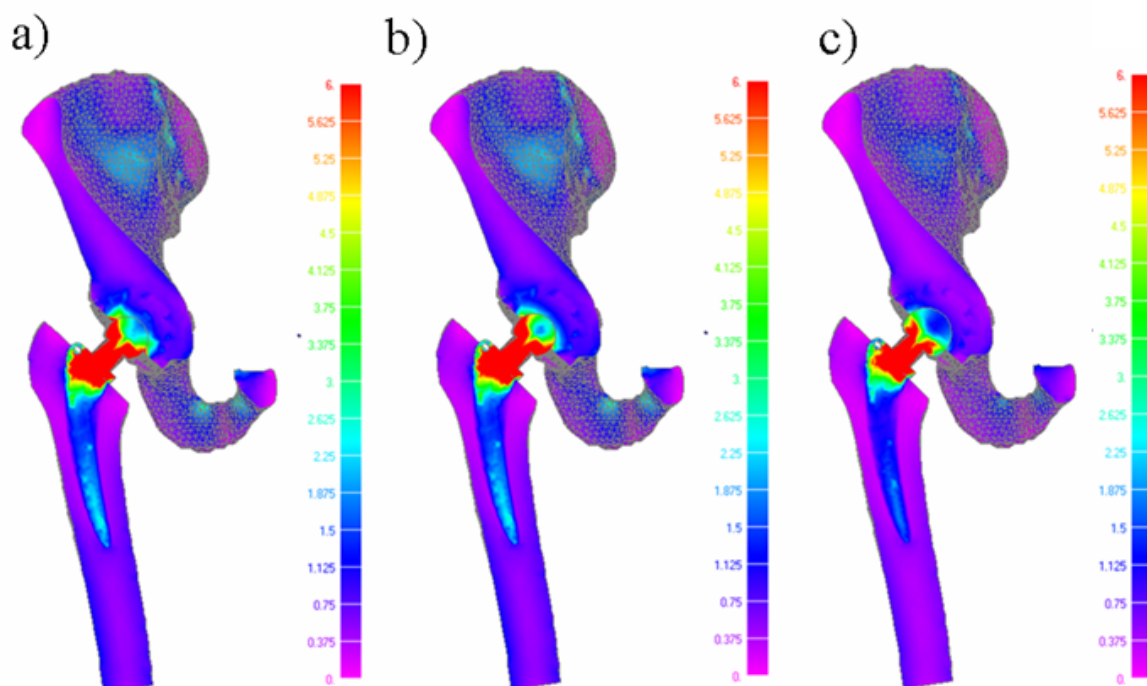
program. Rysunek 8.3 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce umożliwiającej analizę kontaktu implantów ze strukturami kostnymi i poszczególnych modułów między sobą. Rysunek 8.4 umożliwia analizę strefy ruchowej endoprotezy a rys. 8.5 przedstawia rozkłady naprężeń w kolejnych warstwach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy oraz w warstwach panewek modułowych

- Stanie na jednej nodze po stronie zaimplantowanej endoprotezy (rys. 8.6 – 8.9). Rysunek 8.6 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce automatycznej narzuconej przez program. Rysunek 8.7 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce umożliwiającej analizę kontaktu implantów ze strukturami kostnymi i poszczególnych modułów między sobą. Rysunek 8.8 umożliwia analizę strefy ruchowej endoprotezy a rys. 8.9 przedstawia rozkłady naprężeń w kolejnych warstwach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy oraz w warstwach panewek modułowych
- W przypadku kontaktu pięty (kończyna z zaimplantowaną endoprotezą) z podłożem (rys. 8.10 – 8.13). Rysunek 8.10 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce automatycznej narzuconej przez program. Rysunek 8.11 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce umożliwiającej analizę kontaktu implantów ze strukturami kostnymi i poszczególnych modułów między sobą. Rysunek 8.12 umożliwia analizę strefy ruchowej endoprotezy a rys. 8.13 przedstawia rozkłady naprężeń w kolejnych warstwach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy oraz w warstwach panewek modułowych

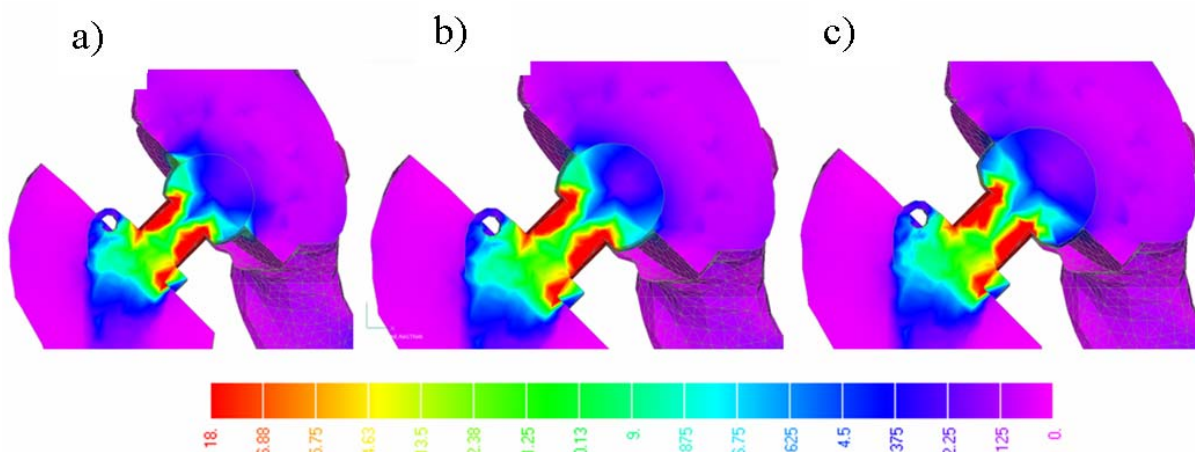
Symulacja numeryczna obejmowała konstrukcję endoprotezy, warstwy cementu oraz struktury kostne kości miednicznej i kości udowej, w których osadzono endoprotezy przy użyciu cementu kostnego.



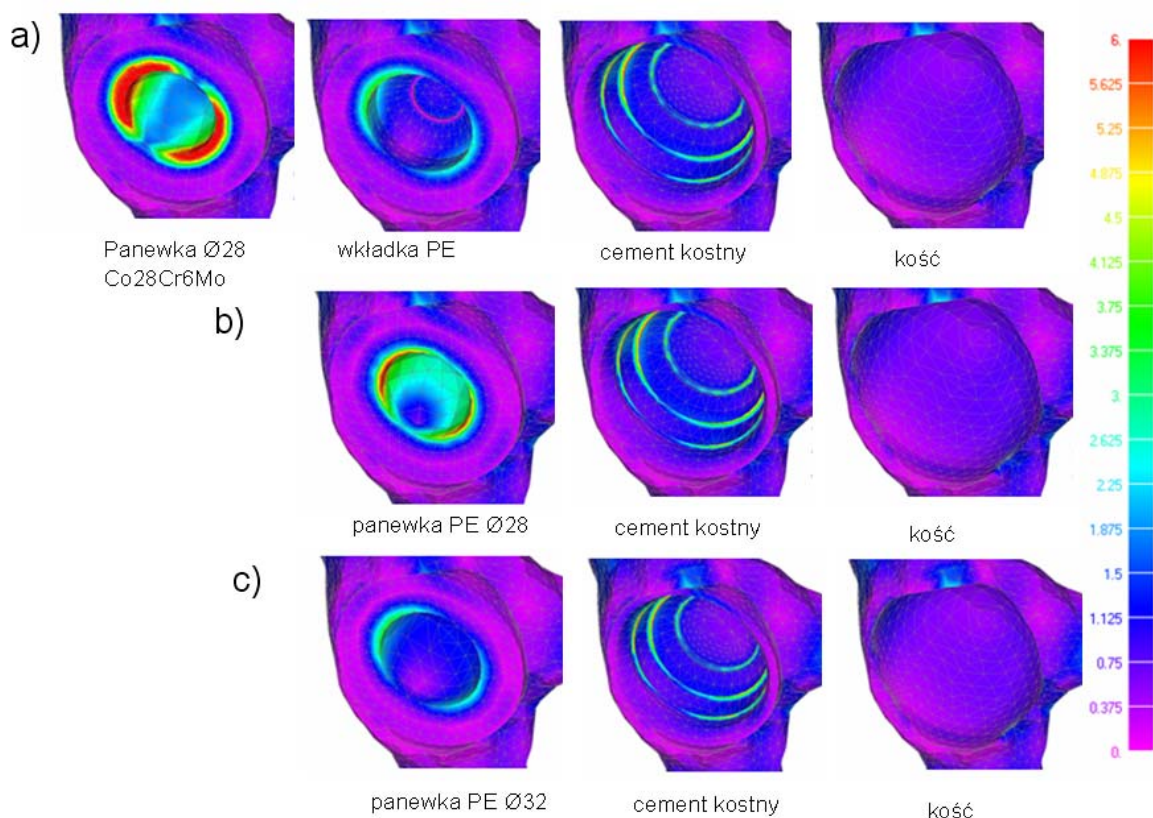
Rys. 8.2. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – przypadek stania na dwóch kończynach: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm – podziałki narzucone przez program.



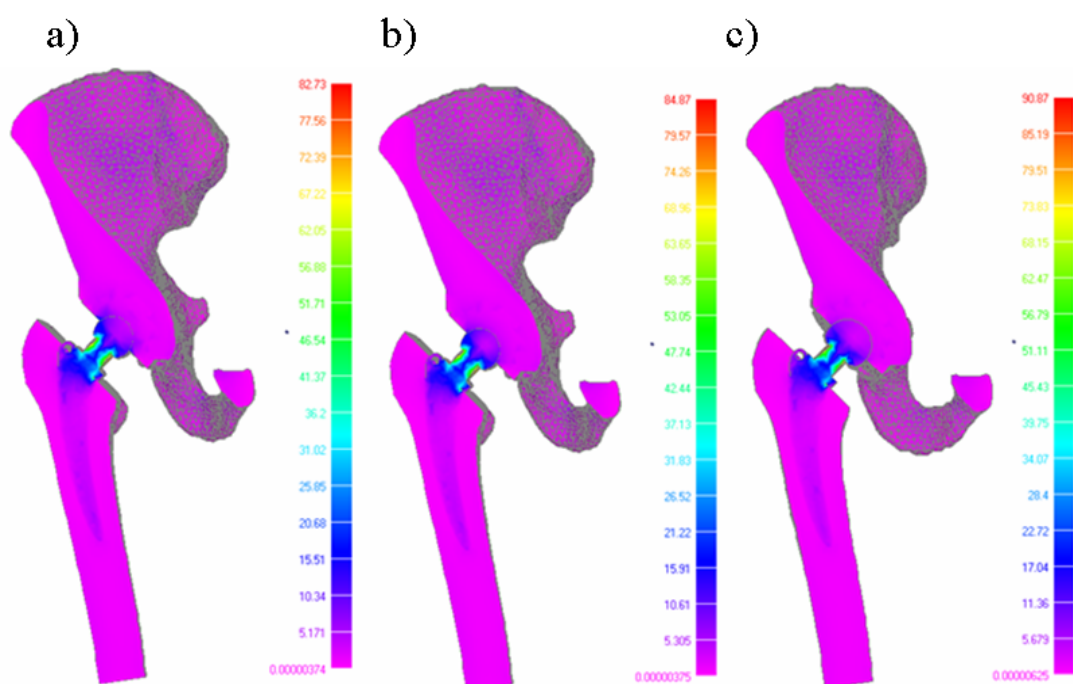
Rys. 8.3. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – przypadek stania na dwóch kończynach: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



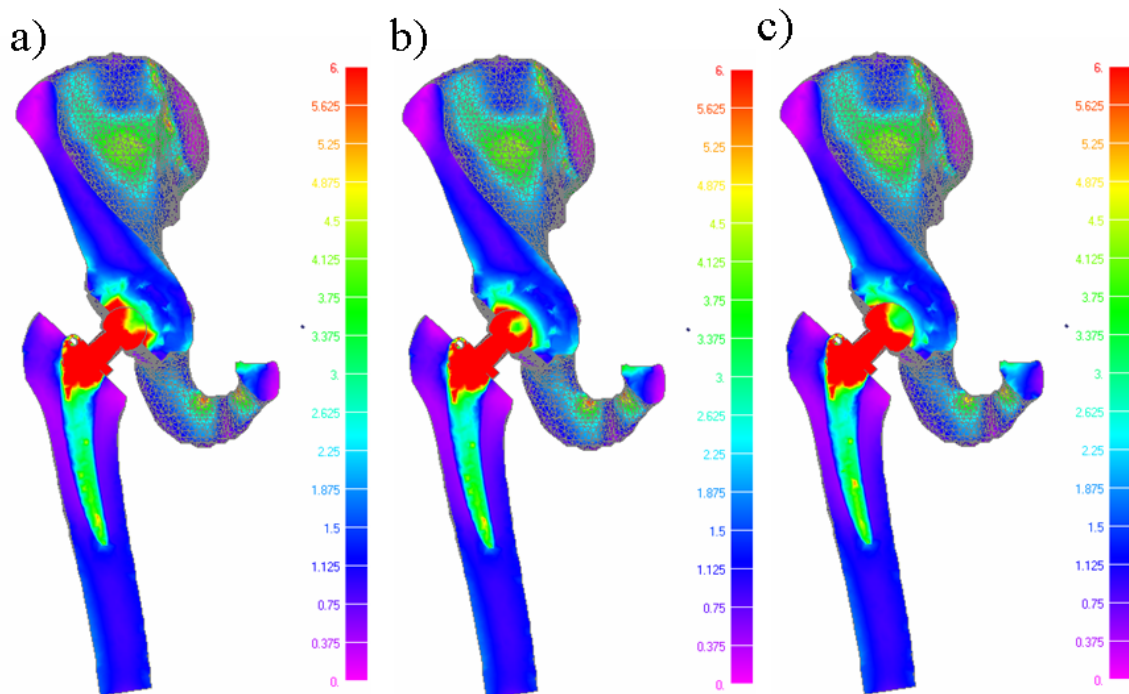
Rys. 8.4. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych w strefach kontaktu: głowa-panewka oraz część górna trzpienia, w przekrojach pionowych – przypadek stania na dwóch kończynach: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



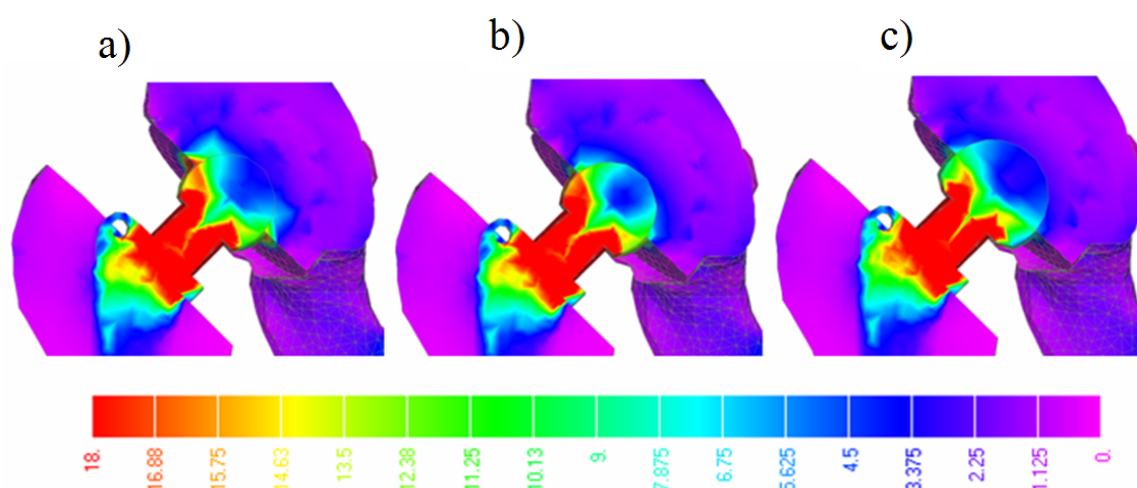
Rys. 8.5. Mapy naprężeń zredukowanych w panewkach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy oraz w kolejnych warstwach panewek modułowych, w warstwie cementu oraz w kości miednicznej – przypadek stania na dwóch kończynach: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



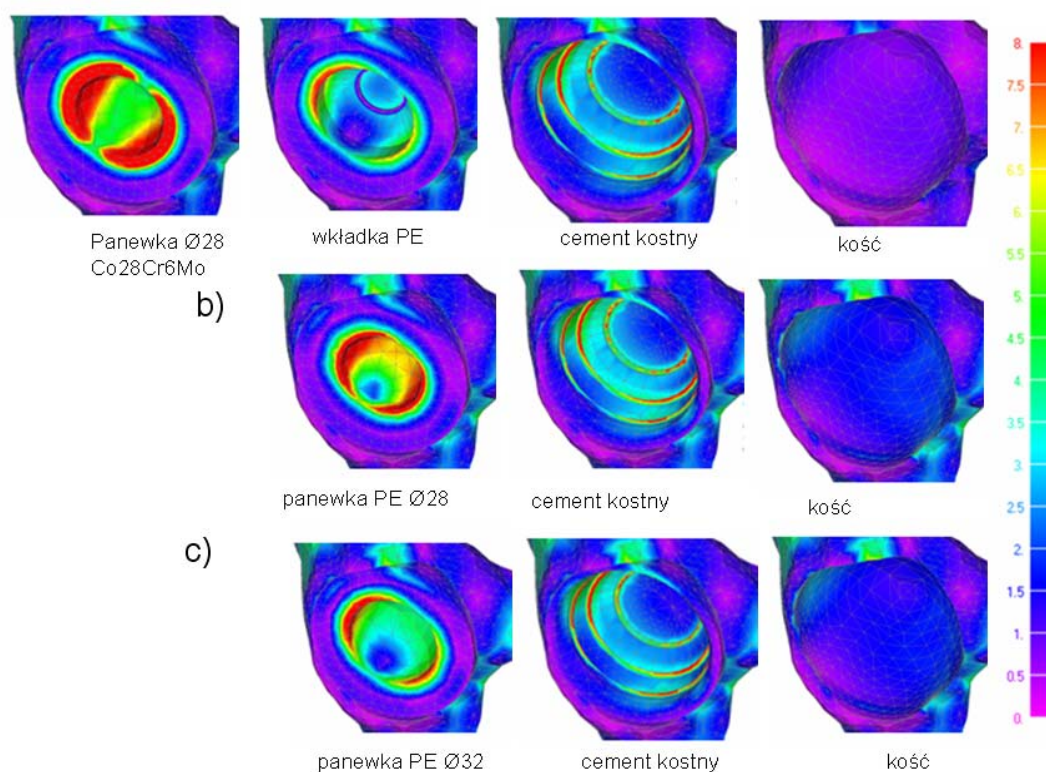
Rys. 8.6. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – stanie na jednej nodze: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy Ø28 mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy Ø28 mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy Ø32 mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø32 mm – podziałki narzucone przez program.



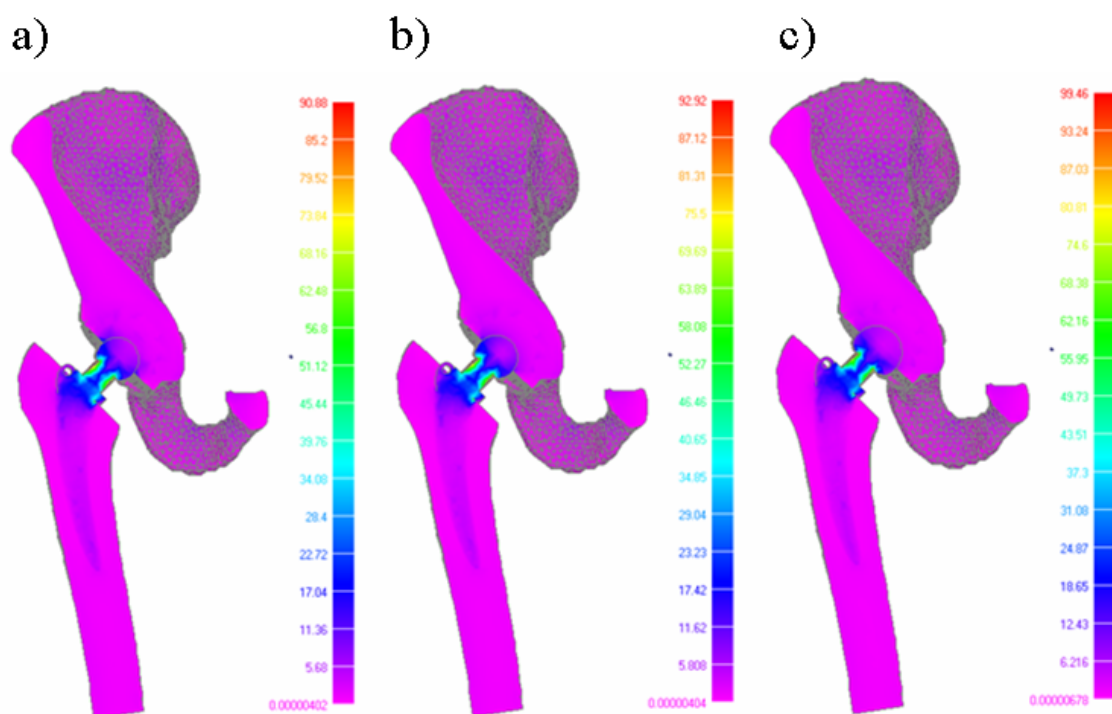
Rys. 8.7. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – stanie na jednej nodze: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy Ø28 mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy Ø28 mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy Ø32 mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø32 mm.



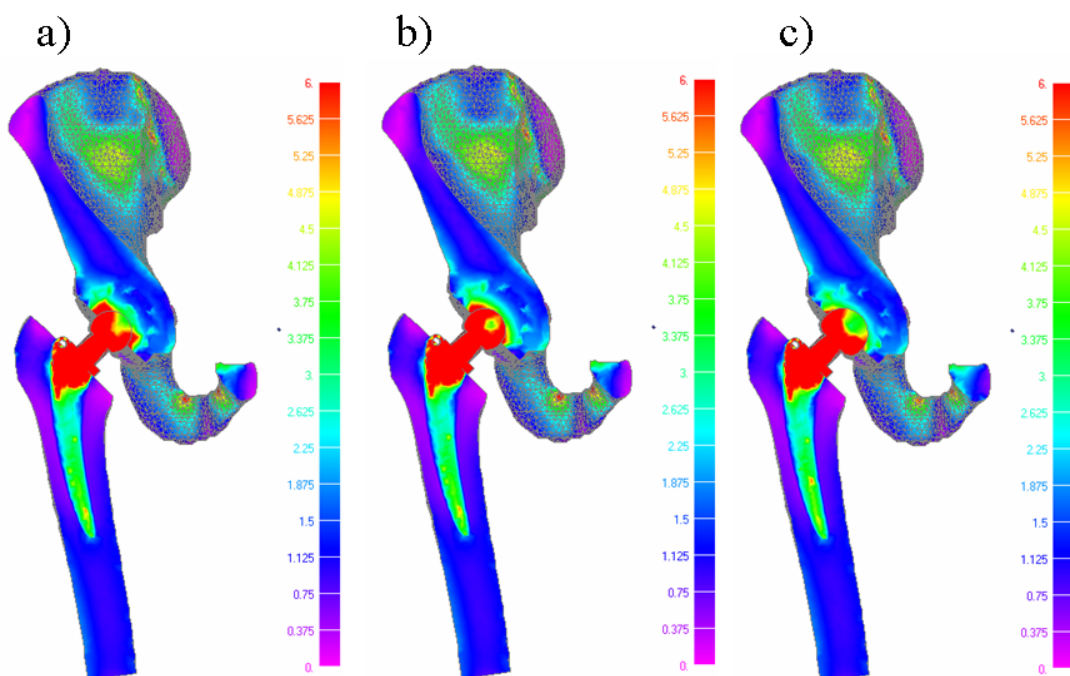
Rys. 8.8. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych w strefach kontaktu: głowa-panewka oraz część górna trzpienia, w przekrojach pionowych – stanie na jednej nodze: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



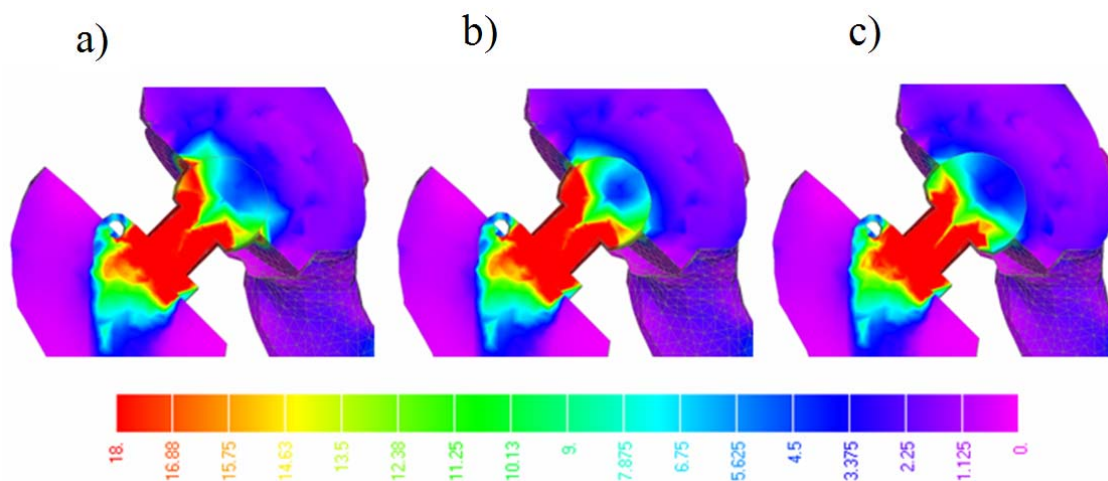
Rys. 8.9. Mapy naprężeń zredukowanych w panewkach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy oraz w kolejnych warstwach panewek modułowych, w warstwie cementu oraz w kości miednicznej – stanie na jednej nodze: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



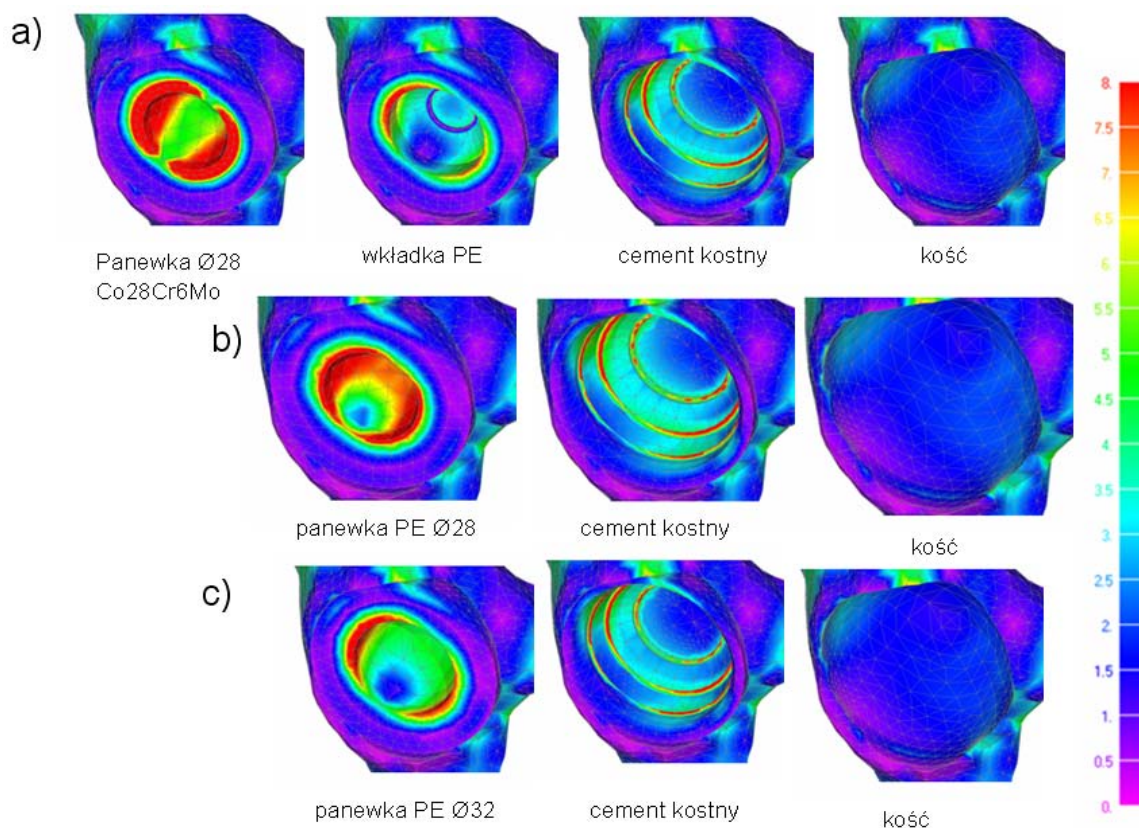
Rys. 8.10. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – kontakt pięty z podłożem: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy Ø28 mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, b) endoproteza - głowa z Al₂O₃ o średnicy Ø28 mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, c) endoproteza - głowa z Al₂O₃ o średnicy Ø32 mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø32 mm – podziałki narzucone przez program.



Rys. 8.11. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – kontakt pięty z podłożem: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy Ø28 mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, b) endoproteza - głowa z Al₂O₃ o średnicy Ø28 mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, c) endoproteza - głowa z Al₂O₃ o średnicy Ø32 mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø32 mm.



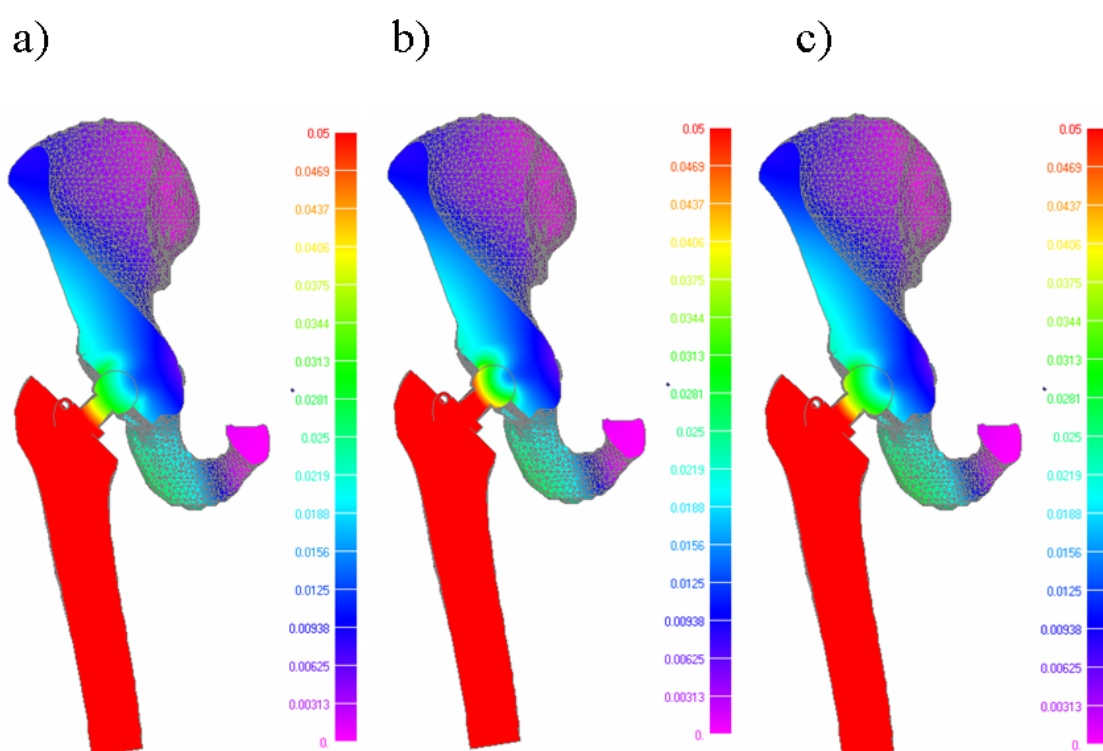
Rys. 8.12. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych w strefach kontaktu: głowa-panewka oraz część górna trzpienia, w przekrojach pionowych – kontakt pięty z podłożem: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



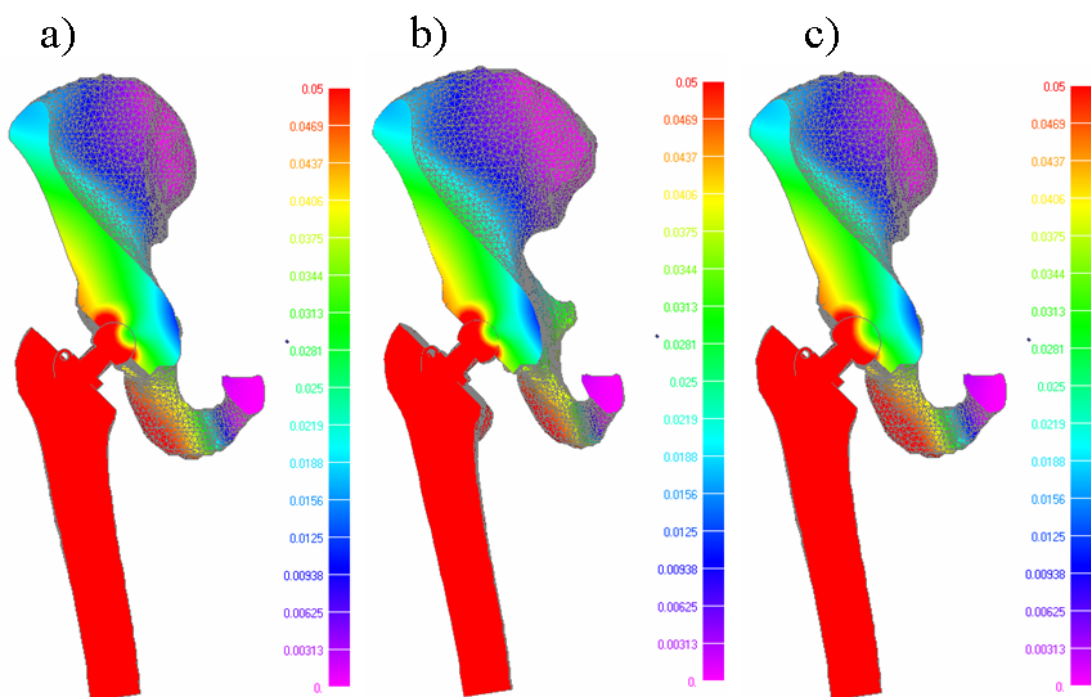
Rys. 8.13. Mapy naprężeń zredukowanych w panewkach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy oraz w kolejnych warstwach panewek modułowych, w warstwie cementu oraz w kości miednicznej – kontakt pięty z podłożem: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.

Rysunek 8.14 – 8.16 przedstawia mapy rozkładu przemieszczeń wypadkowych dla endoprotez typu Weber (trząpień krótki zakrzywiony) zamocowanych w strukturach kostnych z użyciem cementu odpowiednio dla trzech sytuacji:

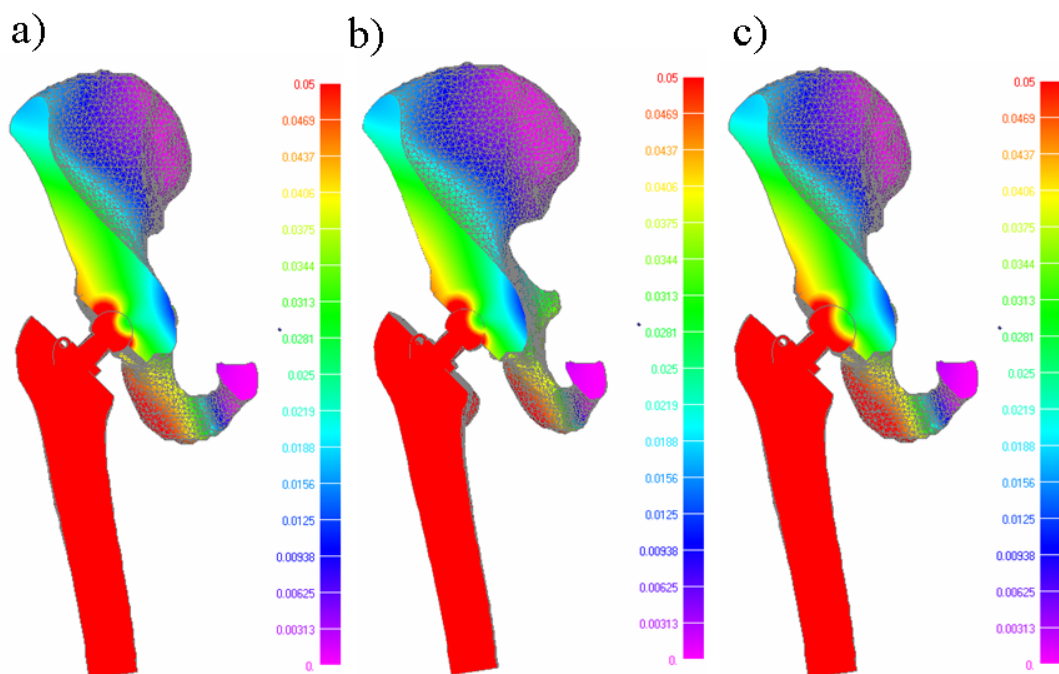
- stanie na dwóch kończynach w pozycji wyprostnej (rys. 8.14),
- stanie na jednej nodze po stronie zaimplantowanej endoprotezy (rys. 8.15),
- W przypadku kontaktu pięty (kończyna z zaimplantowaną endoprotezą) z podłożem (rys. 8.16).



Rys. 8.14. Mapy rozkładu przemieszczeń wypadkowych dla endoprotez cementowych, zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – przypadek stania na dwóch kończynach: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy Ø28 mm, trząpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, b) endoproteza - głowa z Al₂O₃ o średnicy Ø28 mm, trząpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, c) endoproteza - głowa z Al₂O₃ o średnicy Ø32 mm, trząpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø32 mm.

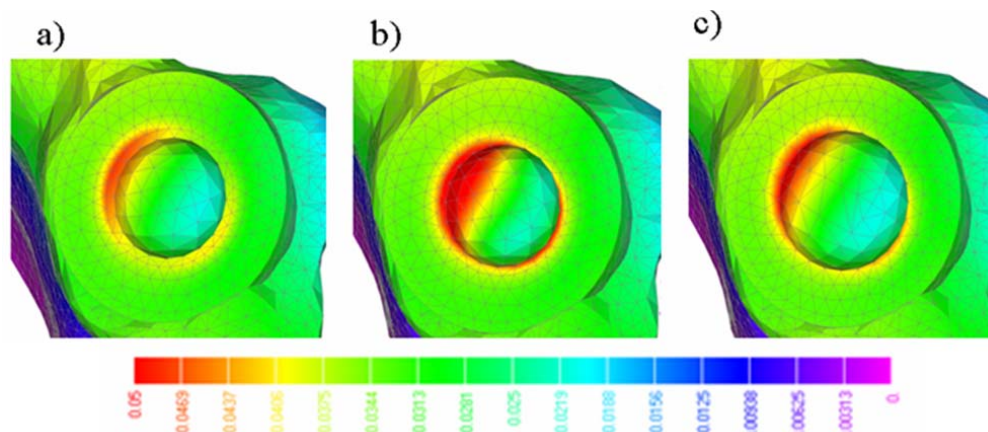


Rys. 8.15. Mapy rozkładu przemieszczeń wypadkowych dla endoprotez cementowych, zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – przypadek stania na jednej nodze: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



Rys. 8.16. Mapy rozkładu przemieszczeń wypadkowych dla endoprotez cementowych, zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – kontakt pięty z podłożem: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.

Na rysunku 8.17 przedstawiono wizualizację rozkładu przemieszczeń w warstwowych panewkach endoprotezy cementowej typu Weber w przypadku maksymalnych obciążeń – kontakt pięty z podłożem. Na rysunkach 8.19 – 8.20 przedstawiono formy zużycia polietylenowych panewek w endoprotezach cementowych usuniętych pacjentom podczas zabiegów rewizyjnych. Rysunek 8.18 przedstawia endoprotezę przed zabiegiem.



Rys. 8.17. Widok na rozkłady przemieszczeń wypadkowych w panewkach endoprotez cementowych zamocowanych w strukturach kostnych: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy Ø28 mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, b) endoproteza - głowa z Al₂O₃ o średnicy Ø28 mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, c) endoproteza - głowa z Al₂O₃ o średnicy Ø32 mm, trzpień krótki zakrzywiony CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø32 mm.



Rys. 8.18. Endoproteza cementowa typu Weber przed implantacją: panewka *Sulene*[®]-PE, trzpień jednolity *Protasul*[®]-10 spajany z głową *Protasul*[®]-21 WF.



Rys. 8.19. Endoproteza cementowa typu Weber usunięta z powodu powikłań zabiegu alloplastyki: a) panewka *Sulene*[®]-PE w widoku od strony skojarzenia z głową, b) panewka *Sulene*[®]-PE w widoku od strony kontaktu z cementem, c) trzpień jednolity *Protasul*[®]-10 spajany z głową *Protasul*[®]-21 WF. Materiał pozyskany dzięki uprzejmości dr n. med. Janusza Cwanka.

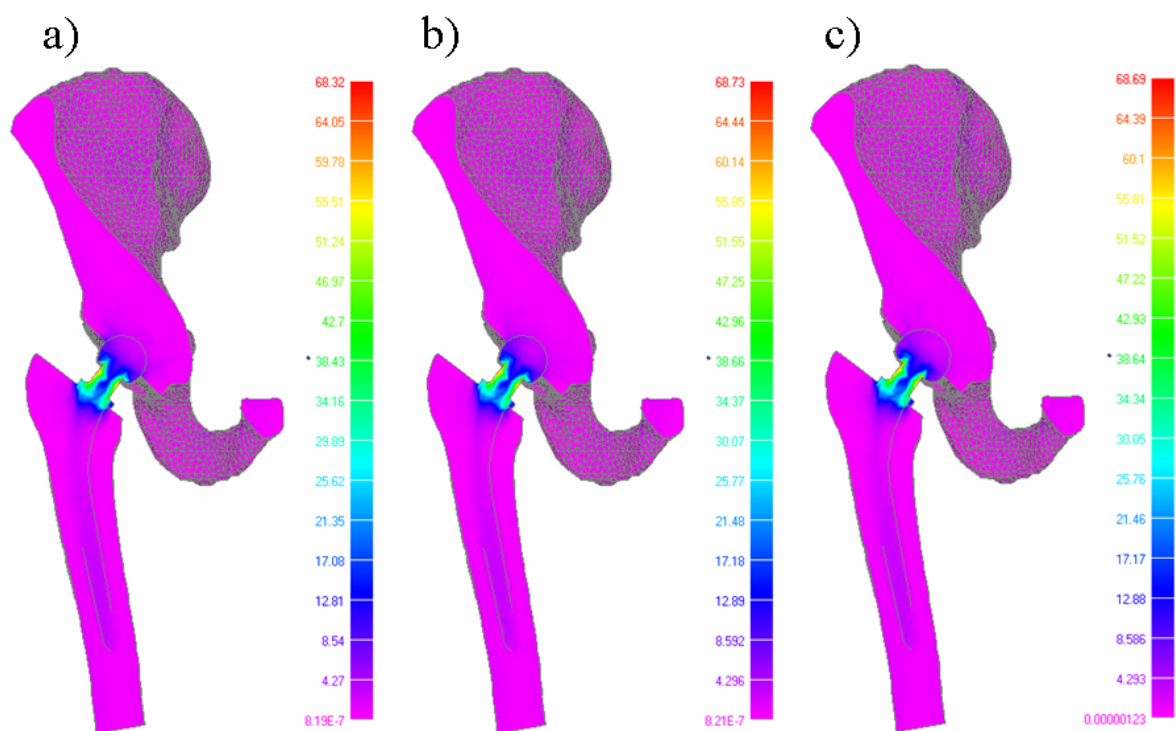


Rys. 8.20. Endoproteza cementowa typu Weber usunięta z powodu powikłań zabiegu alloplastyki: a) panewka *Sulene*[®]-PE w widoku od strony skojarzenia z głową, b) panewka *Sulene*[®]-PE w widoku od strony kontaktu z cementem, c) trzpień jednolity *Protasul*[®]-10 spajany z głową *Protasul*[®]-21 WF, Materiał pozyskany dzięki uprzejmości dr n. med. Janusza Cwanka.

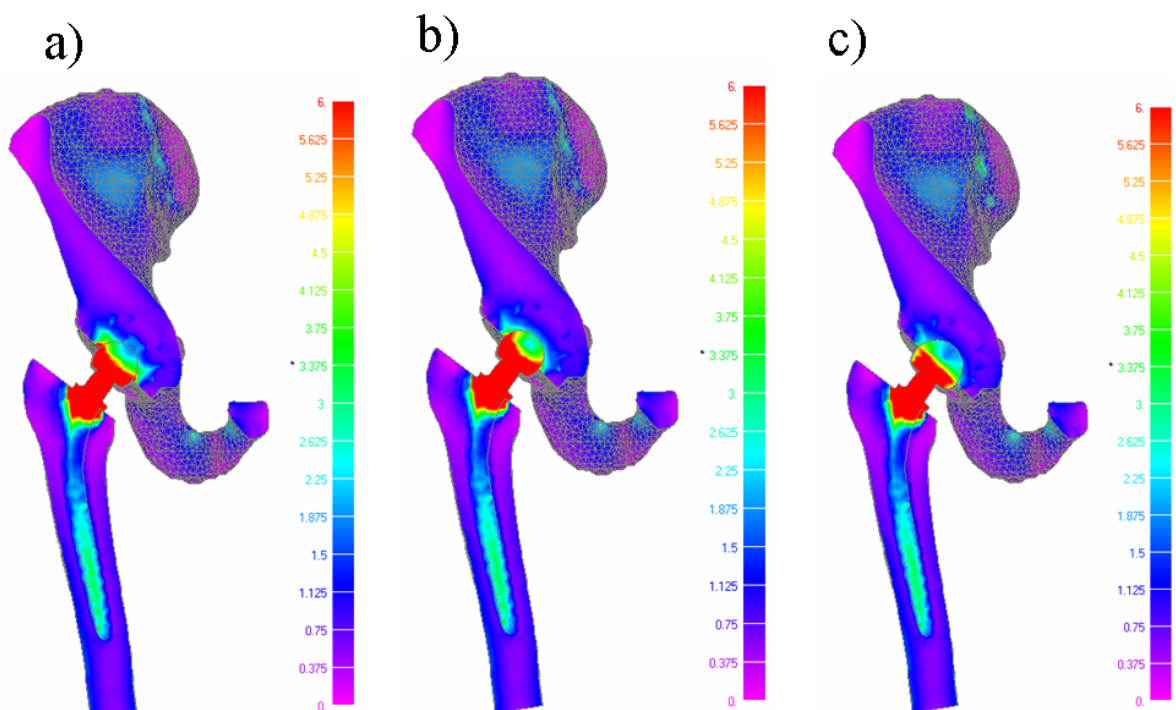
Wykonano symulacje numeryczne dla endoprotez cementowych o konstrukcji panewek jak w analizie poprzedniej, ale wykorzystano trzpienie długie proste.

Rysunki 8.21 do 8.32 przedstawiają rozkłady naprężeń dla endoprotez cementowych z trzpieniem długim prostym dla różnych kombinacji kształtowych i wymiarowych panewek i różnych przypadków obciążenia:

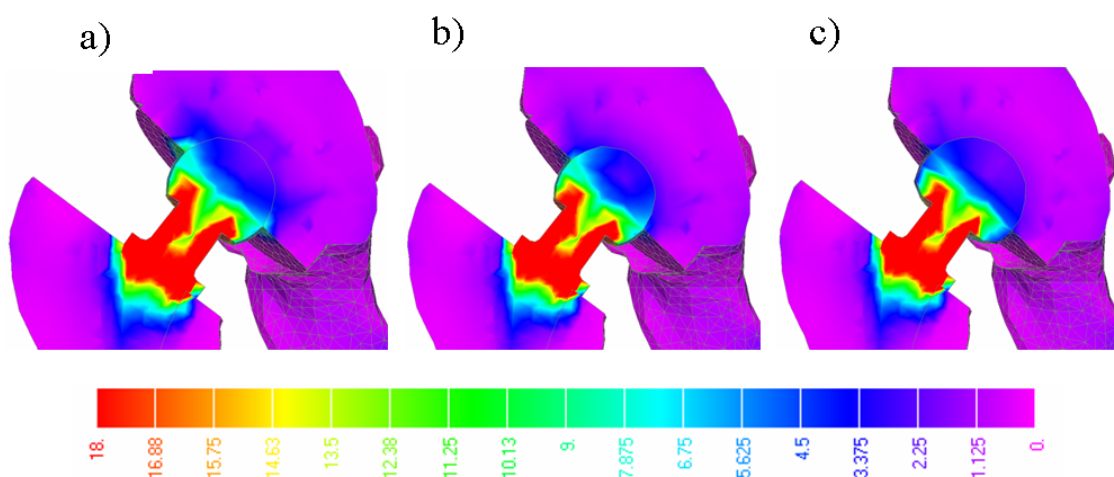
- Stanie na dwóch kończynach w pozycji wyprostnej (rys. 8.21 – 8.24). Rysunek 8.21 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce automatycznej narzuconej przez program. Rysunek 8.22 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce umożliwiającej analizę kontaktu implantów ze strukturami kostnymi i poszczególnych modułów między sobą. Rysunek 8.23 umożliwia analizę strefy ruchowej endoprotezy a rys. 8.24 przedstawia rozkłady naprężeń w kolejnych warstwach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy oraz w warstwach panewek modułowych
- Stanie na jednej nodze po stronie zaimplantowanej endoprotezy (rys. 8.25 – 8.28). Rysunek 8.25 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce automatycznej narzuconej przez program. Rysunek 8.26 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce umożliwiającej analizę kontaktu implantów ze strukturami kostnymi i poszczególnych modułów między sobą. Rysunek 8.27 umożliwia analizę strefy ruchowej endoprotezy a rys. 8.28 przedstawia rozkłady naprężeń w kolejnych warstwach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy oraz w warstwach panewek modułowych
- W przypadku kontaktu pięty (kończyna z zaimplantowaną endoprotezą) z podłożem (rys. 8.29 – 8.32). Rysunek 8.29 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce automatycznej narzuconej przez program. Rysunek 8.30 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce umożliwiającej analizę kontaktu implantów ze strukturami kostnymi i poszczególnych modułów między sobą. Rysunek 8.31 umożliwia analizę strefy ruchowej endoprotezy a rys. 8.32 przedstawia rozkłady naprężeń w kolejnych warstwach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy oraz w warstwach panewek modułowych.



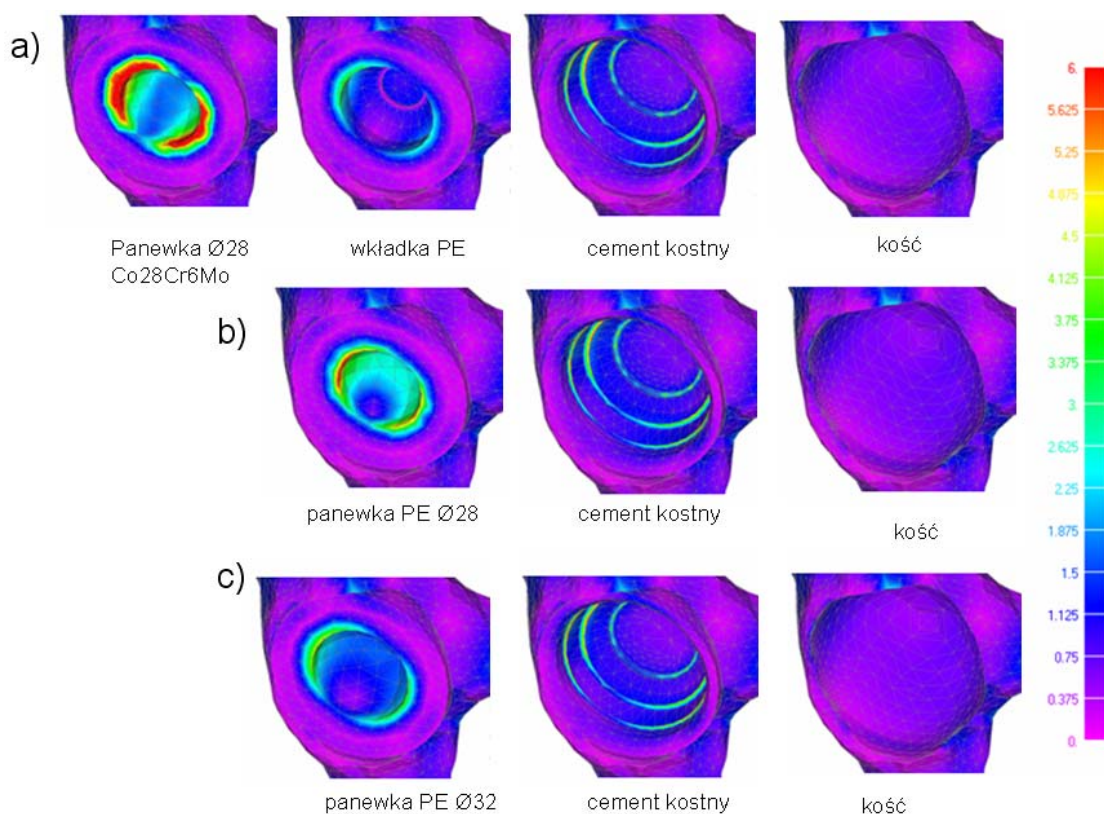
Rys. 8.21. Mapy naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm – podziałka narzucona przez program.



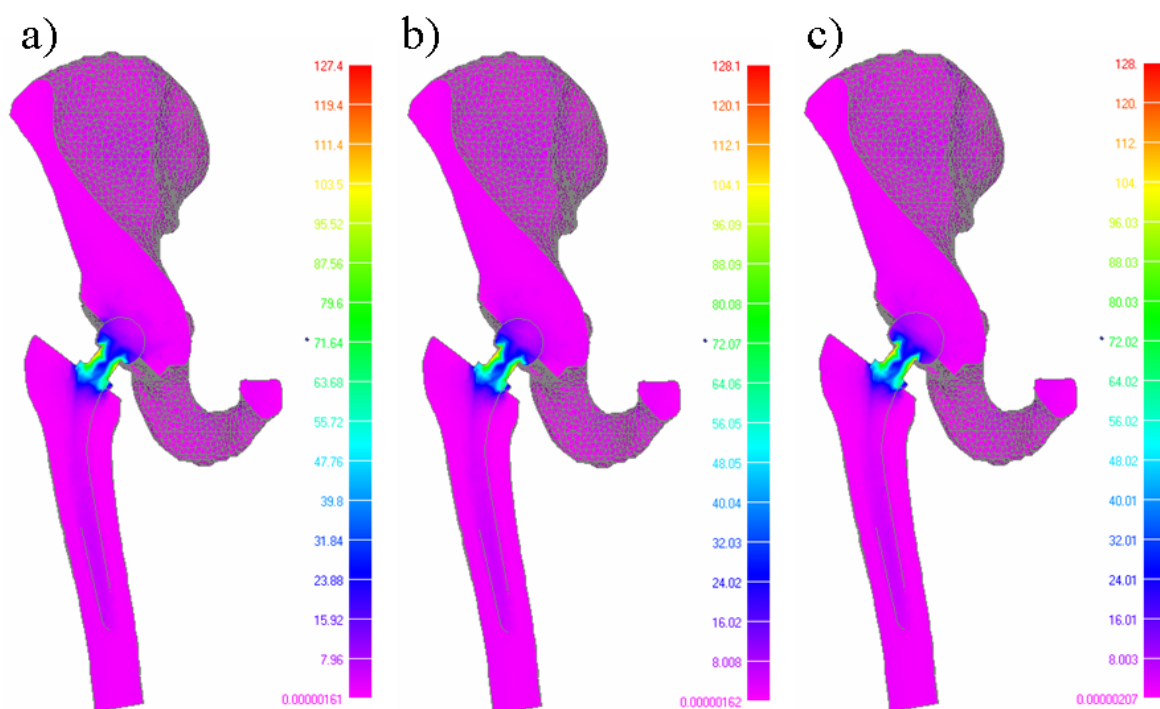
Rys. 8.22. Mapy naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – przypadek stania na dwóch kończynach: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



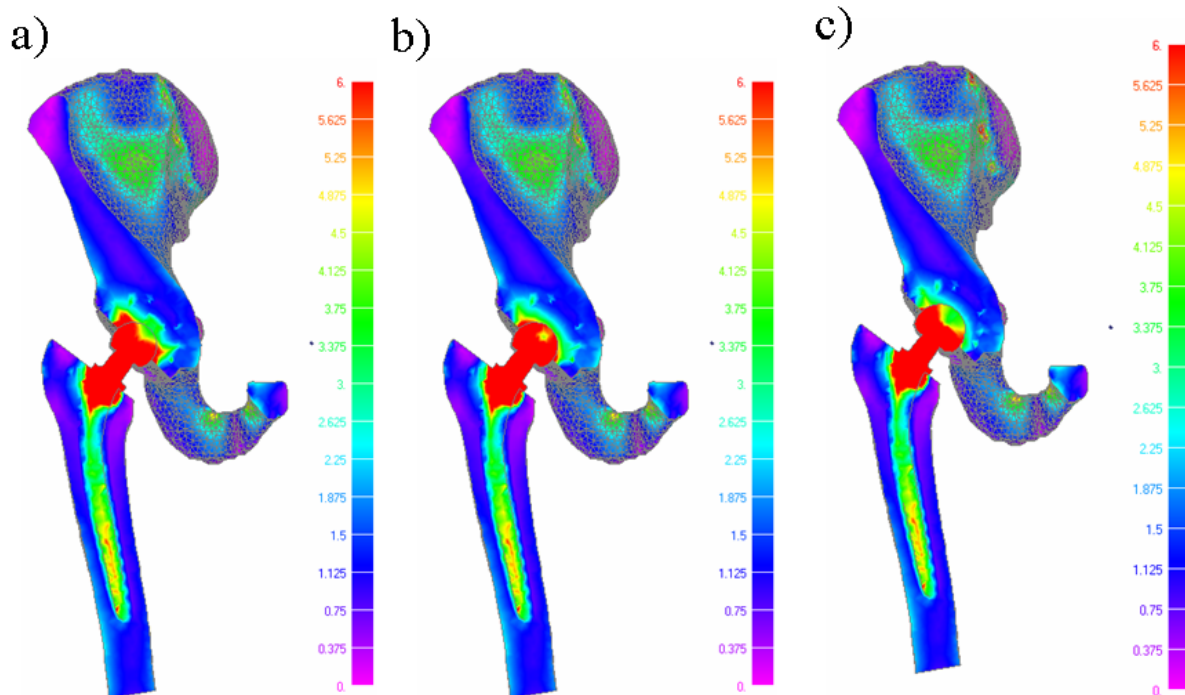
Rys. 8. 23. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych w strefach kontaktu: głowa-panewka oraz część górna trzpienia, w przekrojach pionowych – przypadek stania na dwóch kończynach: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



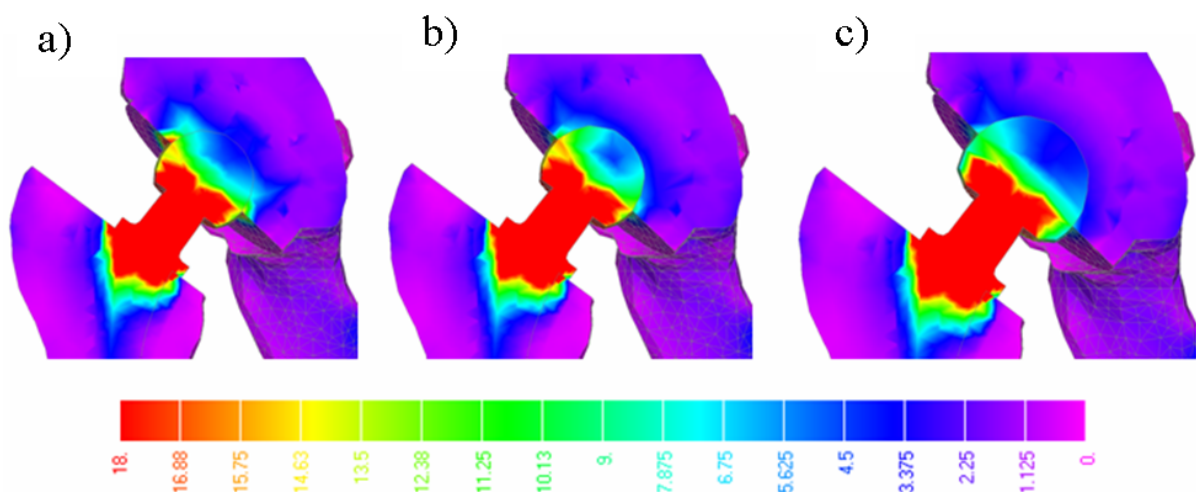
Rys. 8. 24. Mapy naprężeń zredukowanych w panewkach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy oraz w kolejnych warstwach panewek modułowych, w warstwie cementu oraz w kości miednicznej – przypadek stania na dwóch kończynach: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



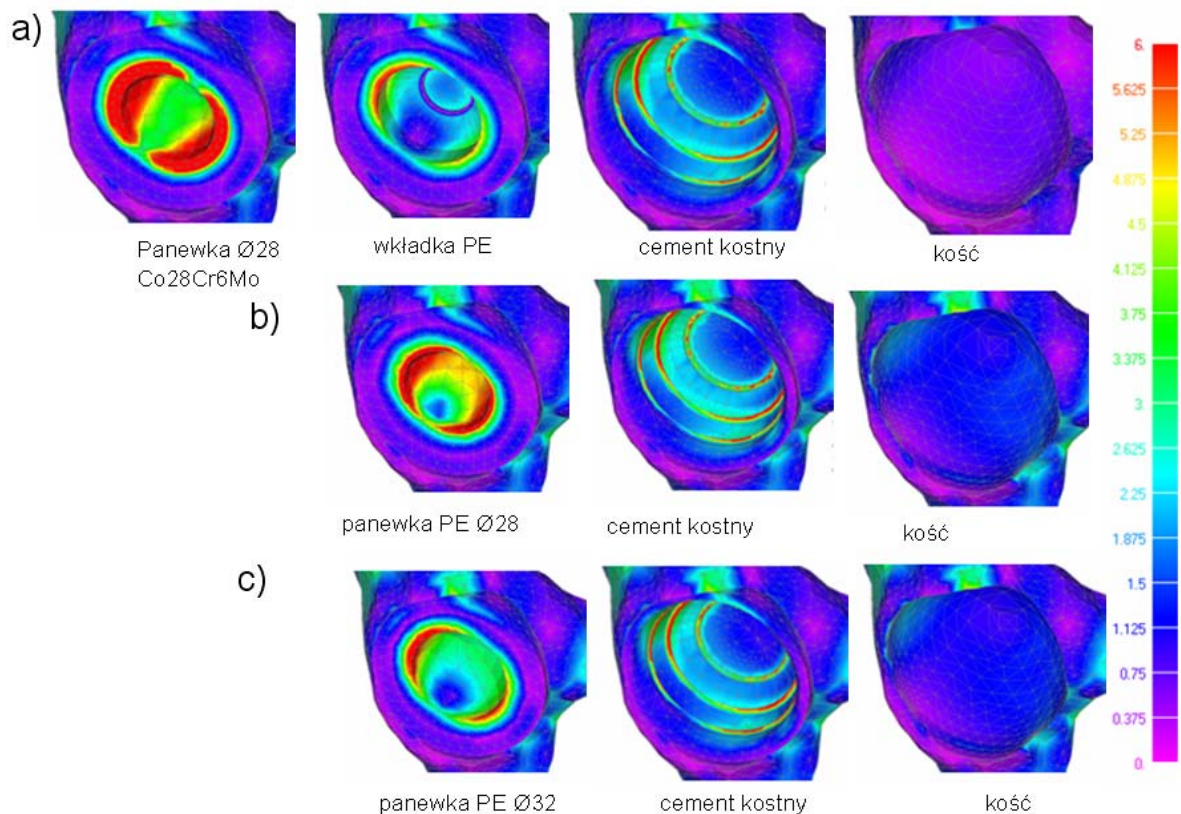
Rys. 8.25. Mapy naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – stanie na jednej nodze: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm – podziałka narzucona przez program.



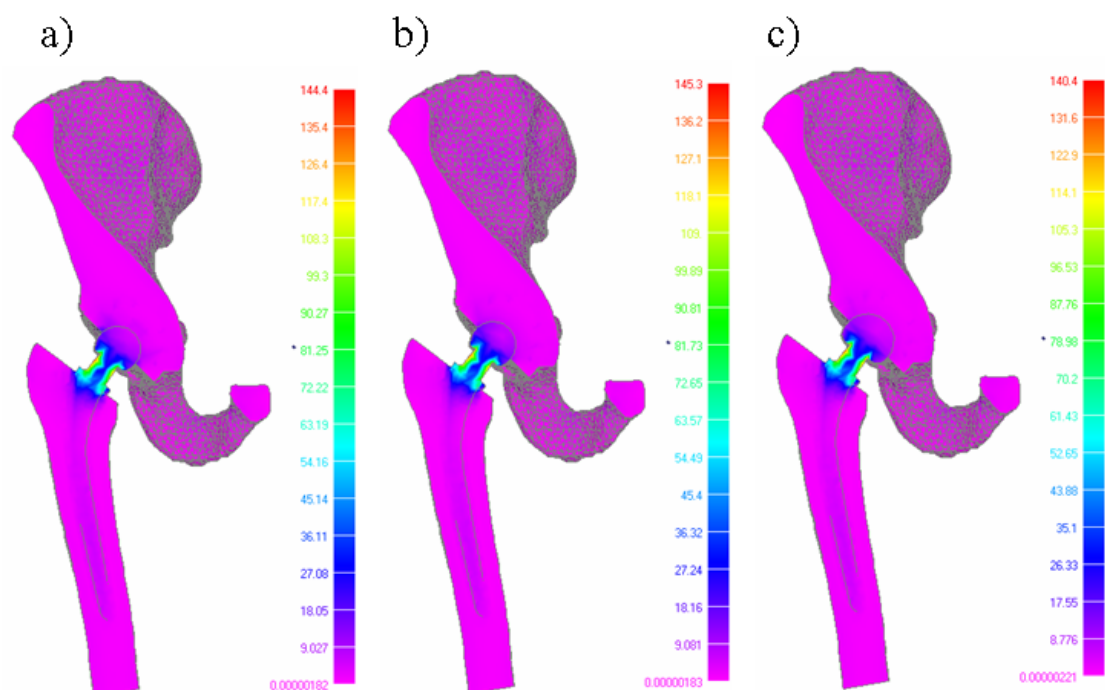
Rys. 8.26. Mapy naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – stanie na jednej nodze: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



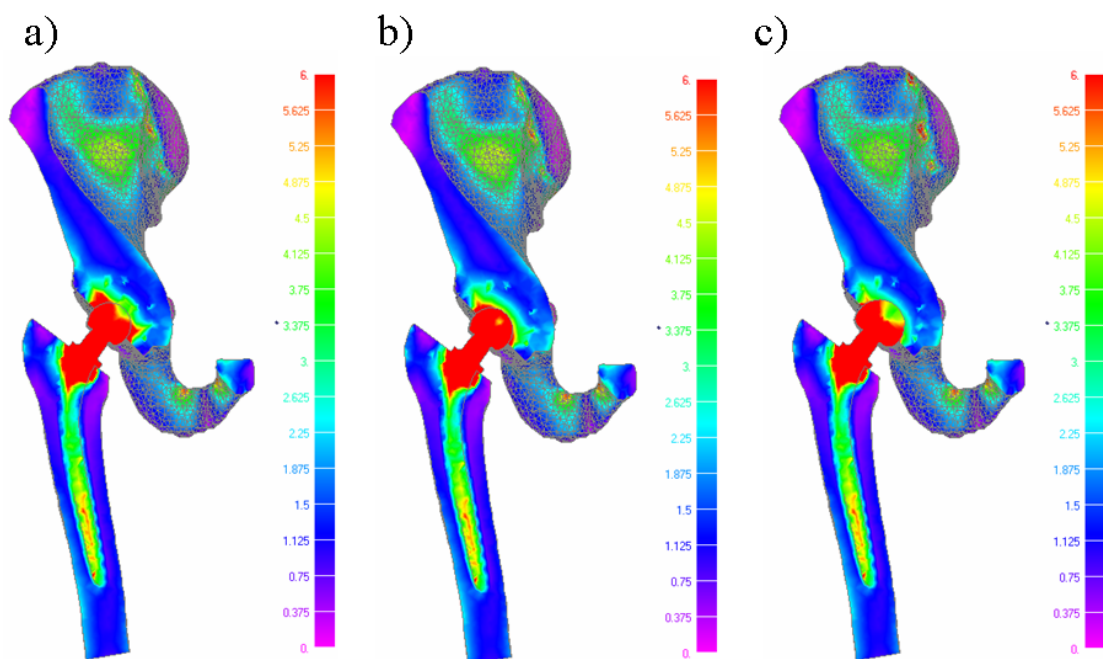
Rys. 8.27. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych w strefach kontaktu: głowa-panewka oraz część górna trzpienia, w przekrojach pionowych – stanie na jednej nodze: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



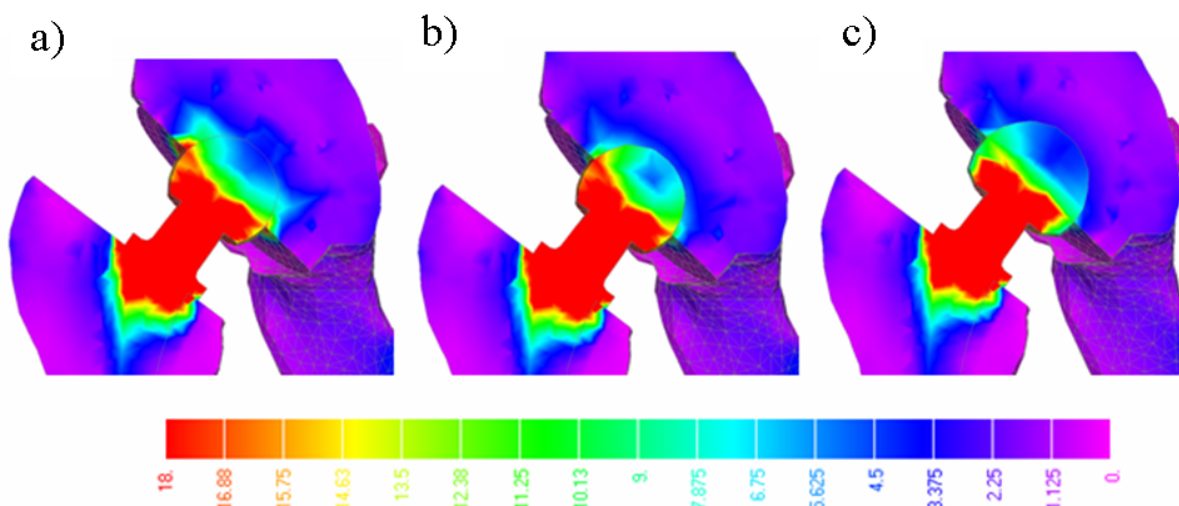
Rys. 8.28. Mapy naprężeń zredukowanych w panewkach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy oraz w kolejnych warstwach panewek modułowych, w warstwie cementu oraz w kości miednicznej – stanie na jednej nodze: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm



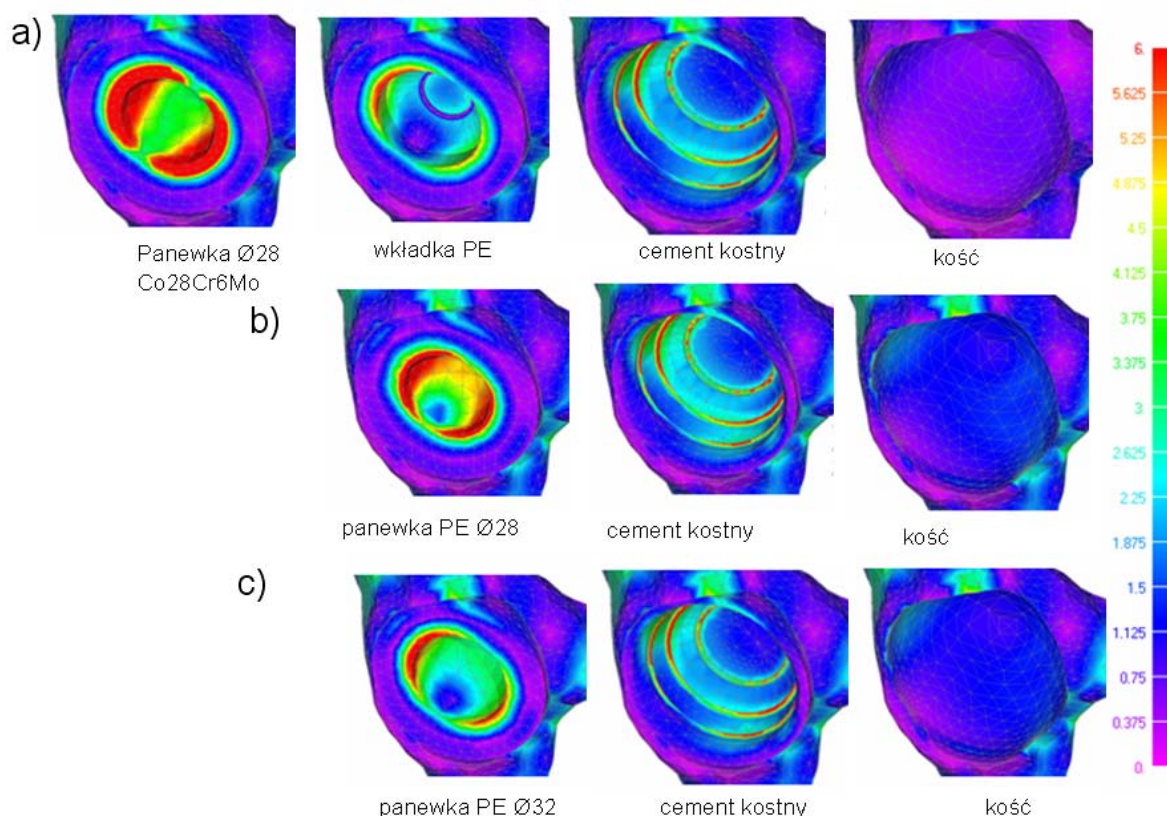
Rys. 8.29. Mapy naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – kontakt pięty z podłożem: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy Ø28 mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, b) endoproteza - głowa z Al₂O₃ o średnicy Ø28 mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, c) endoproteza - głowa z Al₂O₃ o średnicy Ø32 mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø32 mm – podziałka narzucona przez program.



Rys. 8.30. Mapy naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – kontakt pięty z podłożem: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy Ø28 mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, b) endoproteza - głowa z Al₂O₃ o średnicy Ø28 mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, c) endoproteza - głowa z Al₂O₃ o średnicy Ø32 mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø32 mm.



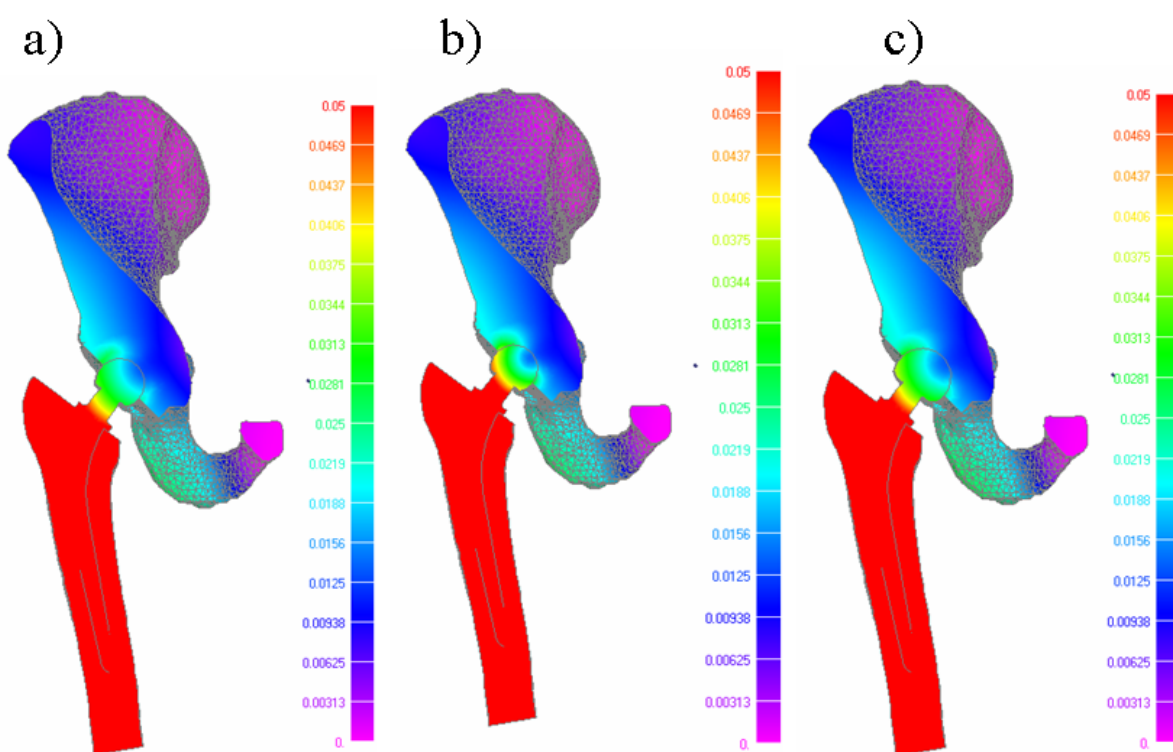
Rys. 8.31. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez cementowych w strefach kontaktu: głowa-panewka oraz część górna trzpienia, w przekrojach pionowych – kontakt pięty z podłożem: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



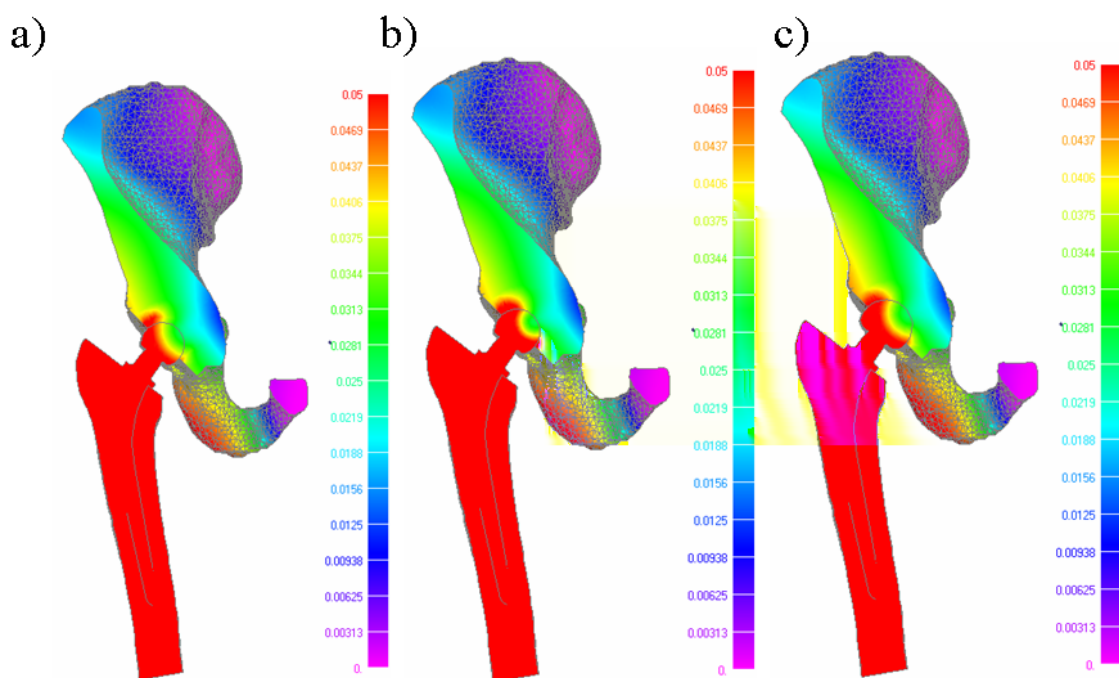
Rys. 8.32. Mapy naprężeń zredukowanych w panewkach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy oraz w kolejnych warstwach panewek modułowych, w warstwie cementu oraz w kości miednicznej – kontakt pięty z podłożem: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.

Rysunek 8.33 – 8.35 przedstawia mapy rozkładu przemieszczeń wypadkowych dla endoprotez typu Weber (trzpień długi prosty) zamocowanych w strukturach kostnych z użyciem cementu odpowiednio dla trzech sytuacji:

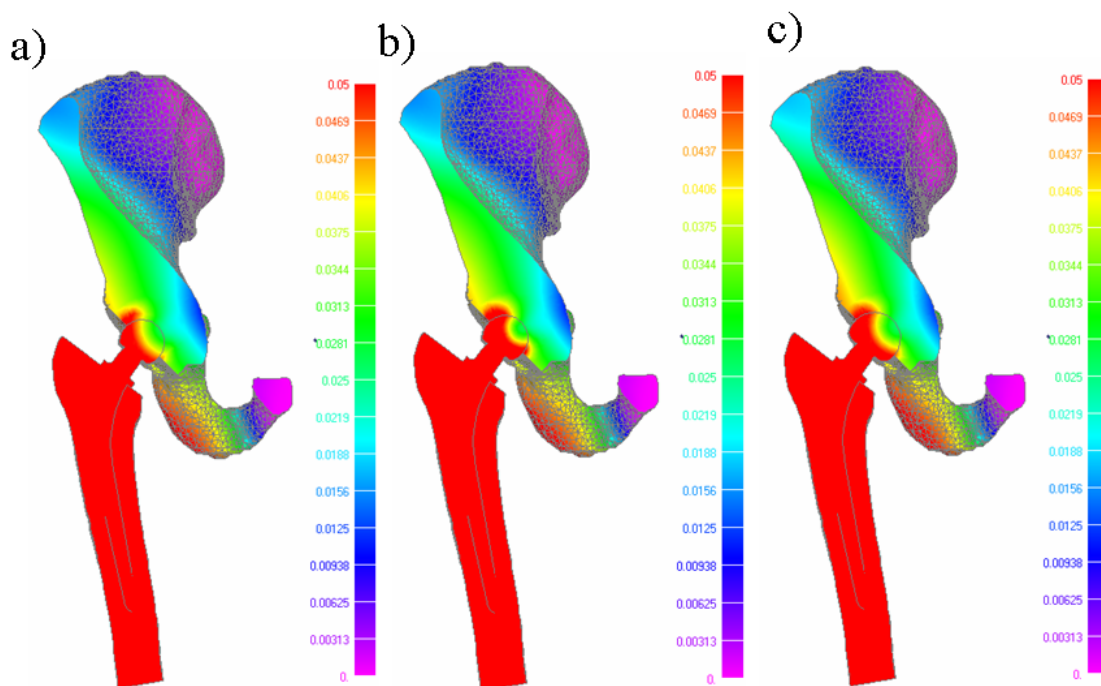
- stanie na dwóch kończynach w pozycji wyprostnej (rys. 8.33),
- stanie na jednej nodze po stronie zaimplantowanej endoprotezy (rys. 8.34),
- W przypadku kontaktu pięty (kończyna z zaimplantowaną endoprotezą) z podłożem (rys. 8.35).



Rys. 8.33. Mapy rozkładu przemieszczeń wypadkowych dla endoprotez cementowych, zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – stanie na dwóch kończynach: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy Ø28 mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28CrMo-PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, b) endoproteza - głowa z Al₂O₃ o średnicy Ø28 mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, c) endoproteza - głowa z Al₂O₃ o średnicy Ø32 mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej Ø32 mm.



Rys. 8.34. Mapy rozkładu przemieszczeń wypadkowych dla endoprotez cementowych, zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – stanie na jednej nodze: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28CrMo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.

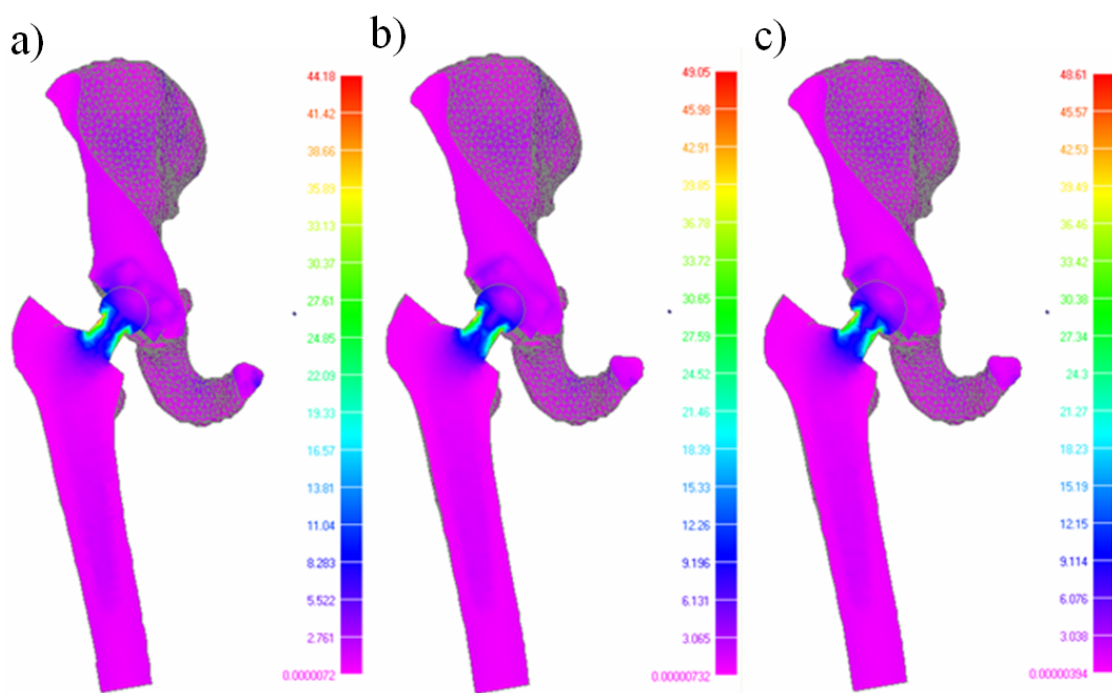


Rys. 8.35. Mapy rozkładu przemieszczeń wypadkowych dla endoprotez cementowych, zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – kontakt pięty z podłożem: a) endoproteza - głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka dwuwarstwowa Co28CrMo-PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień długi prosty CoNiCrMo, panewka PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.

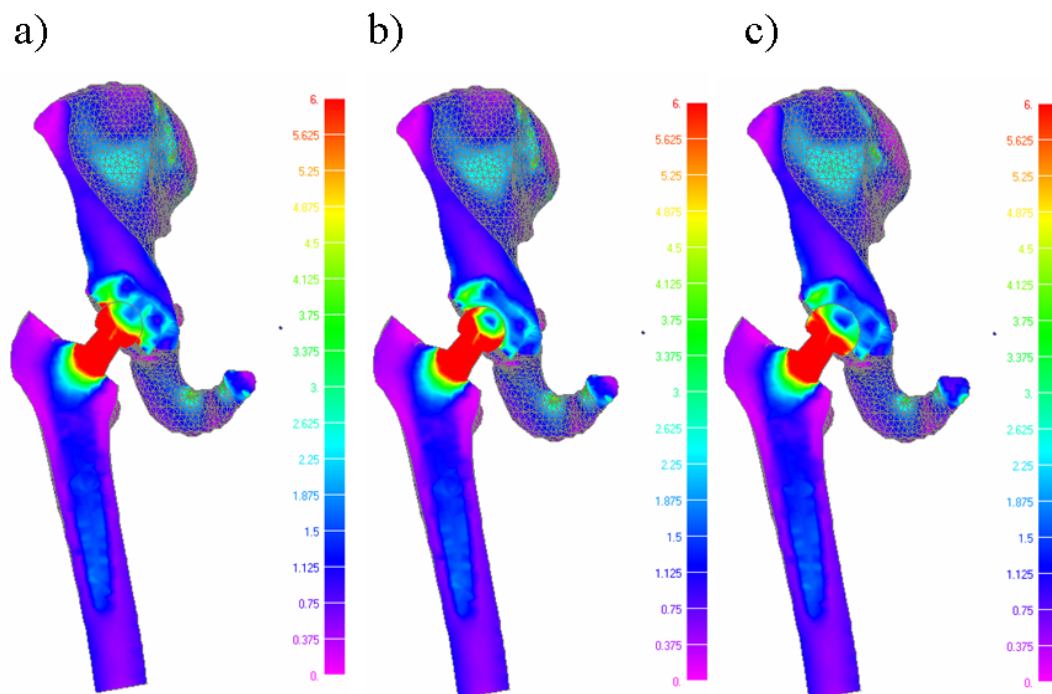
8.2. Symulacje numeryczne endoprotez bezcementowych

Rysunki 8.36 - 8.47 przedstawiają mapy rozkładu naprężeń dla endoprotez bezcementowych typu Alloclassic Zweymüller w różnych konfiguracjach materiałowych poszczególnych modułów dla trzech przypadków:

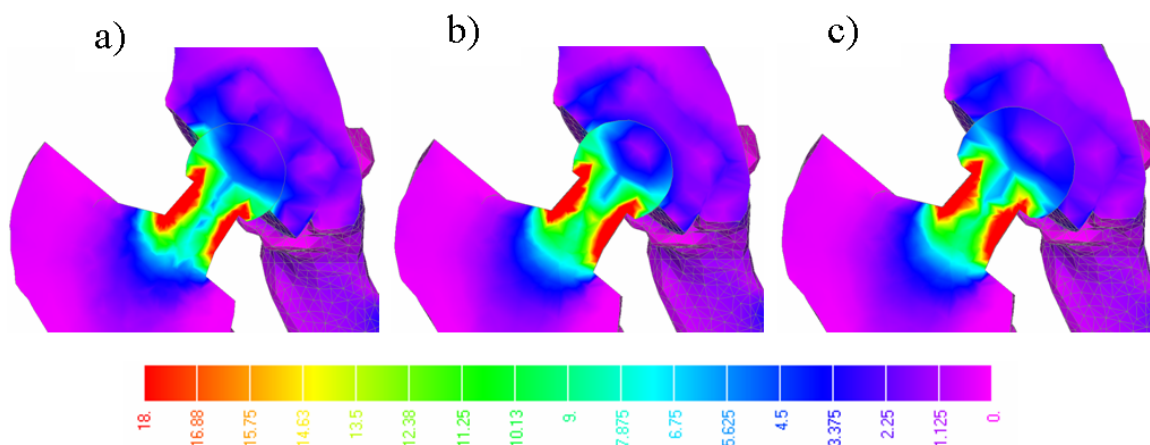
- Stanie na dwóch kończynach w pozycji wyprostnej (rys. 8.36 – 8.39). Rysunek 8.36 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce automatycznej narzuconej przez program. Rysunek 8.37 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce umożliwiającej analizę kontaktu implantów ze strukturami kostnymi i poszczególnych modułów między sobą. Rysunek 8.38 umożliwia analizę strefy ruchowej endoprotezy a rys. 8.39 przedstawia rozkłady naprężeń w kolejnych warstwach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy oraz w warstwach panewek modułowych
- Stanie na jednej nodze po stronie zaimplantowanej endoprotezy (rys. 8.40 – 8.43). Rysunek 8.40 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce automatycznej narzuconej przez program. Rysunek 8.41 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce umożliwiającej analizę kontaktu implantów ze strukturami kostnymi i poszczególnych modułów między sobą. Rysunek 8.42 umożliwia analizę strefy ruchowej endoprotezy a rys. 8.43 przedstawia rozkłady naprężeń w kolejnych warstwach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy oraz w warstwach panewek modułowych
- W przypadku kontaktu pięty (kończyna z zaimplantowaną endoprotezą) z podłożem (rys. 8.44 – 8.47). Rysunek 8.44 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce automatycznej narzuconej przez program. Rysunek 8.45 przedstawia mapy rozkładu naprężeń w podziałce umożliwiającej analizę kontaktu implantów ze strukturami kostnymi i poszczególnych modułów między sobą. Rysunek 8.46 umożliwia analizę strefy ruchowej endoprotezy a rys. 8.47 przedstawia rozkłady naprężeń w kolejnych warstwach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy oraz w warstwach panewek modułowych.



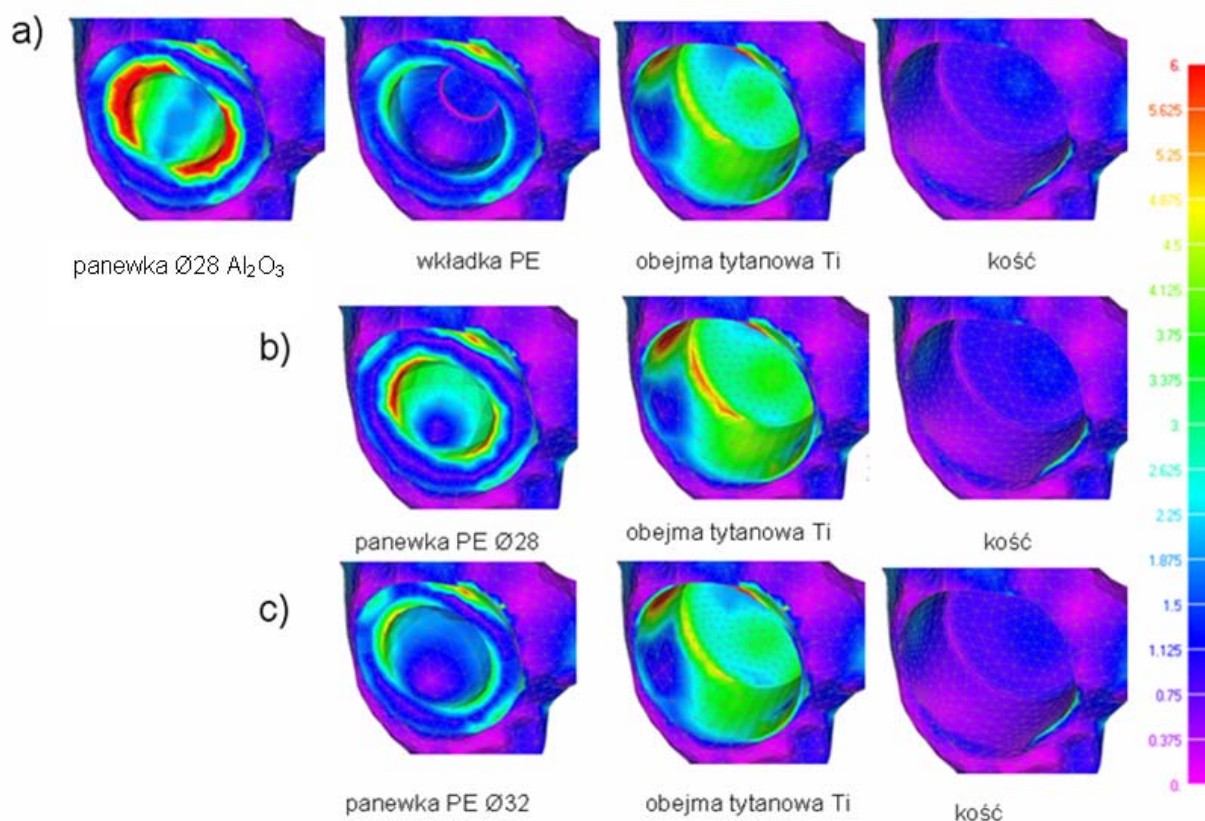
Rys. 8.36. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez bezcementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – przypadek stania na dwóch kończynach: a) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb , panewka trójwarstwowa Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6A7Nb , panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień Ti6Al7Nb , panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm – podziałka narzucona przez program.



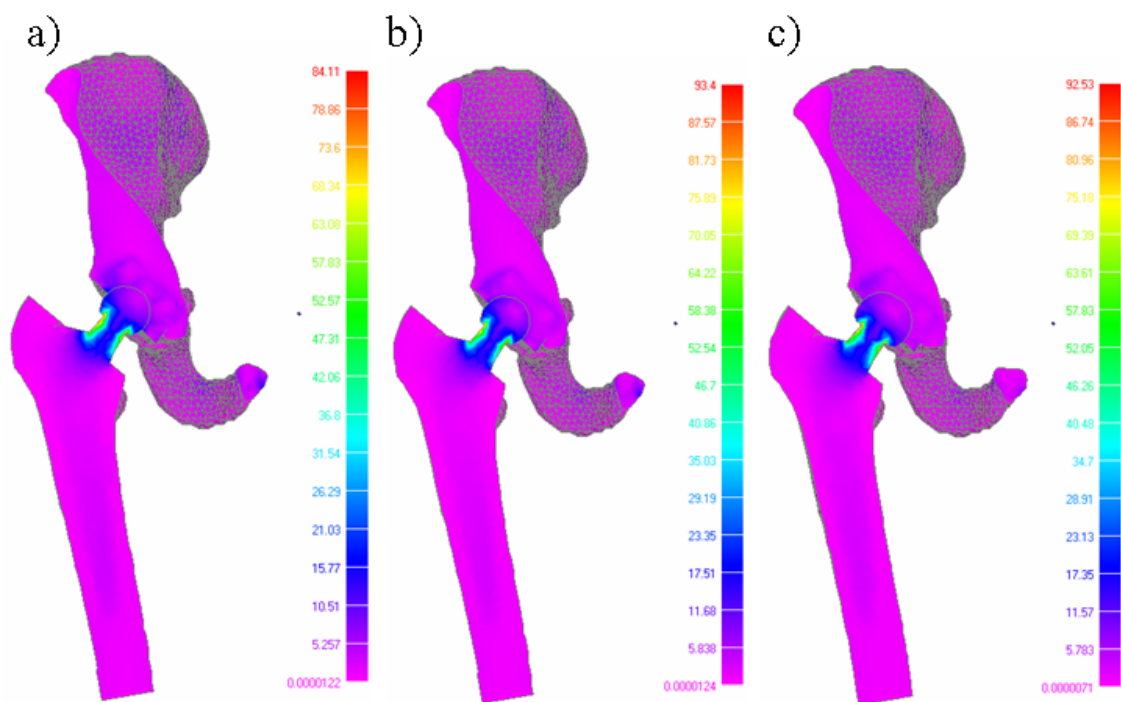
Rys. 8.37. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez bezcementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – przypadek stania na dwóch kończynach: a) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb , panewka trójwarstwowa Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6A7Nb , panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień Ti6Al7Nb , panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



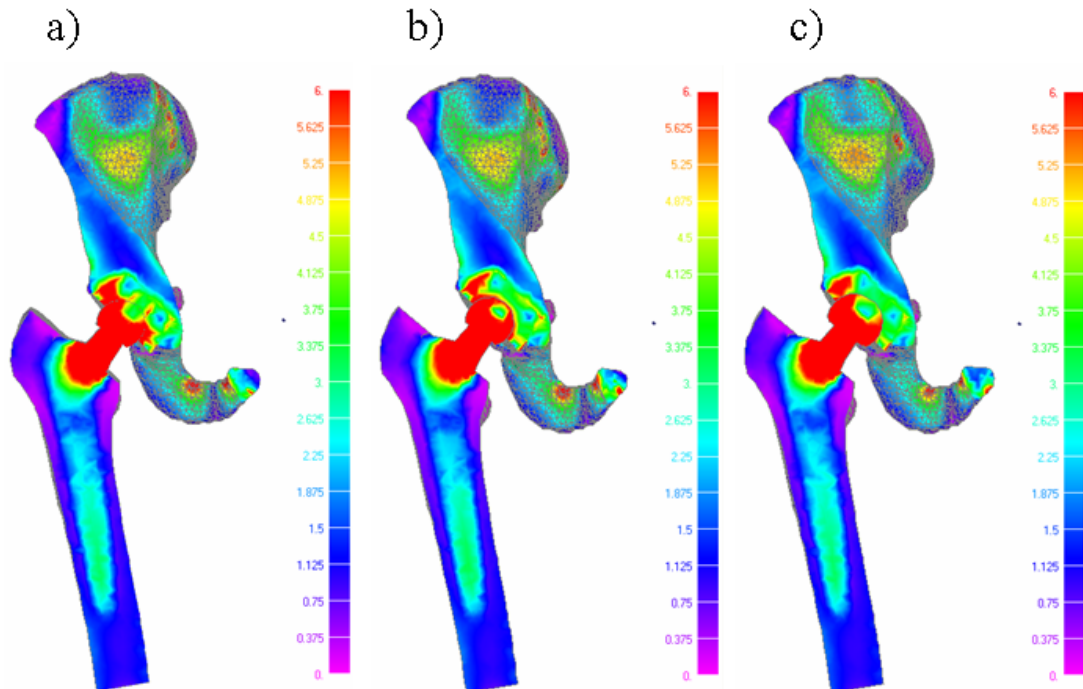
Rys. 8.38. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez bezcementowych w strefach kontaktu: głowa-panewka oraz część górna trzpienia, w przekrojach pionowych – przypadek stania na dwóch kończynach: a) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka trójwarstwowa Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



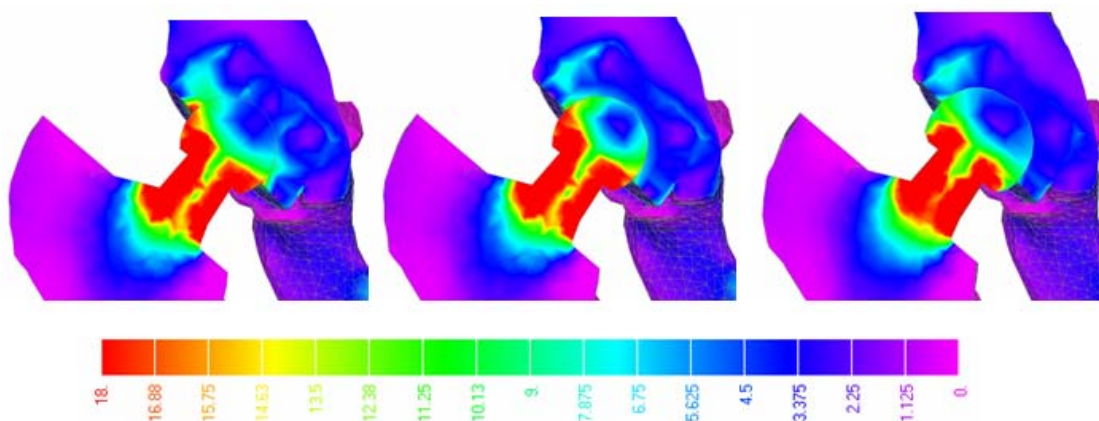
Rys. 8.39. Mapy naprężeń zredukowanych w panewkach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy, w kolejnych warstwach panewek modułowych, oraz w kości miednicznej – przypadek stania na dwóch kończynach: a) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka trójwarstwowa Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



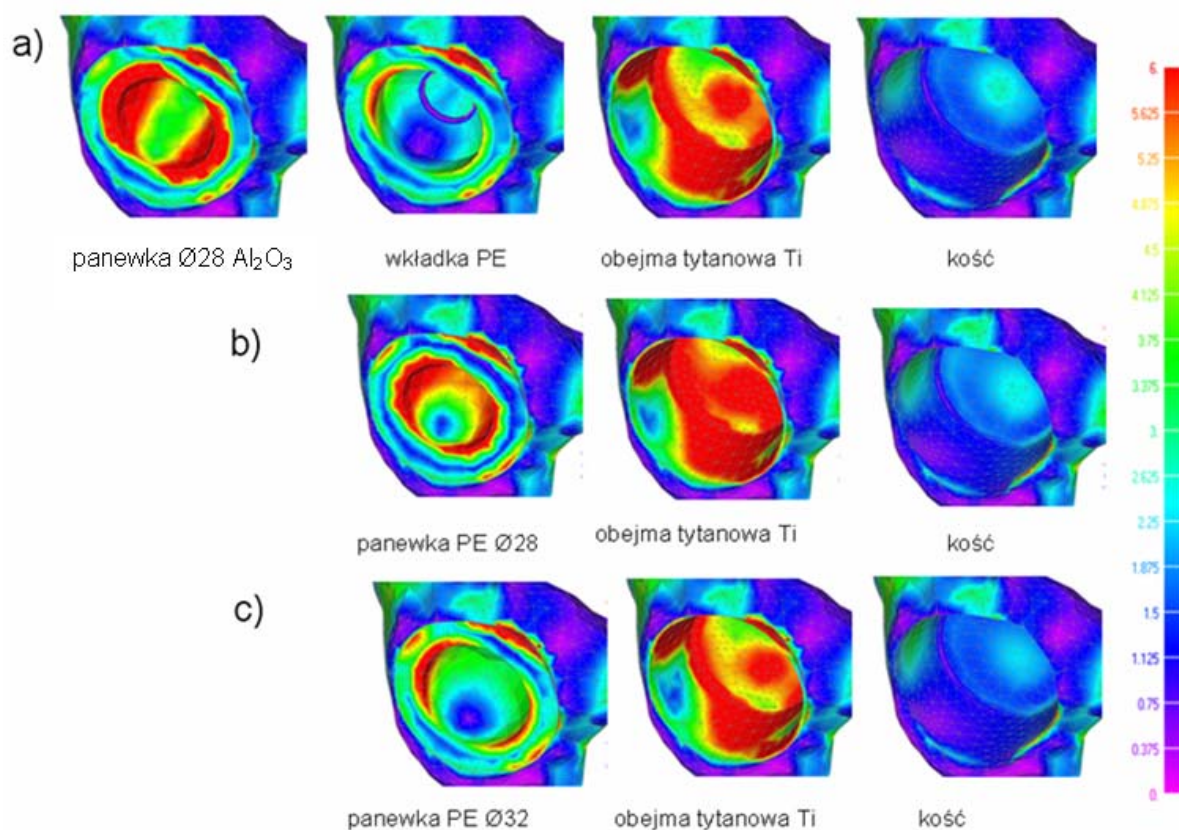
Rys. 8.40. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez bezcementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – stanie na jednej nodze: a) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb , panewka trójwarstwowa Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb , panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień Ti6Al7Nb , panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm – podziałka narzucona przez program.



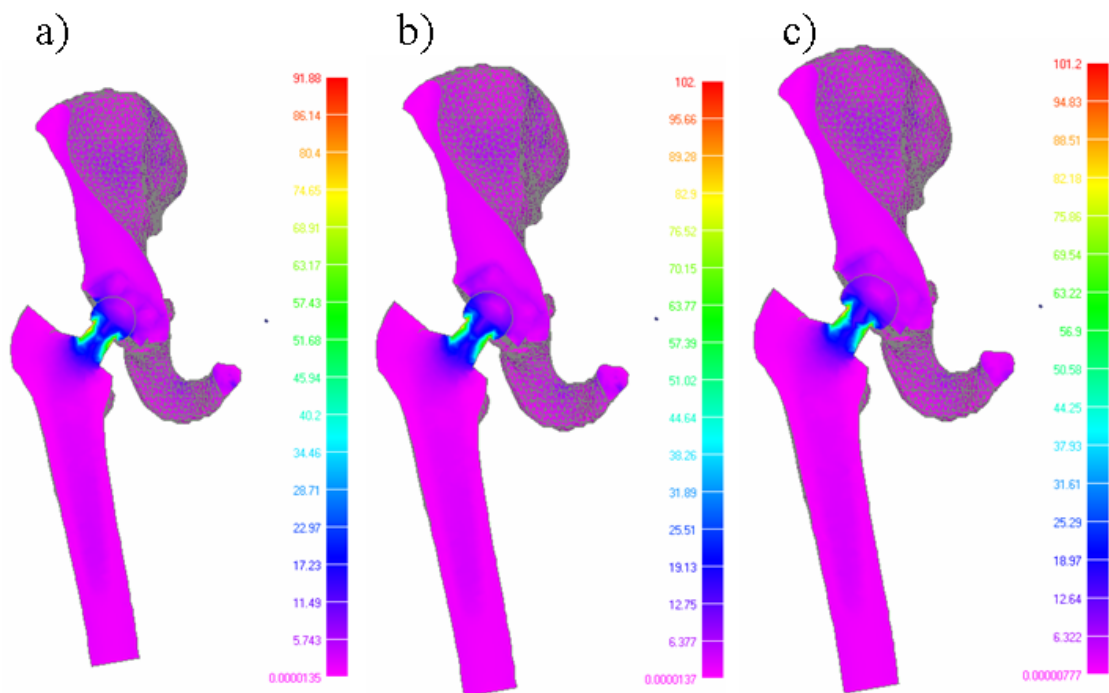
Rys. 8.41. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez bezcementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – stanie na jednej nodze: a) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb , panewka trójwarstwowa Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb , panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień Ti6Al7Nb , panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



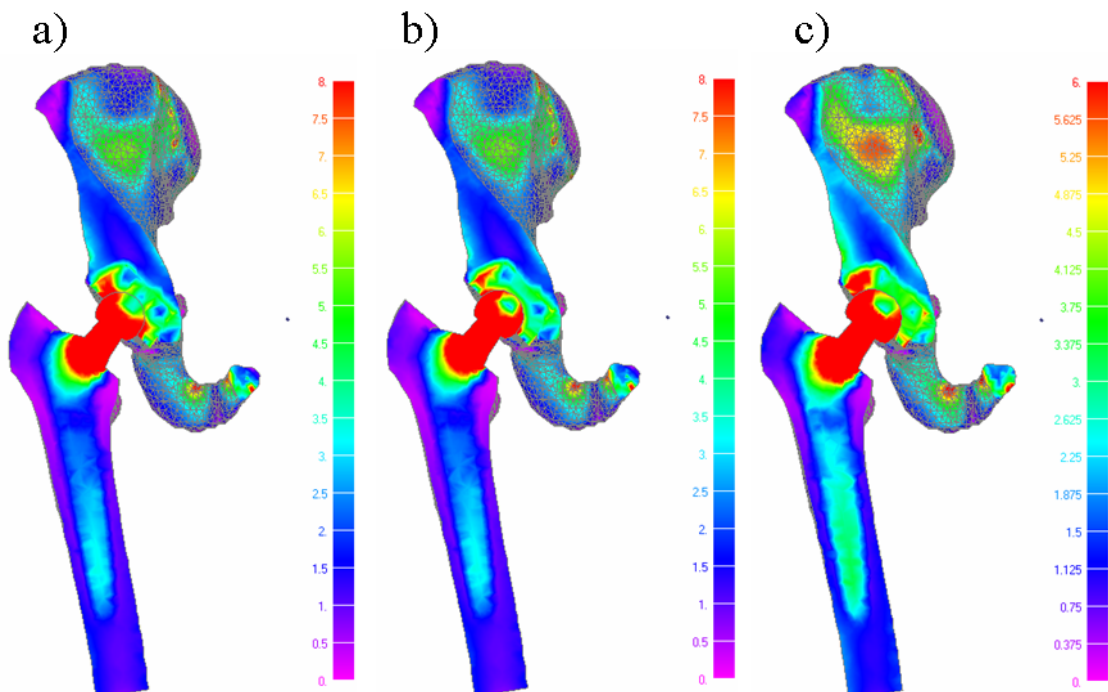
Rys. 8.42. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez bezcementowych w strefach kontaktu: głowa-panewka oraz część górna trzpienia, w przekrojach pionowych – stanie na jednej nodze: a) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka trójwarstwowa Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



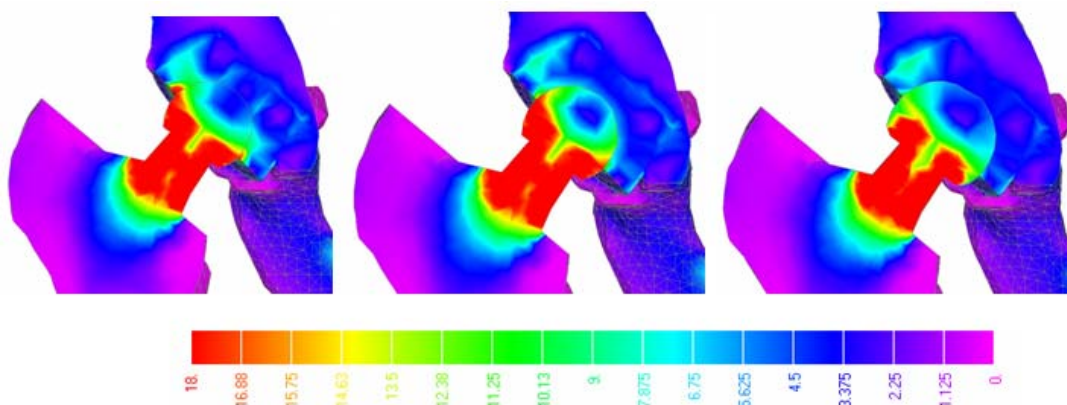
Rys. 8.43. Mapy naprężeń zredukowanych w panewkach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy, w kolejnych warstwach panewek modułowych, oraz w kości miednicznej – stanie na jednej nodze: a) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka trójwarstwowa Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



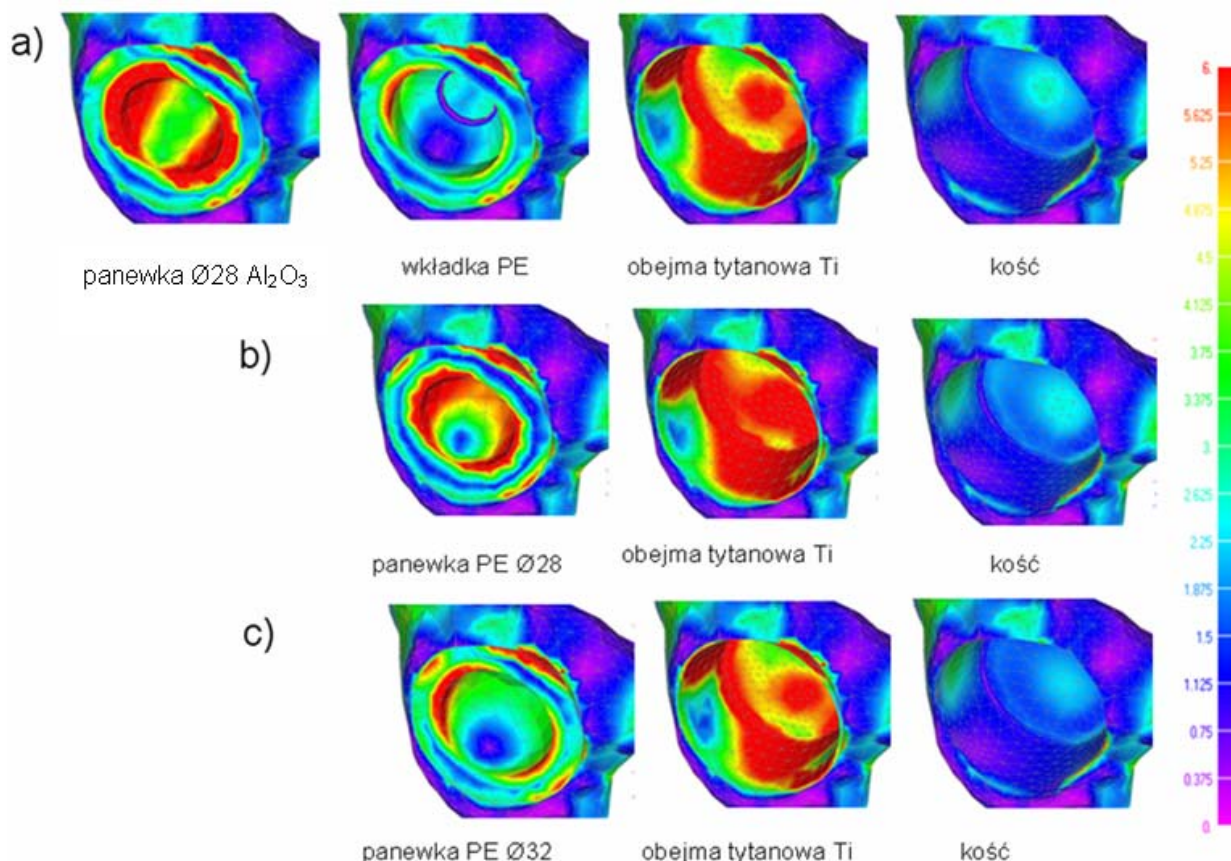
Rys. 8.44. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez bezcementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – kontakt pięty z podłożem: a) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka trójwarstwowa Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm – podziałka narzucona przez program.



Rys. 8.45. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez bezcementowych zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – kontakt pięty z podłożem: a) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka trójwarstwowa Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



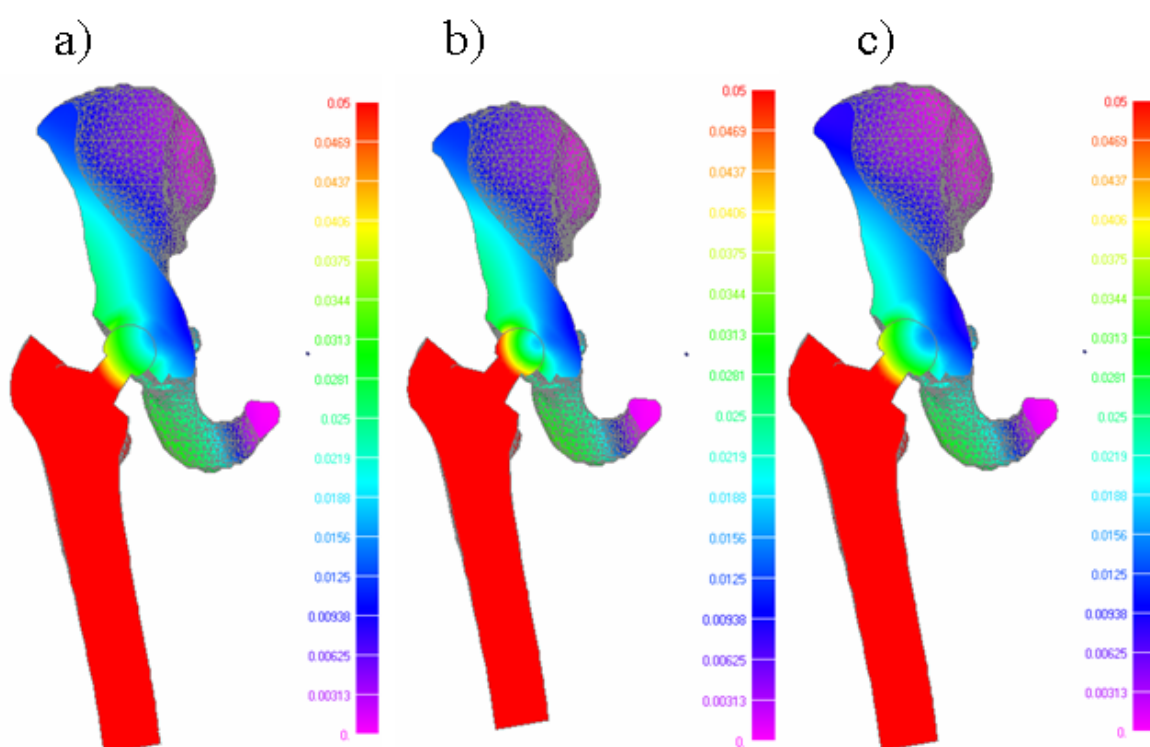
Rys. 8.46. Mapy rozkładu naprężeń zredukowanych dla endoprotez bezcementowych w strefach kontaktu: głowa-panewka oraz część górna trzpienia, w przekrojach pionowych – kontakt pięty z podłożem: a) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka trójwarstwowa Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



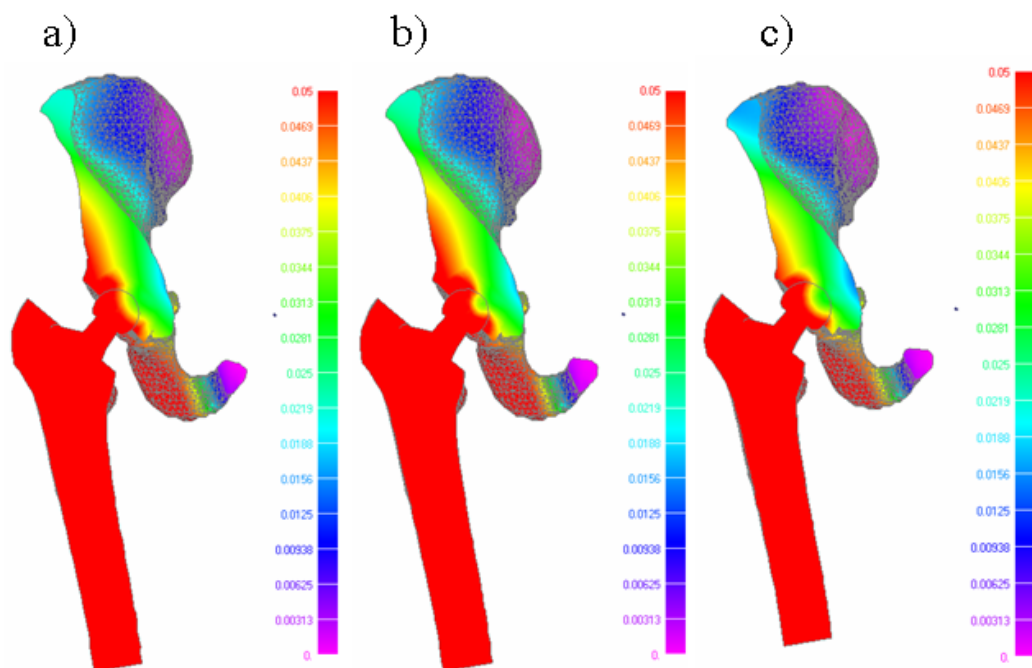
Rys. 8.47. Mapy naprężeń zredukowanych w panewkach kontaktujących się bezpośrednio z głową endoprotezy, w kolejnych warstwach panewek modułowych, oraz w kości miednicznej – kontakt pięty z podłożem: a) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka trójwarstwowa Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.

Rysunek 8.48 – 8.50 przedstawia mapy rozkładu przemieszczeń wypadkowych dla endoprotez typu Alloclassic Zweymüller zamocowanych w strukturach kostnych na zasadzie osteointegracji, odpowiednio dla trzech sytuacji:

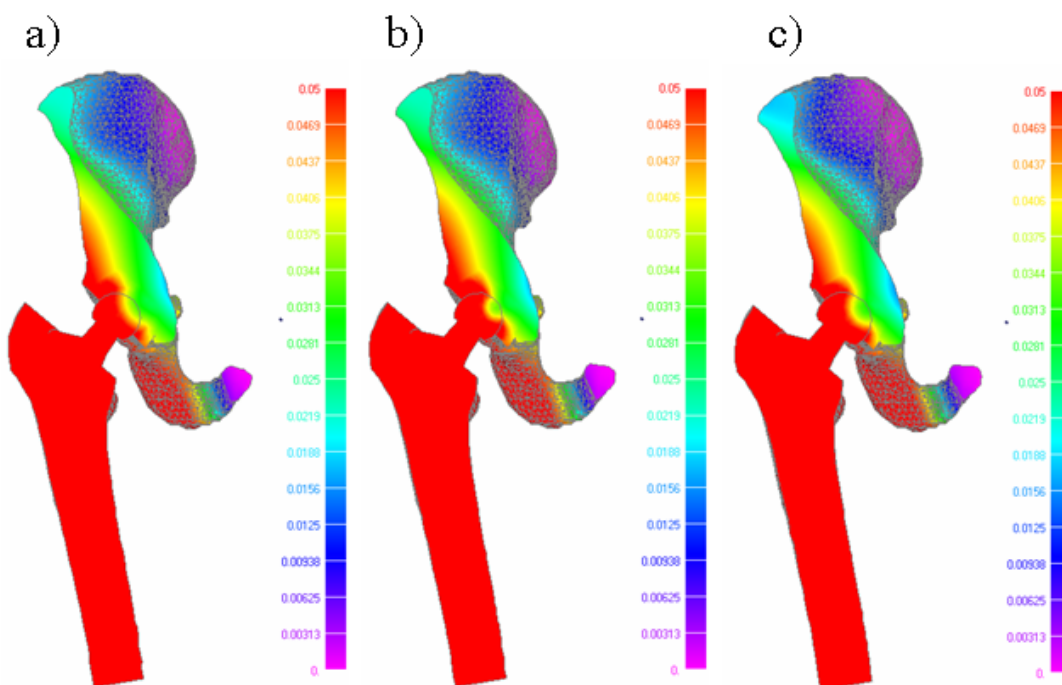
- stanie na dwóch kończynach w pozycji wyprostnej (rys. 8.48),
- stanie na jednej nodze po stronie zaimplantowanej endoprotezy (rys. 8.49),
- W przypadku kontaktu pięty (kończyna z zaimplantowaną endoprotezą) z podłożem (rys. 8.50).



Rys. 8.48. Mapy rozkładu przemieszczeń wypadkowych dla endoprotez bezcementowych, zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – stanie na dwóch kończynach: a) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb , panewka trójwarstwowa Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb , panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień Ti6Al7Nb , panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.

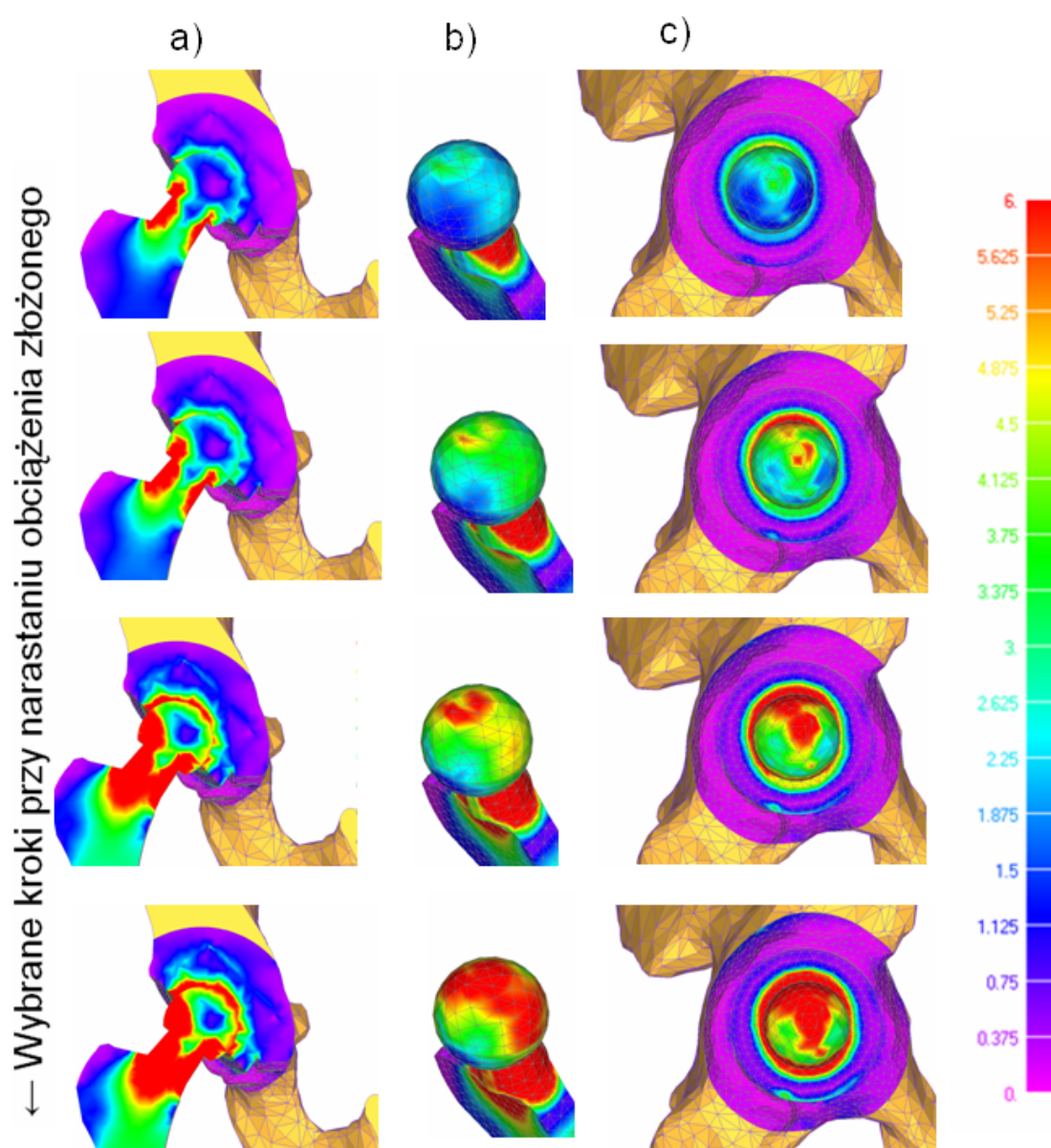


Rys. 8.49. Mapy rozkładu przemieszczeń wypadkowych dla endoprotez bezcementowych, zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – stanie na jednej nodze: a) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka trójwarstwowa Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.



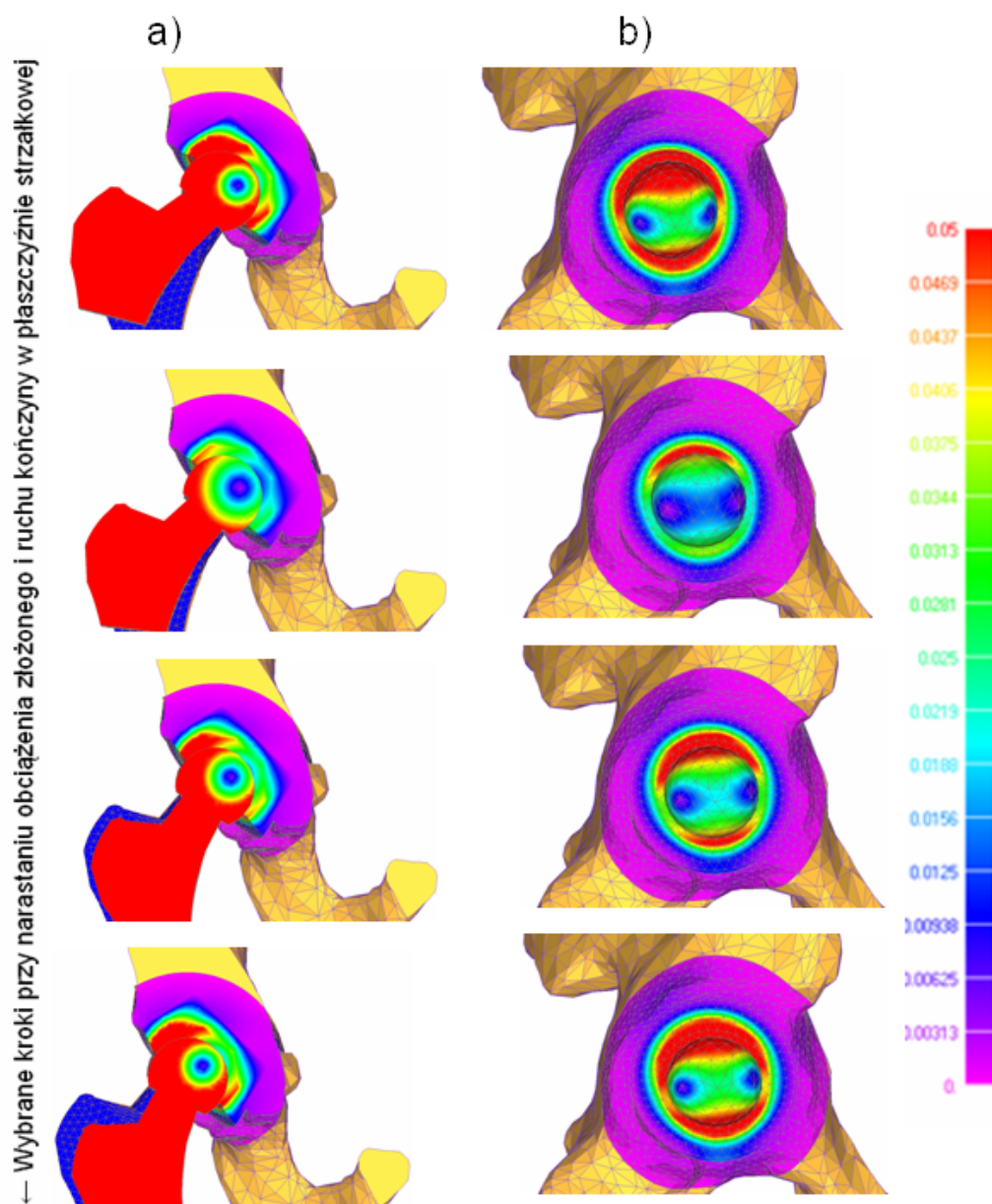
Rys. 8.50. Mapy rozkładu przemieszczeń wypadkowych dla endoprotez bezcementowych, zamocowanych w strukturach kostnych, w przekrojach pionowych – kontakt pięty z podłożem: a) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka trójwarstwowa Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, b) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm, c) endoproteza - głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm, trzpień Ti6Al7Nb, panewka dwuwarstwowa PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm.

Na rysunku 8.51 przedstawiono rozkłady naprężeń zredukowanych wg HMH dla endoprotezy zamocowanej w strukturach kostnych na zasadzie osteointegracji w warunkach zmiany położenia środka ciężkości ciała człowieka wynikającego z lokomocji. Endoproteza składała się z głowy CoCrMo o średnicy $\varnothing 28$ mm osadzonej na trzpieniu Ti6Al7Nb oraz z panewki trójwarstwowej CoCrMo -PE-Ti. Dokonano wizualizacji naprężeń w przekrojach wzdłużnych (rys. 8.51a) oraz naprężeń występujących w strefach kontaktu: na głowie endoprotezy (rys. 8.51b) oraz w panewce (rys. 8.51c)



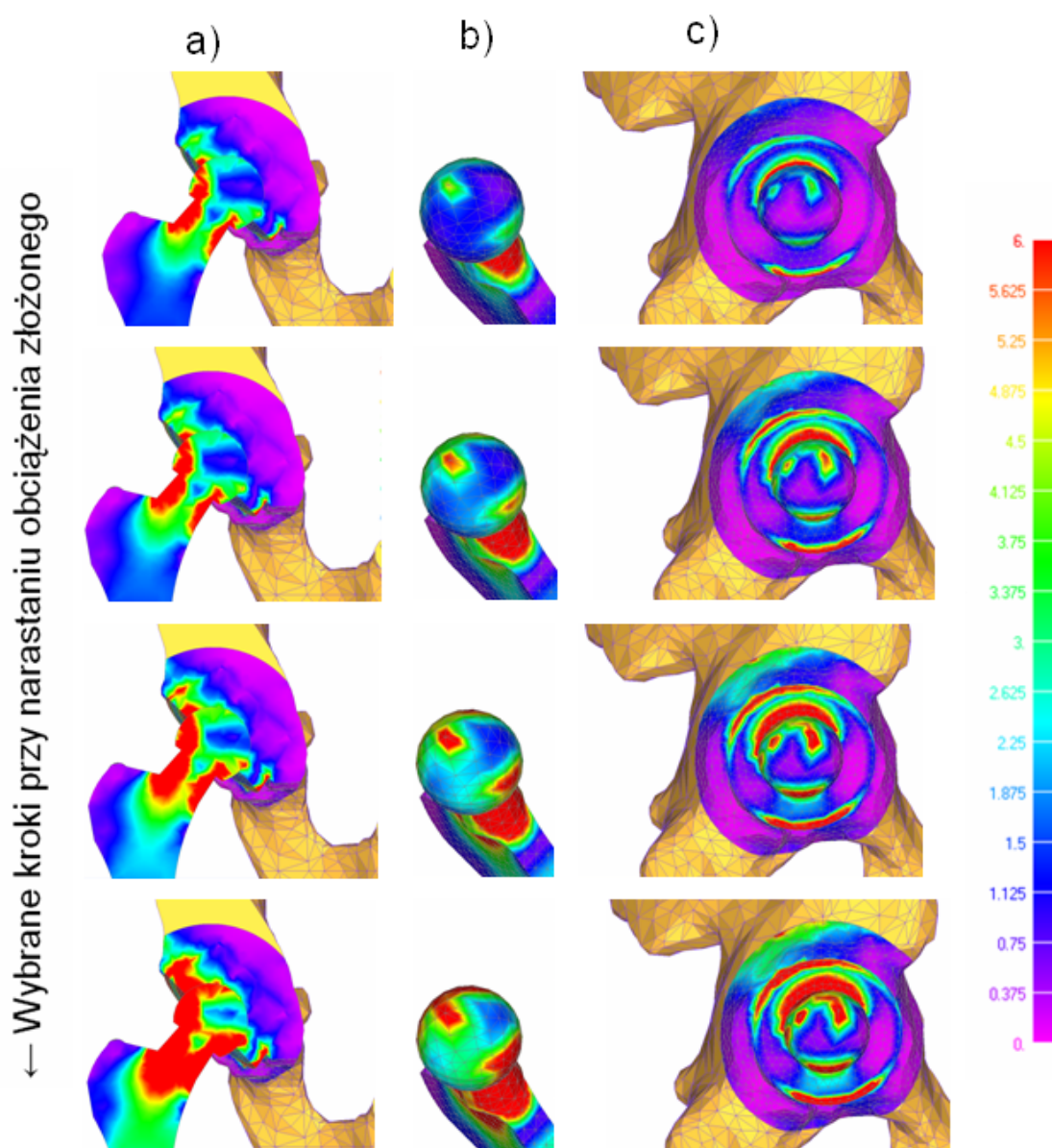
Rys. 8.51. Mapy rozkładów naprężeń, dla endoprotez bezcementowych, w warunkach narastającego w kolejnych krokach obciążenia złożonego dla panewki trójwarstwowej, uzyskane w analizie nieliniowej. Endoproteza składa się z: głowy CoCrMo o średnicy $\varnothing 28$ mm osadzonej na trzpieniu Ti6Al7Nb i trójwarstwowej panewki CoCrMo -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm. Na kolejnych wizualizacjach przedstawiono: a) wybrane przekroje wzdłużne przez endoprotezę i struktury kostne, b) w tych samych fazach widoki na głowę endoprotezy, c) widoki na panewkę od strony kontaktu z głową.

Dla tej samej symulacji kontaktu przedstawiono deformacje i przemieszczenia w strefie ruchowej endoprotezy (rys. 8.52), które były generowane w wyniku narastania obciążenia złożonego i ruchu kończyny w płaszczyźnie strzałkowej. Na kolejnych wizualizacjach przedstawiono deformacje i przemieszczenia w wybranych przekrojach wzdłużnych przez endoprotezę i struktury kostne (rys. 8.52a) oraz w tych samych fazach wykonane widoki na panewkę od strony kontaktu z głową (rys. 8.52b).



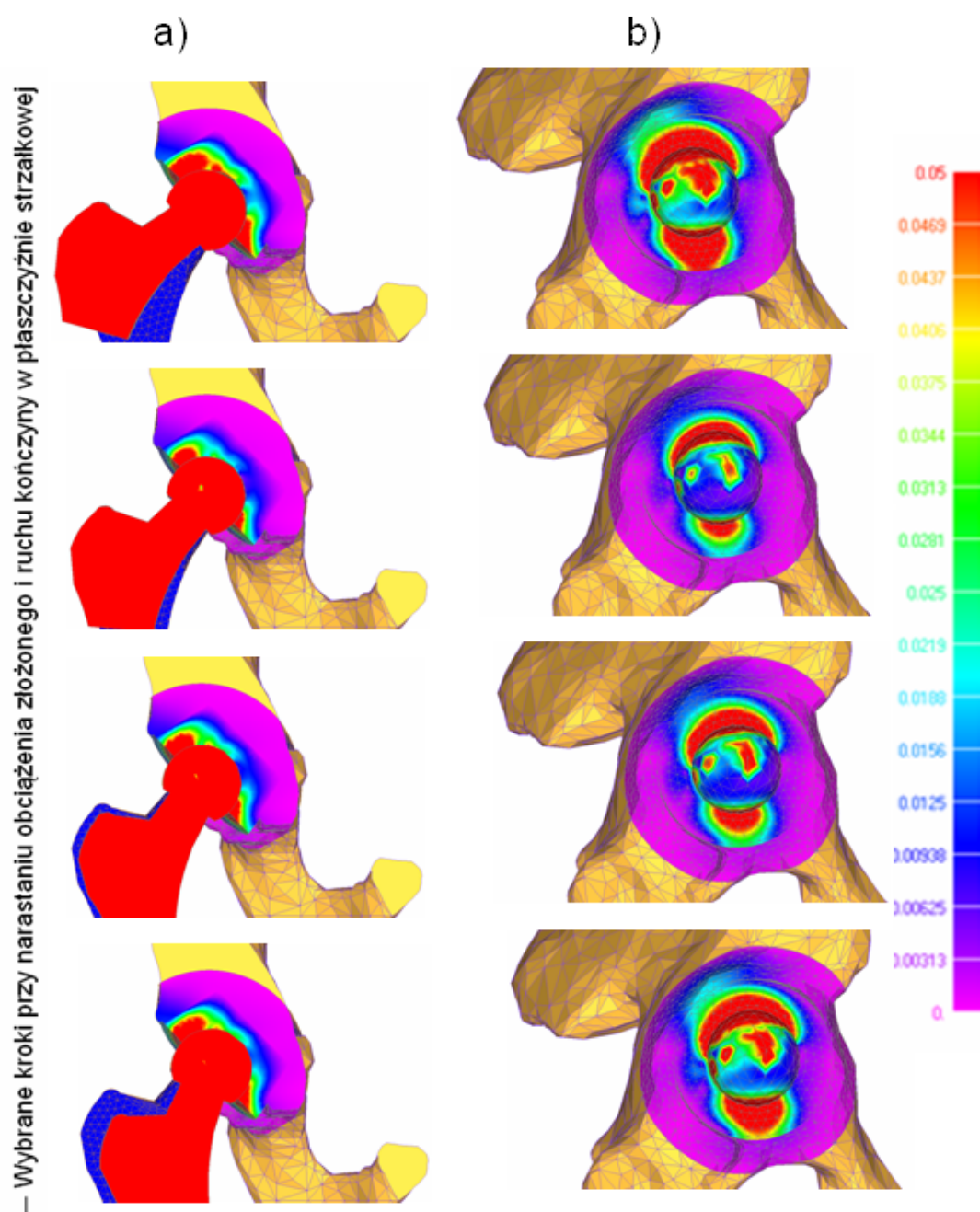
Rys. 8.52. Mapy rozkładów przemieszczeń i deformacji, dla endoprotez bezcementowych, w warunkach narastającego w kolejnych krokach obciążenia złożonego dla panewki trójwarstwowej, uzyskane w analizie nieliniowej. Endoproteza składa się z: głowy CoCrMo o średnicy $\varnothing 28$ mm osadzonej na trzpieniu Ti6Al7Nb i trójwarstwowej panewki CoCrMo-PE-Ti o średnicy wewnętrznej. Na kolejnych wizualizacjach przedstawiono: a) wybrane przekroje wzdłużne przez endoprotezę i struktury kostne, b) w tych samych fazach wykonane widoki na panewkę od strony kontaktu z głową.

Na rysunku 8.53 przedstawiono rozkłady naprężeń zredukowanych wg HMH dla endoprotezy zamocowanej w strukturach kostnych na zasadzie osteointegracji w warunkach zmiany położenia środka ciężkości ciała człowieka wynikającego z lokomocji. Endoproteza składała się z głowy Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm osadzonej na trzpieniu Ti6Al7Nb oraz z panewki dwuwarstwowej PE-Ti. Dokonano wizualizacji naprężeń w przekrojach wzdłużnych oraz naprężeń występujących w strefach kontaktu: na głowie endoprotezy (rys. 8.53b) oraz w panewce (rys. 8.53c).



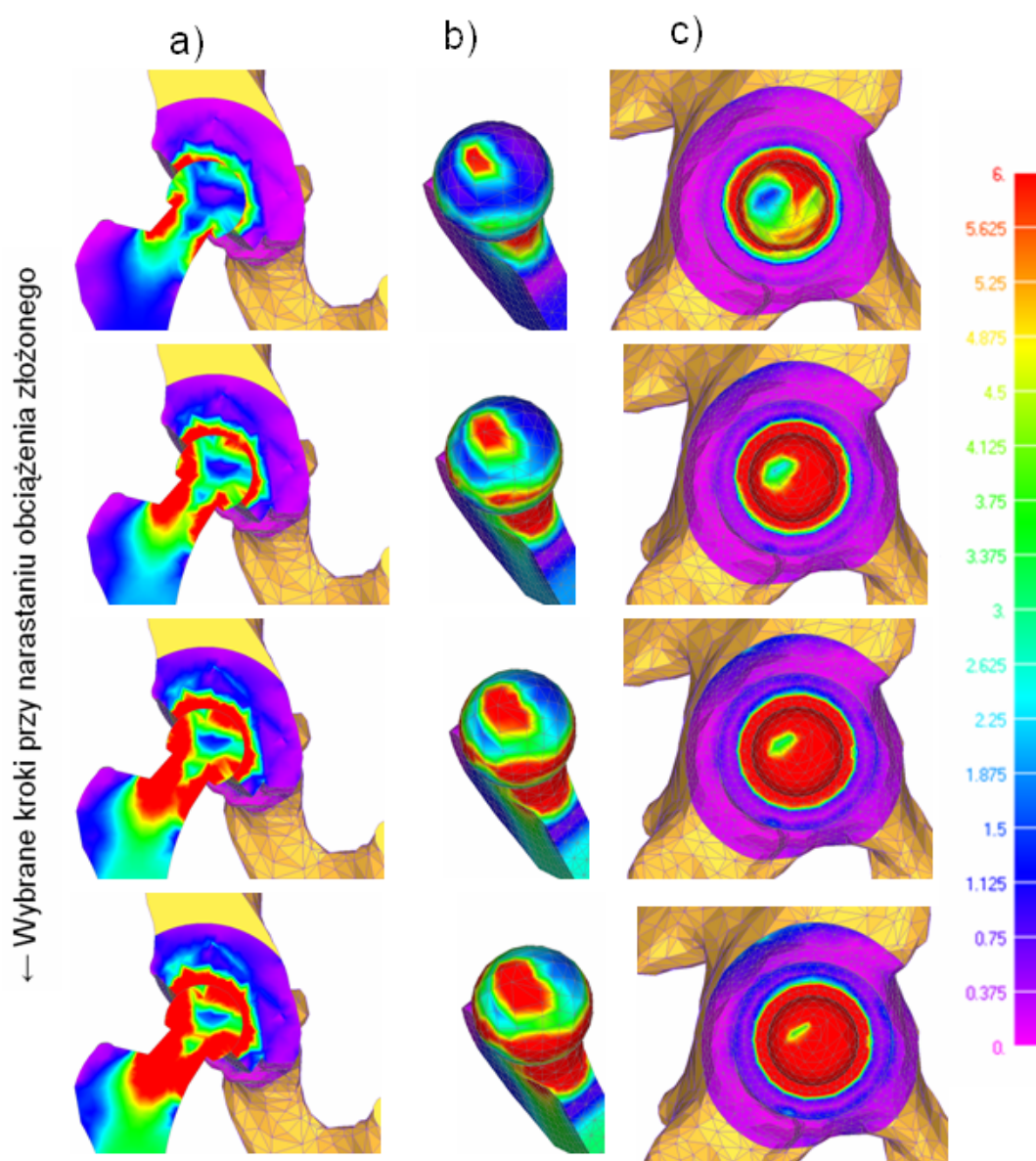
Rys. 8.53. Mapy rozkładów naprężeń, dla endoprotez bezcementowych, w warunkach narastającego w kolejnych krokach obciążenia złożonego dla panewki dwuwarstwowej, uzyskane w analizie nieliniowej. Endoproteza składa się z: głowy Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm osadzonej na trzpieniu Ti6Al7Nb i dwuwarstwowej panewki PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm. Na kolejnych wizualizacjach przedstawiono: a) wybrane przekroje wzdłużne przez endoprotezę i struktury kostne, b) w tych samych fazach widoki na głowę endoprotezy, c) widoki na panewkę od strony kontaktu z głową.

Dla tej samej symulacji kontaktu przedstawiono deformacje i przemieszczenia w strefie ruchowej endoprotezy, które były generowane w wyniku narastania obciążenia złożonego i ruchu kończyny w płaszczyźnie strzałkowej (rys. 8.54). Na kolejnych wizualizacjach przedstawiono deformacje i przemieszczenia w wybranych przekrojach wzdłużnych przez endoprotezę i struktury kostne (rys. 8.54a) oraz w tych samych fazach wykonane widoki na panewkę od strony kontaktu z głową (rys. 8.54b).



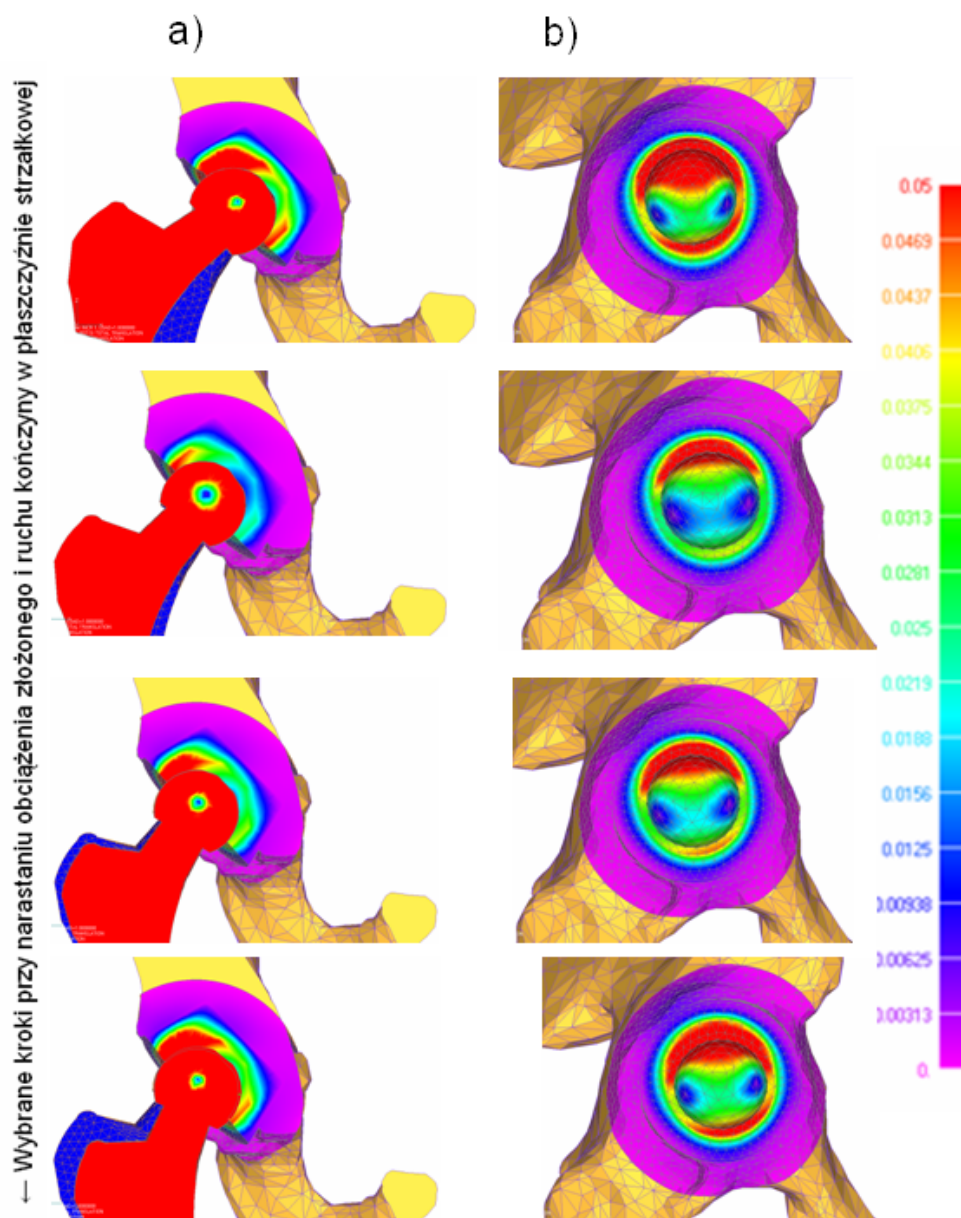
Rys. 8.54. Mapy rozkładów przemieszczeń i deformacji, dla endoprotez bezcementowych, w warunkach narastającego w kolejnych krokach obciążenia złożonego i ruchu kończyny, dla panewki dwuwarstwowej, uzyskane w analizie nieliniowej. Endoproteza składa się z: głowy Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm osadzonej na trzpieniu Ti6Al7Nb i dwuwarstwowej panewki PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm. Na kolejnych wizualizacjach przedstawiono: a) wybrane przekroje wzdłużne przez endoprotezę i struktury kostne, b) w tych samych fazach widoki na panewkę od strony kontaktu z głową.

Na rysunku 8.55 przedstawiono rozkłady naprężeń zredukowanych wg HMH dla endoprotezy zamocowanej w strukturach kostnych na zasadzie osteointegracji w warunkach zmiany położenia środka ciężkości ciała człowieka wynikającego z lokomocji. Endoproteza składała się z głowy Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm osadzonej na trzpieniu Ti6Al7Nb oraz z panewki trójwarstwowej Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm. Dokonano wizualizacji naprężeń w przekrojach wzdłużnych (rys. 8.55a) oraz naprężeń w występujących w strefach kontaktu: na głowie endoprotezy (rys. 8.55b) oraz w panewce (rys. 8.55c)



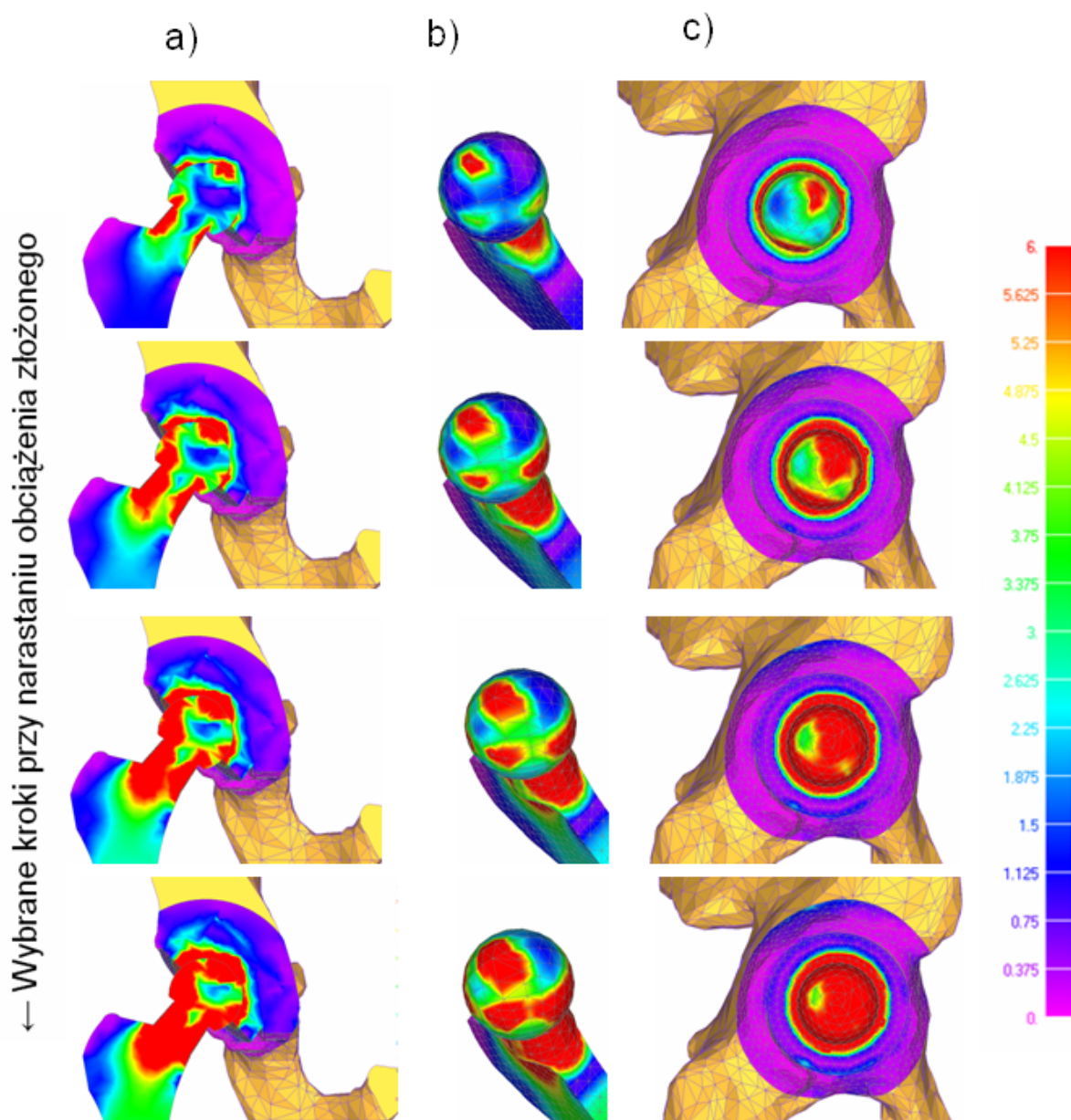
Rys. 8.55. Mapy rozkładów naprężeń, dla endoprotez bezcementowych, w warunkach narastającego w kolejnych krokach obciążenia złożonego, dla panewki trójwarstwowej, uzyskane w analizie nieliniowej. Endoproteza składa się z: głowy Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm osadzonej na trzpieniu Ti6Al7Nb i trójwarstwowej panewki Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm. Na kolejnych wizualizacjach przedstawiono: a) wybrane przekroje wzdłużne przez endoprotezę i struktury kostne, b) w tych samych fazach widoki na głowę endoprotezy, c) widoki na panewkę od strony kontaktu z głową.

Dla tej samej symulacji kontaktu przedstawiono deformacje i przemieszczenia w strefie ruchowej endoprotezy, które były generowane w wyniku narastania obciążenia złożonego i ruchu kończyny w płaszczyźnie strzałkowej (rys. 8.56). Na kolejnych wizualizacjach przedstawiono deformacje i przemieszczenia w wybranych przekrojach wzdłużnych przez endoprotezę i struktury kostne (rys. 8.56a) oraz w tych samych fazach wykonane widoki na panewkę od strony kontaktu z głową (rys. 8.56b).



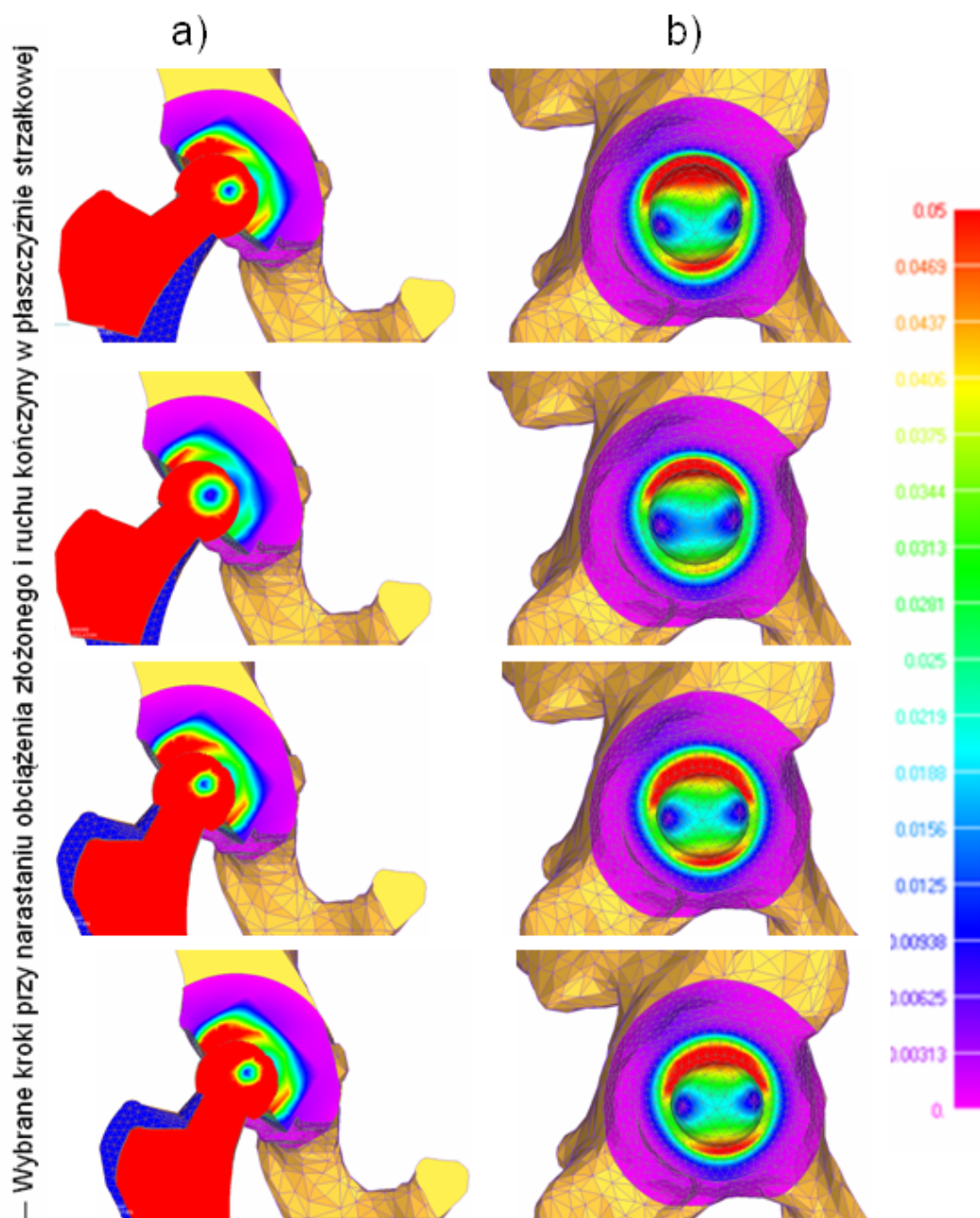
Rys. 8.56. Mapy rozkładów przemieszczeń, dla endoprotez bezcementowych, w warunkach narastającego w kolejnych krokach obciążenia złożonego, dla panewki trójwarstwowej, uzyskane w analizie nieliniowej. Endoproteza składa się z: głowy Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm osadzonej na trzpieniu Ti6Al7Nb i trójwarstwowej panewki Al_2O_3 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm. Na kolejnych wizualizacjach przedstawiono: a) wybrane przekroje wzdłużne przez endoprotezę i struktury kostne, b) w tych samych fazach wykonane widoki na panewkę od strony kontaktu z głową.

Na rysunku 8.57 przedstawiono rozkłady naprężeń zredukowanych wg HMH dla endoprotezy zamocowanej w strukturach kostnych na zasadzie osteointegracji w warunkach zmiany położenia środka ciężkości ciała człowieka wynikającego z lokomocji. Endoproteza składała się z głowy ZrO_2 o średnicy $\varnothing 28$ mm osadzonej na trzpieniu $Ti6Al7Nb$ oraz z panewki trójwarstwowej ZrO_2 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm. Dokonano wizualizacji naprężeń w przekrojach wzdłużnych (rys. 8.57a) oraz naprężeń w występujących w strefach kontaktu: na głowie endoprotezy (rys. 8.57b) oraz w panewce (rys. 8.57c).



Rys. 8.57. Mapy rozkładów naprężeń, dla endoprotez bezcementowych, w warunkach narastającego w kolejnych krokach obciążenia złożonego, dla panewki trójwarstwowej, uzyskane w analizie nieliniowej. Endoproteza składa się z: głowy ZrO_2 o średnicy $\varnothing 28$ mm osadzonej na trzpieniu $Ti6Al7Nb$ i trójwarstwowej panewki ZrO_2 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm. Na kolejnych wizualizacjach przedstawiono: a) wybrane przekroje wzdłużne przez endoprotezę i struktury kostne, b) w tych samych fazach widoki na głowę endoprotezy, c) widoki na panewkę od strony kontaktu z głową.

Dla tej samej symulacji kontaktu przedstawiono deformacje i przemieszczenia w strefie ruchowej endoprotezy, które były generowane w wyniku narastania obciążenia złożonego i ruchu kończyny w płaszczyźnie strzałkowej (rys. 8.58). Na kolejnych wizualizacjach przedstawiono deformacje i przemieszczenia w wybranych przekrojach wzdłużnych przez endoprotezę i struktury kostne (rys. 8.58a) oraz w tych samych fazach wykonane widoki na panewkę od strony kontaktu z głową (rys. 8.58b).



Rys. 8.58. Mapy rozkładów przemieszczeń, dla endoprotez bezcementowych, w warunkach narastającego w kolejnych krokach obciążenia złożonego, dla panewki trójwarstwowej, uzyskane w analizie nieliniowej. Endoproteza składa się z: głowy ZrO_2 o średnicy $\varnothing 28$ mm osadzonej na trzpieniu $Ti6Al7Nb$ i trójwarstwowej panewki ZrO_2 -PE-Ti o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm. Na kolejnych wizualizacjach przedstawiono: a) wybrane przekroje wzdłużne przez endoprotezę i struktury kostne, b) w tych samych fazach wykonane widoki na panewkę od strony kontaktu z głową.

9. Omówienie wyników i dyskusja

Optymalna biomechanika kontaktu w prawidłowych stawach człowieka zapewniona jest przez podatność wytrzymałościową tych układów i tkanek otaczających. Podatność ta uzyskana jest poprzez geometrię kształtu w skali nano, mikro i makro, warstwową budowę oraz parametry mechaniczne (wytrzymałościowe, tribologiczne i reologiczne) tkanek i cieczy synowialnej [17, 18, 54, 55, 56]. Elementy struktur stawowych wprowadzić się nie odnawiają wskutek odtwarzania, ale zachodzą w nich procesy fizjologiczne, które decydują o regeneracji i niezawodności.

W przypadku implantacji występuje znaczne pogorszenie naturalnej podatności systemu, a wprowadzenie konkretnego rozwiązania konstrukcyjnego endoprotezy zmienia biomechanikę układu i pogarsza jego odporność na przenoszone obciążenia z równoczesną możliwością generowania produktów zużycia ze strefy tribologicznej współpracy [17].

Oceniając, w aspekcie biomechaniki, zabieg implantacji stawu biodrowego należałoby wybrać (dla indywidualnego pacjenta) takie rozwiązanie konstrukcyjne sztucznego stawu, aby uzyskać podatność systemu replikującą układ stawu prawidłowego.

Jest to zagadnienie złożone, a opracowana analiza z wykorzystaniem MES, pozwala na wizualizację rozkładu naprężeń zredukowanych i przemieszczeń wypadkowych w endoprotezie i strefie jej zamocowania. Na podstawie tej wizualizacji można wnioskować jak obciążenia lokomocyjne przejmowane są przez konstrukcję endoprotezy i jaka będzie reakcja ze strony struktur kostnych przy przejmowaniu tych obciążeń.

Sztuczne stawy nie mają tak doskonałej budowy jak struktury biologiczne, ale dzięki odpowiedniemu ukształtowaniu geometrycznemu, warstwowej budowie, kojarzeniu odpornych na zużycie par tribologicznych oraz parametrach wytrzymałościowych materiałów konstrukcyjnych i tkanek zapewniających podatność biomechaniczną – można wpływać na wybór optymalnego rozwiązania konstrukcyjnego endoprotezy.

W opracowaniu modelowano i analizowano różne rozwiązania konstrukcyjne endoprotez stawu biodrowego. Uwzględniono różne kompozycje biomateriałów, które tworzyły strefę ruchową endoprotezy.

Analizowano endoprotezy cementowe typu Weber:

- głowy z Co28Cr6Mo o średnicach Ø28 mm osadzone na trzpieniach CoNiCrMo (trząpień prosty lub trząpień zakrzywiony) współpracujące z panewkami dwuwarstwowymi Co28Cr6Mo-PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm ,
- głowy z Al₂O₃ o średnicy Ø28 mm osadzone na trzpieniach CoNiCrMo (trząpień prosty lub trząpień zakrzywiony) współpracujące z panewkami jednowarstwowymi z PE o średnicach Ø28 mm
- głowy z Al₂O₃ o średnicy Ø32 mm osadzone na trzpieniach CoNiCrMo (trząpień prosty lub trząpień zakrzywiony) współpracujące z panewkami jednowarstwowymi z PE o średnicach Ø32 mm,

Analizę w/w konfiguracji endoprotez cementowych przeprowadzono dla trzech sytuacji wynikających z aktywności człowieka:

- Stanie na dwóch kończynach w pozycji wyprostnej,

Wyznaczono rozkłady naprężeń (rys. 8.2, 8.3, 8.4, 8.5, 8.21, 8.22, 8.23, 8.24) oraz przemieszczeń (rys. 8.14, 8.33)

- Stanie na jednej nodze po stronie zaimplantowanej endoprotezy,

Wyznaczono rozkłady naprężeń (rys. 8.6, 8.7, 8.8, 8.9, 8.25, 8.26, 8.27, 8.28) oraz przemieszczeń (rys. 8.15, 8.34).

- Kontakt pięty (kończyna z zaimplantowaną endoprotezą) z podłożem.

Wyznaczono rozkłady naprężeń (rys. 8.10, 8.11, 8.12, 8.13, 8.29, 8.30, 8.31, 8.32) oraz przemieszczeń (rys. 8.16, 8.17, 8.35).

W konfiguracji pierwszej rozpatrzono dla trzech przypadków obciążenia następujące skojarzenia: głowa z Co28Cr6Mo o średnicy Ø28 mm zamocowana na trzpieniu z CoNiCrMo – krótkim zakrzywionym, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo – polietylen o średnicy wewnętrznej Ø28 mm (rys. 8.2a, 8.3a, 8.4a, 8.5a, rys. 8.6a, 8.7a, 8.8a, 8.9a oraz rys. 8.10a,

8.11a, 8.12a, 8.13a); głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm zamocowana na trzpieniu z CoNiCrMo – krótkim zakrzywionym, panewka jednowarstwowa z polietylenu o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm (rys. 8.2b, 8.3b, 8.4b, 8.5b, rys. 8.6b, 8.7b, 8.8b, 8.9b oraz rys. 8.10b, 8.11b, 8.12b, 8.13b); głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm zamocowana na trzpieniu z CoNiCrMo – krótkim zakrzywionym, panewka jednowarstwowa z polietylenu o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm (rys. 8.2c, 8.3c, 8.4c, 8.5c, rys. 8.6c, 8.7c, 8.8c, 8.9c oraz rys. 8.10c, 8.11c, 8.12c, 8.13c).

We wszystkich trzech przypadkach, zależnie od rodzaju obciążenia, naprężenia maksymalne koncentrowały się częściowo w głowach endoprotez, w szyjkach i górnej części trzpieni (rys. 8.3, rys. 8.7, rys. 8.11). Maksymalne naprężenia w szyjkach trzpieni, w przypadku stania na dwóch kończynach, wynosiły odpowiednio: 43,9 MPa dla skojarzenia $\varnothing 28$ mm CoCrMo – CoCrMo (rys. 8.2a), 44,9 MPa dla skojarzenia $\varnothing 28$ mm Al_2O_3 - PE (rys. 8.2b), 48,1 MPa dla skojarzenia $\varnothing 32$ mm Al_2O_3 – PE (rys. 8.2c).

Maksymalne naprężenia w szyjkach trzpieni, w przypadku stania na jednej nodze wynosiły odpowiednio: 82,7 MPa dla skojarzenia $\varnothing 28$ mm CoCrMo – CoCrMo (rys. 8.6a), 84,9 MPa dla skojarzenia $\varnothing 28$ mm Al_2O_3 - PE (rys. 8.6b), 90,8 MPa dla skojarzenia $\varnothing 32$ mm Al_2O_3 – PE (rys. 8.6c)

Maksymalne naprężenia w szyjkach trzpieni, w przypadku kontaktu pięty z podłożem wynosiły odpowiednio: 90,1 MPa dla skojarzenia $\varnothing 28$ mm CoCrMo – CoCrMo (rys. 8.10a), 92,9 MPa dla skojarzenia $\varnothing 28$ mm Al_2O_3 - PE (rys. 8.10b), 93,4 MPa dla skojarzenia $\varnothing 32$ mm Al_2O_3 – PE (rys. 8.10c).

W strefie kontaktu głów (rys. 8.4, 8.8, 8.12) $\varnothing 28$ mm i $\varnothing 32$ mm i panewek $\varnothing 28$ mm i $\varnothing 32$ mm we wszystkich przypadkach następował spadek naprężeń, ale był on uzależniony od wielkości i materiału panewki. W przypadku panewek dwuwarstwowych z Co28Cr6Mo-PE o średnicy $\varnothing 28$ mm (współpracujących z głową z Co28Cr6Mo rys. 8.4a, rys. 8.8a oraz rys. 8.12a) maksymalne naprężenia przechodziły przez warstwę Co28Cr6Mo, ale ulegały obniżeniu w warstwie polietylenu (w zależności od rodzaju obciążenia) do wartości 2MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.4a) 4,2 MPa (stanie na jednej nodze rys. 8.8a) i 4,3 MPa (w przypadku kontaktu pięty z podłożem rys. 8.12a). W warstwie cementu ulegały dalszemu obniżeniu do wartości 1,5 MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.4a), 3,2 MPa (stanie na jednej nodze rys. 8.8a) i 3,4 MPa (w przypadku kontaktu pięty z podłożem rys. 8.12a). W przypadku panewki jednowarstwowej wykonanej z PE o średnicy $\varnothing 28$ mm (współpracującej z głową z Al_2O_3 , rys. 8.4b, rys. 8.8b oraz 8.12b) naprężenia maksymalne koncentrowały się w

polietylenie i wynosiły 2,5 MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.4b), 5 MPa (stanie na jednej nodze rys. 8.8b) oraz 5,2 MPa (kontakt pięty z podłożem rys. 8.12b).

W warstwie cementu ulegały dalszemu obniżeniu do 1,5 MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.4b), 2,8 MPa (stanie na jednej nodze rys. 8.8b) oraz 3 MPa (w przypadku kontaktu pięty z podłożem rys. 8.12b). Natomiast struktury kostne w bezpośrednim otoczeniu cementu pozostawały prawie zupełnie odciążone (rys. 8.5, 8.9, 8.13), naprężenia były bliskie zeru.

W strefie kontaktu w w/w panewkach występowały porównywalne naprężenia: 3,5 MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.4b), 5,4 MPa (stanie na jednej nodze rys., 8.8b) oraz 5,8 MPa (kontakt pięty z podłożem rys. 8.12b).

Można przewidywać, że w trakcie eksploatacji panewek modułowych z warstwą ze stopu Co28Cr6Mo w kontakcie, będą one znacznie bardziej odporne na zużycie tribologiczne niż panewki jednowarstwowe wykonane z PE.

W trzecim przypadku panewki wykonanej z polietylenu o średnicy Ø32 mm (współpracującej z głową z Al₂O₃, rys. 8.4c, rys. 8.8c oraz rys. 8.12c) naprężenia maksymalne o wartości 1,5 MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.4c), 2,8 MPa (stanie na jednej nodze 8.8c), 3 MPa (kontakt pięty z podłożem rys. 8.12c) mają mniejszy zasięg niż dla panewek o średnicach Ø28 mm. Obniżenie zasięgu naprężeń maksymalnych jest korzystne, ale powiększony obszar kontaktu głowy Al₂O₃ z panewką PE może skutkować większą ilością ściery polietylenowego generowanego ze strefy współpracy. A zatem przy wyborze rozmiaru panewki i głowy endoprotezy będzie wybór alternatywny. Zwiększenie średnicy panewki i głowy do wymiaru Ø32 mm skutkuje obniżeniem naprężeń wynikających z przenoszonego obciążenia, ale występuje większy obszar kontaktu głowy i panewki właściwej. Ponadto zwiększenie średnicy panewki może powodować jeszcze inne niekorzystne skutki, a mianowicie: większy promień w kontakcie ruchowym powoduje zwiększenie gabarytów zewnętrznych panewki, a tym samym konieczność głębszego frezowania łoża kostnego (zmniejszenie grubości kości zbitej) oraz może uniemożliwiać pełny kontakt zewnętrznej powierzchni panewki z łożem kostnym.

Stosunkowo duże naprężenia o wartości powyżej 6MPa (we wszystkich przypadkach obciążenia) wewnątrz trzpienia krótkiego zakrzywionego osadzonego na cemencie koncentrowały się w górnej części (rys. 8.3, rys. 8.7 oraz rys. 8.11). W środkowej jego części następował spadek naprężeń do wartości 1,5MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.3a), 2,8 (stanie na jednej nodze rys. 8.7a) oraz 3 MPa (kontakt pięty z podłożem rys. 8.11a), a w końcowej części wzrost do 2,5 MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.3a) 4,8 MPa (stanie

na jednej nodze rys. 8.7a) oraz 5MPa (kontakt pięty z podłożem rys. 8.11a). Naprężenia występujące w trzpieniu w całej jego objętości ulegały bardzo silnemu osłabieniu po przejściu przez warstwę cementu, tak że w strukturach kostnych, otaczających strefę zamocowania trzpienia, wynosiły odpowiednio 0,15 MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.3a) 0,3 MPa (stanie na jednej nodze rys. 8.7a), 0,32 MPa (kontakt pięty z podłożem rys. 8.11a,) w części górnej oraz 0,3 MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.3a), 0,58 MPa (stanie na jednej nodze rys. 8.7a), 0,32 MPa (kontakt pięty z podłożem rys. 8.11a) części środkowej i dolnej. Występowanie naprężeń w trzpieniu i cementie, a słabe wnikanie w struktury otaczającej kości mogło powodować brak fizjologicznej stymulacji w procesie osteointegracji w wyniku lokalnego zaniku procesów wzrostu tkanki kostnej. W takiej sytuacji mógłby być niemożliwy proces adaptacji do pola obciążeń mechanicznych. Równocześnie można zauważyć znaczny gradient naprężeń pomiędzy wartościami w górnej części trzpienia około 11,25 MPa (w przypadku stania na jednej dwóch kończynach, rys. 8.4 a,b,c), 15,7 MPa (w przypadku stania na jednej nodze, rys. 8.8 a,b,c) oraz 16,8 MPa (w przypadku kontaktu pięty z podłożem rys. 18.12 a,b,c), a wartościami naprężeń w bliższym końcu kości udowej $0,7 \pm 0,1,8$ MPa (rys. 8.3, rys. 8.7, rys. 8.13). Taka różnica naprężeń może tworzyć warunki mikro przemieszczenia pomiędzy trzpieniem a stosunkowo twardym i kruchym cementem lub rzadziej pomiędzy cementem a strukturą kostną. Trzpień może ulec obluzowaniu, najczęściej względem otaczającego cementu i będzie przemieszczał się osiowo w kanale kości udowej. Takie przypadki obserwuje się klinicznie. [18, 21].

Koncentracja naprężeń w trzpieniu wykonanym z CoNiCrMo spowodowana jest znacznym zróżnicowaniem parametrów wytrzymałościowych zastosowanego stopu ($E = 210$ GPa, $\nu = 0,3$) oraz parametrów wytrzymałościowych kości ($E = 16,8$ GPa, $\nu = 0,29$).

W konfiguracji drugiej, dla trzech przypadków obciążenia, (rys. 8.21, 8.22, 8.23, 8.24 rys. 8.25, 8.26, 8.27, 8.28 oraz rys. 8.29, 8.30, 8.31, 8.32) rozpatrzono następujące skojarzenia: głowa z Co28Cr6Mo o średnicy $\varnothing 28$ mm zamocowana na trzpieniu z CoNiCrMo – długim prostym, panewka dwuwarstwowa Co28Cr6Mo – PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm (rys. 8.21a 8.22a, 8.23a, rys 8.25a, 8.26a, 8.27a oraz 8.29a, 8.30a, 8.31a); głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm zamocowana na trzpieniu z CoNiCrMo – długim prostym, panewka jednowarstwowa PE o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm (rys. 8.21b 8.22b, 8.23b, rys 8.25b, 8.26b, 8.27b oraz 8.29b, 8.30b, 8.31b); głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm zamocowana na trzpieniu z CoNiCrMo – długim prostym, panewka jednowarstwowa PE o średnicy

wewnętrznej Ø32 mm (rys. 8.21c 8.22c, 8.23c, rys 8.25c, 8.26c, 8.27c oraz 8.29c, 8.30c, 8.31c).

W przypadku zastosowania trzpienia prostego długiego maksymalne naprężenia w szyjkach trzpieni w przypadku stania na dwóch kończynach były większe niż dla trzpieni krótkich i wynosiły odpowiednio: 68,3 MPa dla skojarzenia Ø28 mm CoCrMo – CoCrMo (rys. 8.21a), 68,7 MPa dla skojarzenia Ø28 mm Al₂O₃ - PE (rys. 8.21b), 68,7 MPa dla skojarzenia Ø32 mm Al₂O₃ – PE (rys. 8.21c).

W przypadku stania na jednej nodze, maksymalne naprężenia w szyjkach trzpieni wynosiły odpowiednio: 82,7 MPa dla skojarzenia Ø28 mm CoCrMo – CoCrMo (rys. 8.25a), 84,9 MPa dla skojarzenia Ø28 mm Al₂O₃ - PE (rys. 8.25b), 90,8 MPa dla skojarzenia Ø32 mm Al₂O₃ – PE (rys. 8.25c).

W przypadku stania, przy kontakcie pięty z podłożem maksymalne naprężenia w szyjkach trzpieni były większe niż dla trzpieni krótkich i wynosiły odpowiednio: 127,4 MPa dla skojarzenia Ø28 mm CoCrMo – CoCrMo (rys. 8.29a), 128,1 MPa dla skojarzenia Ø28 mm Al₂O₃ - PE (rys. 8.29b), 128 MPa dla skojarzenia Ø32 mm Al₂O₃ – PE (rys. 8.29c). Związane to było z większą długością trzpienia powodującego większy moment zginający na jego szyjce.

Rozkłady naprężeń wewnątrz struktur panewkowych, w kontakcie panewki z kością miedniczną (rys. 8.22 i 8.23, rys. 8.26, 8.27, rys. 8.30, 8.31) oraz w miejscu kontaktu głowy z panewką były niemal identyczne jak dla endoprotez z trzpieniami krótkimi zakrzywionymi. Zdecydowaną różnicę zaobserwowano w trzpieniach. W przypadku zastosowania prostego długiego trzpienia naprężenia maksymalne o wartości 3,6 MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.22), 5,4 MPa (stanie na jednej nodze rys. 8.26), 5,8 MPa (kontakt pięty z podłożem rys. 8.30) występowały w jego dłuższej dolnej części. Podobnie jak dla trzpienia zakrzywionego tworzyła się bariera uniemożliwiająca przejście naprężeń z trzpieni przez cement do struktur kostnych. Przy trzpieniach długich prostych występowała asymetria rozkładu naprężeń w kości udowej na odcinku mocowania trzpieni. Przyśrodkowo występowały strefy odciążenia, zewnątrz – strefy zwiększonych naprężeń, które szczególnie wzrastały do 1,75 MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.22), 3,4 MPa (stanie na jednej nodze rys. 8.26), 3,5 MPa (kontakt pięty z podłożem rys. 8.30) w strefie końcowej mocowania trzpienia oraz w zewnętrznych warstwach kości udowej.

Zastosowanie trzpieni krótkich zakrzywianych i długich prostych z CoNiCrMo w endoprotezach cementowych powoduje znaczny wzrost naprężeń w ich strukturze.

Związane jest to z odbiegającymi własnościami mechanicznymi trzpieni CoNiCrMo i struktur kostnych. Tworzy się bariera na granicy trzpień-cement uniemożliwiająca wnikanie naprężeń w struktury kości udowej. W obszarze przejścia pomiędzy warstwą cementu a kanałem kości udowej, występuje strefa odciążenia, która może pogarszać remodeling struktur kostnych i w konsekwencji stanowić potencjalną przyczynę obłuzowań trzpienia [11, 35].

Na podstawie analizy rozkładu przemieszczeń wypadkowych (rys. 8.14 i rys. 8.33) w endoprotezach cementowych można stwierdzić, że zarówno w przypadku trzpieni krótkich zakrzywionych i trzpieni długich prostych – przemieszczenia w badanych strukturach przyjmują wartości w przedziale 0,01 mm do 0,03 mm i mają podobny charakter. W endoprotezach z panewką dwuwarstwową Co28Cr6Mo-PE (rys. 8.14a, rys. 8.33a) przemieszczenia maksymalne koncentrują się w kości udowej i części trzpienia osadzonej w kanale. W endoprotezach z panewkami z PE o średnicach wewnętrznych Ø28 mm zasięg przemieszczeń maksymalnych (rys. 8.14b i rys. 8.33b) jest większy i obejmuje szyjkę trzpienia. Nieco mniejszy zasięg przemieszczeń maksymalnych jest charakterystyczny dla panewki z PE o średnicy wewnętrznej Ø32 mm.

W przypadku panewek z PE występuje gradient przemieszczeń w strefie kontaktu (rys. 8.13b,c i rys. 8.14b,c), który w przypadku panewki o średnicy wewnętrznej Ø28 mm jest większy niż w przypadku panewki o średnicy wewnętrznej Ø32 mm.

W strefie ruchowej endoprotez cementowych rozkład przemieszczeń nie zależy od długości trzpienia natomiast zależy od materiału konstrukcyjnego panewki. Dla tych samych warunków obciążeń, największy zasięg przemieszczeń maksymalnych, owalizujący panewkę był charakterystyczny dla endoprotez z panewkami z PE (rys. 8.14b, 8.15b, 8.16b, rys. 8.33b, rys. 8.34b, rys. 8.35b). Owalizacja panewek widoczna jest również na materiale endoprotez cementowych (rys. 8.19, rys. 8.20), które zostały usunięte z powodu wytrzymałościowego zniszczenia i/lub obłuzowania. Przemieszczenia maksymalne w panewkach dwuwarstwowch Co28Cr6Mo-PE (rys. 8.17a) są mniejsze a ich rozkład bardziej regularny, zbliżony do okręgu. Analizy symulacji endoprotez cementowych z panewkami z PE, endoprotezy przed implantacją (rys. 8.18) oraz endoprotez usuniętych pacjentom (rys. 8.19, rys. 8.20) wskazują na mechanizm obłuzowania panewek, który spowodowany jest gradientami przemieszczeń w strefie kontaktu i w strefie granicy panewka – cement oraz cement – kość. Charakter zniszczenia panewek świadczy o podłożu biomechanicznym. Widoczna jest owalizacja panewek od strony kontaktu z głową oraz pęknięcia o charakterze zmęczeniowym szczególnie zaznaczające się w dachu panewki. Zmęczenie materiału i pęknięcia oraz ubytki widoczne są

również na zewnętrznej stronie panewki, która kontaktowała się z cementem kostnym. Można zauważyć, że problemy wynikały z braku prawidłowej relacji pomiędzy sztywnością wszczepionej endoprotezy i cementu a otaczającej ją kością.

Jako endoprotezy bezcementowe analizowano endoprotezy Alloclassic Zweymüller w różnych konfiguracjach materiałowych poszczególnych modułów (rys. 8.36 – 8.47):

- głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, osadzona na trzpieniu Ti6Al7Nb , współpracująca z panewką trójwarstwową Al_2O_3 -PE-Ti – panewka właściwa z Al_2O_3 o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm umieszczonej w polietylenowej panewce zewnętrznej i tytanowej obejmie Ti;
- głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm osadzona na trzpieniu Ti6Al7Nb współpracująca z panewką dwuwarstwową PE-Ti składającą się z polietylenowej panewki właściwej o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm i tytanowej obejmy Ti,
- głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 32$ mm osadzona na trzpieniu Ti6Al7Nb współpracująca z panewką dwuwarstwową PE-Ti składającą się z polietylenowej panewki właściwej o średnicy wewnętrznej $\varnothing 32$ mm i tytanowej obejmy Ti,

Analizę w/w konfiguracji endoprotez cementowych przeprowadzono dla trzech sytuacji wynikających z aktywności człowieka:

- Stanie na dwóch kończynach w pozycji wyprostnej,.

Wyznaczono rozkłady naprężeń (rys. 8.36, 8.37, 8.38, 8.39) i przemieszczeń (rys. 8.48)

- Stanie na jednej nodze po stronie zaimplantowanej endoprotezy,

Wyznaczono rozkłady naprężeń (rys. 8.40, 8.41, 8.42, 8.43) i przemieszczeń (rys. 8.49)

- W przypadku kontaktu pięty (kończyna z zaimplantowaną endoprotezą) z podłożem.

Wyznaczono rozkłady naprężeń (rys. 8.44, 8.45, 8.46, 8.47) i przemieszczeń (rys. 8.50)

W wyniku obciążenia endoprotez bezcementowych o różnych konfiguracjach materiałowych poszczególnych elementów oraz przy różnych warunkach obciążenia (stanie na dwóch kończynach, stanie na jednej nodze, kontakt pięty z podłożem) we wszystkich trzech przypadkach naprężenia maksymalne koncentrowały się częściowo w głowach endoprotez, w szyjkach i górnej części trzpieni (rys. 8.37, 8.38, rys. 8.41, 8.42 oraz rys. 8.45, 8.46).

Maksymalne naprężenia w szyjkach trzpieni, w przypadku stania na dwóch kończynach, wynosiły odpowiednio: 44,2 MPa dla skojarzenia $\text{Ø}28$ mm $\text{Al}_2\text{O}_3 - \text{Al}_2\text{O}_3$ (rys. 8.36a), 49 MPa dla skojarzenia $\text{Ø}28$ mm $\text{Al}_2\text{O}_3 - \text{PE}$ (rys. 8.36b), 48,5 MPa dla skojarzenia $\text{Ø}32$ mm $\text{Al}_2\text{O}_3 - \text{PE}$ (rys. 8.36c)

Maksymalne naprężenia w szyjkach trzpieni, w przypadku stania na jednej nodze, wynosiły odpowiednio: 84 MPa dla skojarzenia $\text{Ø}28$ mm $\text{Al}_2\text{O}_3 - \text{Al}_2\text{O}_3$ (rys. 8.40a), 93,5 MPa dla skojarzenia $\text{Ø}28$ mm $\text{Al}_2\text{O}_3 - \text{PE}$ (rys. 8.40b), 92,5 MPa dla skojarzenia $\text{Ø}32$ mm $\text{Al}_2\text{O}_3 - \text{PE}$ (rys. 8.40c).

Maksymalne naprężenia w szyjkach trzpieni, w przypadku kontaktu pięty z podłożem, wynosiły odpowiednio: 92 MPa dla skojarzenia $\text{Ø}28$ mm $\text{Al}_2\text{O}_3 - \text{Al}_2\text{O}_3$ (rys. 8.44a), 102 MPa dla skojarzenia $\text{Ø}28$ mm $\text{Al}_2\text{O}_3 - \text{PE}$ (rys. 8.44b), 101 MPa dla skojarzenia $\text{Ø}32$ mm $\text{Al}_2\text{O}_3 - \text{PE}$ (rys. 8.44c).

W przypadku endoprotezy składającej się z głowy $\text{Ø}28$ Al_2O_3 współpracującej z trójwarstwową panewką $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-PE-Ti}$ – panewka właściwa z Al_2O_3 osadzona w polietylenowej panewce i tytanowej obejmie (rys. 8.38, rys. 8.42 oraz rys. 8.46) – naprężenia o wartości 3,5 MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.38a), 6 MPa (stanie na jednej nodze rys. 8.42a) oraz 6,5 MPa (kontakt pięty z podłożem rys. 8.46a) koncentrowały się w dachu i dole panewki właściwej nieznacznie przechodząc do warstwy polietylenowej i tytanowej obejmie. W kości miednicznej (rys. 8.38a, rys. 8.42a oraz 8.46a). następował dalszy spadek naprężeń do wartości 1,5 MPa (stanie na dwóch kończynach - rys. 8.38a) 2,8 MPa (stanie na jednej nodze – rys. 8.42a) oraz 3 MPa (kontakt pięty z podłożem - 8.46a). Zastosowanie głowy $\text{Ø}28$ z Al_2O_3 współpracującej z polietylenową panewką (8.38b, rys. 8.42b oraz rys. 8.46b) powoduje dalszy spadek naprężeń w kontakcie, szczególnie w dachu i dole panewki właściwej, co związane jest z większą podatnością polietylenowej warstwy w odróżnieniu od skojarzenia dwóch twardych materiałów jak w poprzednim przypadku. W przypadku głowy $\text{Ø}32$ z Al_2O_3 skojarzonej z panewką właściwą z polietylenu – wartości i zasięg naprężeń w panewce są najmniejsze (rys. 8.38c, rys. 8.42c oraz rys. 8.46c) ale wiąże

się to ze wzrostem powierzchni kontaktu i w związku z tym ze wzrostem zużycia polietylenu większym niż w przypadku głowy Ø28 mm.

W endoprotezach bezcementowych rozkład naprężeń w panewkach trójwarstwowych (rys. 8.38a, 8.42a oraz rys. 8.46a) różni się od rozkładu naprężeń w panewkach dwuwarstwowych (rys. 8.38b,c, 8.42b,c oraz rys. 8.46b,c). Największe naprężenia o najszerszym zasięgu występują w przypadku kontaktu twardej głowy z twardą panewką. W panewkach trójwarstwowych, w panewce właściwej wykonanej z Al_2O_3 występuje asymetryczny, owalny rozkład naprężeń w strefie ruchowej. Maksymalne naprężenia w tym obszarze wynoszą 3,5 MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.38a), 4,5 MPa (stanie na jednej nodze rys. 8.42a), 4,6 (kontakt pięty z podłożem rys. 8.46a) a minimalne $1\div1,25$ MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.38a), $2\div2,4$ MPa (stanie na jednej nodze rys. 8.42a oraz $2,1\div2,5$ MPa (kontakt pięty z podłożem rys. 8.46a). Występuje wyraźny spadek naprężeń w polietylenowej wkładce do wartości $1\div1,5$ MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.38a), $2\div3$ MPa (stanie na jednej nodze 8.42a) $2,2\div3,2$ MPa (kontakt pięty z podłożem rys. 8.46a), natomiast obserwuje się ich wzrost w kontakcie wkładki polietylenowej z obejmą tytanową (rys. 8.39, rys. 8.43, rys. 8.47). W strefie kostnej (łóże panewki w kości miedniczej) naprężenia kształtują się w przedziale $0,25\div0,16$ MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.39a) $1,25\div2,8$ MPa (stanie na jednej nodze rys. 8.43a) oraz $1,6\div3,2$ MPa (kontakt pięty z podłożem rys. 8.47a).

W panewkach dwuwarstwowych, w panewce właściwej wykonanej z PE występuje asymetryczny owalny rozkład naprężeń w strefie ruchowej (rys. 8.39b, rys. 8.39c, rys. 8.43b, 8.43c oraz rys. 8.47b, 8.47c) ale o znacznie mniejszej koncentracji. Maksymalne naprężenia w tym obszarze wynoszą 5,5 MPa dla panewki właściwej o średnicy wewnętrznej Ø28 mm oraz 4 MPa dla panewki właściwej o średnicy Ø32 mm. Dla panewki właściwej z PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm charakterystyczny jest rozkład ze wzrostem naprężeń w strefie tytanowej obejmie w stosunku do rozkładu naprężeń w panewce właściwej z Al_2O_3 o średnicy Ø28 mm. We wszystkich analizowanych panewkach bezcementowych rozkład naprężeń w strefie kostnej jest bardzo podobny we wszystkich przypadkach – $0,5\div1$ MPa. Naprężenia były zatem przenoszone na struktury kostne co mogło umożliwiać proces remodelingu i osteointegracji.

W analizowanych przypadkach panewek bezcementowych (rys. 8.39, rys. 8.43, rys. 8.47) widoczne są strefy koncentracji naprężeń maksymalnych w obszarach panewek, które na swojej zewnętrznej powierzchni (na tytanowej obejmie) nie uzyskały pełnego pokrycia kością

miedniczną. Sytuacja taka wyniknęła z geometrycznego układu struktur anatomicznych pacjenta.

W bezpośrednim kontakcie tytanowego trzpienia endoprotezy z kością udową, we wszystkich trzech przypadkach, następował łagodny wzrost naprężeń do wartości 1,5 MPa (stanie na dwóch kończynach rys. 8.37), 3 MPa (stanie na jednej nodze rys. 8.41) oraz 2,8 MPa (kontakt pięty z podłożem rys. 8.45), które w sposób płynny przenoszone były na struktury kości udowej. Jest to zjawisko bardzo korzystne w porównaniu z endoprotezami cementowymi, gdyż nie powoduje ono nadmiernego odciążenia struktur kostnych w miejscu kontaktu z trzpieniem umożliwiając ich remodeling.

Związane jest to z bardziej zbliżonymi własnościami mechanicznymi tytanu ($E=110\text{GPa}$, $\nu = 0,3$) w stosunku do struktur kostnych ($E=16,8\text{ GPa}$ $\nu = 0,29$). Poza tym tytanowe elementy składowe endoprotez bezcementowych (trzpienie, obejm) charakteryzują się znacznie lepszą biokompatybilnością ze strukturami kostnymi niż stopy na bazie kobaltu.

Największy wzrost przemieszczeń występuje w przypadku skojarzenia twardej głowy z twardą panewką (rys. 8.48a, rys. 8.49a, rys. 8.50a). W przypadku zastosowania miękkiej panewki następuje spadek przemieszczeń w strefie współpracy podobny dla głowy $\varnothing 28\text{ mm}$ i $\varnothing 32\text{ mm}$ (rys. 8.48b, rys. 8.48c, rys. 8.49b, rys. 8.49c, rys. 8.50b, rys. 8.50c).

Można zauważyć tłumienie przemieszczeń maksymalnych w warstwie polietylenu – co jest charakterystyczne dla obu rozwiązań (panewki cementowe i bezcementowe: rys. 8.14bc, rys. 8.15bc, rys. 8.16bc, rys. 8.33b,c, 8.34bc, 8.35bc oraz , rys 8.48bc, rys. 8.49bc, rys. 8.50bc). Ograniczenie bezpośredniego kontaktu twardej głowy z polietylenową panewką (kontakt twardej głowy z polietylenową panewką był charakterystyczny dla wczesnych konstrukcji endoprotez) spowodowało zmniejszenie emisji ściaru polietylenowego ze strefy tribologicznej współpracy oraz ograniczyło proces plastycznej deformacji i owalizacji panewki.

W panewkach o budowie warstwowej (rys. 8.4a, rys. 8.8a, rys. 8.12a, rys. 8.23a, rys. 8.27a, rys. 8.31a, rys. 8.38, rys. 8.42, rys. 8.46a), w wyniku obciążenia we wszystkich przypadkach, uzyskano lokalizację naprężeń maksymalnych w strefie głowy i trzpienia endoprotezy z nieznacznym przechodzeniem naprężeń maksymalnych do pierwszej warstwy panewki. Można zauważyć, że jest to układ sprzyjający współpracy tribologicznej głowy i

panewki – nie będzie powodował przyspieszonego zużycia w porównaniu do rozwiązań wczesnych z panewką z polietylenu.

Nowe rozwiązania konstrukcyjne poprzez zastosowanie warstwowej budowy panewek ze strefą tribologiczną twarda głowa – twarda panewka zmniejszyły asymetrię przemieszczeń w strefie mocowania panewki (rys. 8.4a, rys. 8.8a, rys. 8.12a, rys. 8.23a, rys. 8.27a, rys. 8.31a, rys. 8.38, rys. 8.42, rys. 8.46a). Zbyt daleko posunięte przesztynwienie układu głowa – panewka może mieć jednak niekorzystny wpływ na podatność kostnej strefy implantacji, gdyż w przypadku obniżenia gęstości i wytrzymałości struktur kostnych pacjenta (podeszły wiek lub osteoporoza) może powodować przekroczenie progu fizjologicznej wydolności tkanek.

Maksymalne naprężenia i przemieszczenia występują w obszarze przednio-górnym panewki. Sytuacja taka w połączeniu z cyklicznym występowaniem obciążeń, stwarza szczególnie niekorzystne warunki pracy dla konstrukcji panewki i strefy jej zamocowania. W przypadku zwiększenia się obciążeń charakterystyczne jest przechodzenie naprężeń i przemieszczeń z panewki endoprotezy do kości miednicznej. Taki rozkład może powodować przemieszczanie się panewki lub jej luzowanie.

Do analizy rozkładu naprężeń zredukowanych i przemieszczeń wypadkowych w trakcie wykonywania czynności lokomocyjnych wytypowano:

- endoprotezy składające się z głowy Co28Cr6Mo, trzpienia Ti6Al7Nb i panewki trójwarstwowej Co28Cr6Mo-PE-Ti z panewką właściwą z Co28Co6Mo o średnicy wewnętrznej Ø28 mm umieszczonej w polietylenowej panewce zewnętrznej i tytanowej obejmie Ti (rys. 8.51, rys. 8.52),
- endoprotezy składające się z głowy Al₂O₃, trzpienia Ti6Al7Nb i panewki dwuwarstwowej PE-Ti z panewką właściwą z PE o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, umieszczonej w tytanowej obejmie Ti (rys. 8.53, rys. 8.54),
- endoprotezy składające się z głowy Al₂O₃, trzpienia Ti6Al7Nb i panewki trójwarstwowej Al₂O₃-PE-Ti z panewką właściwą z Al₂O₃ o średnicy wewnętrznej Ø28 mm, umieszczonej w polietylenowej panewce zewnętrznej i tytanowej obejmie Ti (rys. 8.55, rys. 8.56),
- endoprotezy składające się z głowy ZrO₂, trzpienia Ti6Al7Nb i panewki trójwarstwowej ZrO₂-PE-Ti o panewce właściwej z ZrO₂ o średnicy wewnętrznej Ø28

mm, umieszczonej w polietylenowej panewce zewnętrznej i tytanowej obejmie Ti (rys. 8.57, rys. 8.58),

Dla dokładniejszej analizy dokonano zagęszczenia siatki elementów skończonych. Rysunki 8.51 ilustrują naprężenia w strukturach endoprotezy przy kolejno wzrastających obciążeniach złożonych. Na przedstawionych rysunkach można zaobserwować wyraźny wzrost wartości i zakresu naprężeń maksymalnych w strefie współpracy głowy Co28Cr6Mo z panewką Co28Cr6Mo w stosunku do przypadku stania w pozycji wyprostnej (rys. 8.37, 8.38), które przenoszą się na całą panewkę właściwą. Naprężenia o wartościach ok. 6 MPa nie wydostają się poza obszar panewki właściwej z Co28Cr6Mo. W strefie polietylenowej wkładki naprężenia ulegają wyraźnemu obniżeniu do wartości ok. 2 MPa. W miejscu kontaktu z tytanową obejmą ulegają dalszemu obniżeniu tak aby w strefie kontaktu osiągnąć wartość $1,5 \div 2$ MPa (rys. 8.51).

W przypadku skojarzenia: twarda głowa z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm, współpracująca z polietylenową panewką, umieszczoną w tytanowej obejmie, występuje nierównomierny, asymetryczny rozkład naprężeń w panewce, który powoduje wzrost naprężeń maksymalnych w dachu i dole panewki już w początkowych etapach obciążenia (rys. 8.53). Naprężenia wychodzą poza panewkę polietylenową i tytanową obejmę oraz asymetrycznie przechodzą na struktury kostne. Jest to zjawisko bardzo niekorzystne, które może zaburzać proces osteointegracji i w konsekwencji prowadzić do utraty spójności panewki z kością miedniczną. Analizę symulacyjną w warunkach wykonywania czynności lokomocyjnych przeprowadzono dla endoprotez bezcementowych, o głowie i panewce właściwej wykonanych z materiałów ceramicznych.

Rozkład naprężeń w endoprotezie korundowej o głowie wykonane z Al_2O_3 o średnicy $\varnothing 28$ mm osadzonej na trzpieniu Ti6Al7Nb i panewce trójwarstwowej Al_3O_3 -PE-Ti z panewką właściwą z Al_2O_3 o średnicy wewnętrznej $\varnothing 28$ mm wskazuje na występowanie rozległych obszarów maksymalnych naprężeń o wartościach $5 \div 6$ MPa, zlokalizowanych w strefie kontaktu ruchowego głowy i panewki oraz w szyjce trzpienia. Zasięg naprężeń maksymalnych w głowie endoprotezy jest zróżnicowany: występują one na obrzeżach strefy kontaktu oraz centralnie na głowie. Wnętrze głowy jest znacznie bardziej odciążone. Zasięg naprężeń maksymalnych w panewce właściwej jest duży i obejmuje prawie całą jej objętość. Można zauważyć znaczną regularność tego rozkładu w strefie ruchowej i w strukturze panewki właściwej wykonanej z Al_2O_3 . Taka regularność może wpływać korzystnie na zużycie tribologiczne i wytrzymałościowe w tym skojarzeniu.

Strefy naprężeń maksymalnych w endoprotezach korundowych (rys. 8.55) są znacznie bardziej rozległe i regularne niż w endoprotezach o głowie i panewce wykonanych z Co28Cr6Mo (rys. 8.51). Wzrost naprężeń w kolejnych fazach obciążenia endoprotez korundowych jest większy w poszczególnych krokach i tworzy rozleglejsze strefy naprężeń maksymalnych w kontakcie ruchowym niż w endoprotezach o głowie i panewce wykonanych z Co28Cr6Mo.

Rozkład naprężeń w endoprotezie cyrkonowej o głowie wykonanej z ZrO₂ o średnicy Ø28 mm osadzonej na trzpieniu Ti6Al7Nb i panewce trójwarstwowej ZrO₂-PE-Ti z panewką właściwą z ZrO₂ o średnicy wewnętrznej Ø28 mm powoduje nieco mniejszy wzrost naprężeń maksymalnych, podczas narastającego obciążenia: w objętości elementów konstrukcyjnych endoprotezy (rys. 8.57a) oraz w strefie ruchowej głowy i panewki właściwej wykonanej z ZrO₂ (rys. 8.57), w porównaniu do endoprotez o głowie i panewce wykonanych z Al₂O₃.

Na rysunkach 8.52, 8.54, 8.56, 8.58 przedstawiono rozkłady przemieszczeń wypadkowych oraz deformacji w trakcie wykonywania czynności lokomocyjnych. W pierwszym przypadku dla głowy Co28Cr6Mo współpracującej z trójwarstwową panewką Co28Cr6Mo-PE-Ti otrzymano rozkład maksymalnych przemieszczeń o wartościach 0,02 mm w dachu i dole panewki. Przemieszczenia były tłumione w polietylenowej panewce i nie wydostawały się poza obszar tytanowej obejmy (rys. 8.52a).

W przypadku skojarzenia Al₂O₃-PE rozkład przemieszczeń wewnątrz polietylenowej panewki był bardziej nierównomierny a przemieszczenia o wartości 0,01 mm były przenoszone na struktury kostne w dachu i dole panewki. Pojawienie się mikroprzemieszczeń w dachu i dole panewki może skutkować brakiem przerostu kostnego co w konsekwencji doprowadzić może do utraty spójności panewki z łóżem kostnym.

W przypadku skojarzeń ceramicznych: głowa z Al₂O₃ panewka trójwarstwowa Al₂O₃-PE-Ti rozkłady przemieszczeń w strukturach panewkowych są zbliżone do skojarzenia Co28Cr6Mo-Co28Cr6Mo. Przemieszczenia o wartości 0,015÷0,02 mm przechodzą poprzez twardą panewkę właściwą i tłumione są w warstwie polietylenowej nie przechodząc do struktur kostnych. Podobną sytuację obserwuje się w przypadku skojarzenia ZrO₂-ZrO₂.

Zastosowanie skojarzeń ceramicznych daje znacznie lepsze rozkłady naprężeń niż skojarzenie ceramika-polietylen i porównywalne z głową i panewką metalową. Jednak procesy zużycia w skojarzeniu metalowym a w szczególności pojawienie się ich produktów w przypadku współpracujących dwóch metalowych elementów (głowa i panewka wykonane z Co28Cr6Mo) może powodować bardzo niekorzystne skutki w otaczających tkankach.

Na rysunkach 8.52b, 8.54b, 8.25b, 8.27b widoczne są odkształcenia panewek w miejscach pojawienia się maksymalnych przemieszczeń w dole i dachu panewki. Można zauważyć, że proces owalizacji panewek polietylenowych jest większy niż panewek z metalowymi lub ceramicznymi panewkami właściwymi powodując ich trwałe odkształcenia w tych miejscach.

Podstawową funkcją, jaką w żywym organizmie spełnia endoproteza jest przenoszenie obciążeń i realizacja ruchu. Sposób przenoszenia obciążeń oraz rozkłady naprężeń i odkształceń zależą od wielu czynników:

- wartości, kierunku i miejsca przyłożenia sił,
- kształtu i własności mechanicznych kości,
- kształtu implantu i własności mechanicznych materiałów konstrukcyjnych,
- sposobu realizacji połączenia tkanka kostna-implant.

W przypadku głowy i trzpienia ustabilizowanych w kości udowej – implant ma za zadanie przenieść obciążenie ze strefy ruchowej na tkanki kostne trzonu kości. Podobnie w przypadku panewki ufiksowanej w tkance kostnej – obciążenia ze strefy ruchowej są przenoszone na kość miedniczną. Przeniesienie obciążeń musi odbywać się w ten sposób, żeby uniknąć dużych koncentracji naprężeń w samym implancie oraz, co ważniejsze, by jak najbardziej równomiernie obciążać kość. Przy obciążaniu struktur kostnych chodzi o takie warunki, aby unikać zarówno silnych spiętrzeń naprężeń, jak i całkowitego odciążenia fragmentów kości. Według aktualnych doniesień i wiedzy są to główne czynniki powodzenia zabiegu endoprotezoplastyki i trwałości układu tkanka kostna-implant. Przeciążenia struktury tkanka kostna-implant mogą doprowadzić do zniszczenia panewki albo trzpienia lub mogą również doprowadzić do ich obluzowania. Obluzowanie może być wynikiem zbyt dużych naprężeń przemieszczeń przenoszonych przez cement lub tkanki kostne. Wydaje się, że taki charakter będą miały obluzowania występujące w dachu panewki, szczególnie w przypadku panewek jednowarstwowych wykonanych z PE. Zbyt duże gradienty naprężeń i przemieszczeń będą w tym przypadku powodowały przekroczenie progu fizjologicznej wydolności tkanki kostnej i jej zanik, ale mogą również powodować wytrzymałościowe zniszczenie konstrukcji panewek (rys. 8.19, rys. 8.20), co było widoczne w endoprotezach usuniętych pacjentom (owalizacja, pęknięcia i fragmentacja zewnętrznej powierzchni panewki). W przypadku endoprotez cementowych fragmentacji może ulegać również cement, ze względu na występujące mikro przemieszczenia implantu względem struktur kostnych oraz parametry

wytrzymałościowe cementu po procesie polimeryzacji. Warstwa cementu, która służy do fiksacji elementów endoprotezy może również tworzyć barierę do wnikania naprężeń stymulujących procesy kościotworzenia. Bariery takie były widoczne szczególnie w przypadku zamocowania trzpieni z użyciem cementu (rys. 8.3, rys. 8.7, rys. 8.11, rys. 8.22, rys. 8.26, rys. 8.30). Brak kompresji struktur kostnych może powodować również strefy zanikowe i obłuzowanie implantu.

W przedstawionej w pracy metodzie nie przewiduje się projektowania implantów typu Custom Design (Dietrich, Skalski Kędzior) ale przedstawiono procedurę dokonania indywidualnej analizy wytrzymałościowej dostępnych rozwiązań konstrukcyjnych endoprotez. Dzięki modelowaniu i symulacji MES można wskazać na najbardziej korzystny rozkład naprężeń i przemieszczeń w indywidualnych warunkach pacjenta. Ma to szczególne znaczenie w obecnie częściej stosowanych endoprotezach bezcementowych. Taka analiza pozwala na optymalny dobór rozwiązania uzależniony od:

- uwarunkowań geometrycznych struktur anatomicznych i konstrukcji terapeutycznej,
- uwarunkowań materiałowo-wytrzymałościowych endoprotezy i wytrzymałościowych tkanek.

Własności mechaniczne tkanek kostnych mają podstawowe znaczenie w ortopedii, szczególnie w inwazyjnych zabiegach, w których jakość współdziałania mechanicznego pomiędzy kością a implantem decyduje o powodzeniu całej operacji. Przy projektowaniu implantu współpracującego pod dużym obciążeniem z tkanką kostną należy dysponować wszechstronnymi informacjami odnośnie własności odpowiednich elementów układu kostnego [33]. Badania eksperymentalne prowadzą do wyznaczenia własności mechanicznych kości jako układów jednorodnych i ciągłych.

Wskazaniem do optymalnego doboru rozwiązania konstrukcyjnego endoprotezy jest zapewnienie jej długotrwałej funkcjonalności.

Dobór odpowiednich kształtów i wielkości trzpieni oraz panewek wykonanych z materiałów o dobrych własnościach mechanicznych zbliżonych do własności naturalnych struktur kostnych powinien zapewnić dobre przenoszenie naprężeń z endoprotezy na tkanki kostne i w konsekwencji doprowadzić do znacznego wydłużenia żywotności endoprotezy. Odpowiednie własności przeciwzużyciowe materiałów wchodzących w bezpośredni kontakt tribologiczny, mogą znacznie wydłużyć żywotność całego implantu. Ocena tribologicznego zużycia endoprotez jest związana na pewno z charakterem przeniesienia obciążeń w kontakcie głowy i panewki. Zapewnienie podatności połączenia ślizgowego (zbliżonego do struktur naturalnych) przy równoczesnej odporności na zużycie abrazyjne (attration) jest najbardziej

preferowanym rozwiązaniem. Na pewno gorszym wariantem w aspekcie tribologicznym będzie zapewnienie podatności wytrzymałościowej z równoczesnym występowaniem zużycia abrazyjnego (zużycie w obecności dodatkowego materiału np. pochodzącego ze ścierania). Należy zdawać sobie sprawę, że w przypadku endoprotez występuje jeszcze trzeci rodzaj zużycia – zużycie erozyjne o charakterze fizycznym i chemicznym. Przesięk tkankowy dostaje się w obszar współpracy głowy i panewki. Powoduje on chemiczne oddziaływanie na biomateriały i rozluźnienie strefy warstwy wierzchniej. Równocześnie występuje erozja fizyczna, w wyniku której przesącz tkankowy w warunkach przenoszenia obciążeń, będzie powodował rozklinowywanie nierówności powierzchni w warstwie wierzchniej głowy lub panewki.

10. Wnioski

Stworzenie wirtualnego modelu endoprotezy stawu biodrowego z wykorzystaniem pakietu Femap i NE/Nastran umożliwia analizę naprężeń zredukowanych i przemieszczeń wypadkowych w całej strukturze endoprotezy i tkankach przyległych. Ocena naprężeń i przemieszczeń stanowi nowoczesne narzędzie do analizy współdziałania implantów z tkankami żywymi.

W przypadku endoprotez cementowych rozkłady naprężeń wewnątrz komponenty panewkowej były bardzo podobne i niezależne od rodzaju trzpieni. Dla tych endoprotez występowały różnice w rozkładach naprężeń wewnątrz trzpieni oraz w strukturach kości udowej. Z uwagi na ograniczenie rozprzestrzeniania się tych naprężeń na struktury kostne (trzpień krótkie zakrzywione) oraz koncentracje naprężeń w dolnej części trzpienia i odpowiadającej mu geometrycznie zewnętrznej warstwie kości udowej (trzpień długie proste) – zastosowanie trzpieni stabilizowanych cementowych krótkich i długich jest mniej korzystne niż trzpieni bezpośrednio mocowanych w kości na zasadzie osteointegracji.

Z analizy rozkładów naprężeń i przemieszczeń wynika, że zastosowanie panewek warstwowych z twardą panewką właściwą: mocowanych na cemencie i fiksowanych w kości miedniczej z przewidywaniem osteointegracji, jest bardziej optymalne niż endoprotez z panewkami właściwymi z polietylenu.

Panewki warstwowe z twardą panewką właściwą (Al_2O_3 i ZrO_2) stabilizowane w łożu na zasadzie osteointegracji mogą stanowić lepsze stymulatory dla tkanki kostnej miednicy niż panewki osadzone na cemencie.

Zastosowanie panewek z polietylenu o średnicy $\varnothing 32$ mm w porównaniu do panewek $\varnothing 28$ mm powodowało obniżenie nacisków kontaktowych, co skutkowało obniżeniem naprężeń w strefie ruchowej endoprotezy. Takie rozwiązanie wiązało się z powiększeniem łoża panewki oraz mogło powodować większą emisję produktów zużycia. W przypadku panewek polietylenowych korzystniejsze było rozwiązanie, gdy panewka była mocowana w objętej tytanowej niż panewka ustalana na cemencie, głównie z uwagi na zmniejszenie przechodzenia naprężeń do struktur kostnych miednicy.

W przypadku endoprotez bezcementowych naprężenia wewnątrz panewek i w otaczającej strefie kostnej miały większe wartości niż w przypadku endoprotez cementowych (co mogło zapewniać korzystniejszy remodeling). Dla tych endoprotez były wystąpiły również

sprzyjające remodelingowi, symetryczne rozkłady naprężeń w trzpieniach i strefie implantacji w kości udowej.

Wyniki analiz pozwalają na stwierdzenie obecności tzw. „stref ochronnych w kości” [13, 26] – obszarów słabo odkształcanych polem obciążeń wynikającym z lokomocji. Występowanie stref niedociążenia może w przyszłości (po zabiegu endoprotezoplastyki) prowadzić do resorpcji i aseptycznego luzowania endoprotez. Taki rozkład naprężeń (niedociążenie) stwierdzono w symulacjach dla endoprotez cementowych w strefach kostnych zamocowania panewki i trzpienia.

W warunkach obciążeń fizjologicznych: dla stania na dwóch nogach, stania na jednej nodze oraz w przypadku kontaktu pięty z podłożem – dla wszystkich analizowanych endoprotez cementowych i bezcementowych, zamocowanych wirtualnie w strukturach kostnych rozważanego pacjenta, nie stwierdzono obszarów maksymalnych naprężeń i dopuszczalnych przemieszczeń, które zagrażały wyężeniem konstrukcji endoprotezy oraz przekroczeniem progu fizjologicznej wydolności tkanek kostnych.

Z uwagi na znaczny postęp w rozwiązaniach konstrukcyjno-materiałowych endoprotez i stosowaniu bardziej zaawansowanych technologii materiałowych, opracowana procedura wirtualnej analizy może stanowić element wspomagania zabiegu protezoplastyki dla lekarza ortopedy.

Przeprowadzona analiza pozwala na określenie oddziaływania elementów endoprotezy na struktury kostne indywidualnego pacjenta: na kość miedniczną oraz kość udową. Oceniając, w aspekcie biomechaniki, zabieg implantacji stawu biodrowego należy wybrać – dla pacjenta - takie rozwiązanie konstrukcyjne sztucznego stawu, aby było najbardziej optymalne dla warunków anatomicznych i wytrzymałościowych.

Analiza kontaktu endoprotez ze strukturami kostnymi pozwala odpowiedzieć na pytanie czy zastosowane rozwiązanie konstrukcyjne spełnia założone kryteria doboru:

- uwarunkowania geometryczne struktur anatomicznych i endoprotezy,
- uwarunkowania materiałowo-wytrzymałościowe endoprotezy i wytrzymałościowe tkanek,
- zapewnienie kinematyki i funkcjonalności ruchu oraz warunków przenoszenia obciążeń.

Wynikiem końcowym pracy są podstawy do informatycznego doboru uzupełnienia terapeutycznego. Opracowana procedura budowy kompleksowego modelu wirtualnego, odwzorowującego strukturę biologiczną w oparciu o rekonstrukcję przestrzenną na podstawie

CT oraz pozycjonowany wirtualnie implant, może stanowić użyteczne ogniwo systemu doboru endoprotezy dla potrzeb indywidualnego pacjenta.

Kierunki dalszych działań wynikające z pracy:

- Stworzenie komputerowego systemu doboru endoprotezy stawu biodrowego w oparciu o wybór parametrów dominujących oraz przyjęte kryteria doboru dla indywidualnego pacjenta.
- Stworzenie interfejsu dla użytkowników umożliwiającego internetowe korzystanie z opracowanego systemu, zaproponowanej strategii doboru i bazy danych.
- Aktualizacja banku danych.

11. Literatura

- [1] Ackermann K.L. at all, red. Koeck B., Wagner W., red. wyd. polskiego Majewski S.: Implantologia, Wyd. Urban & Partner, Wrocław 2004.
- [2] Balin A.: Materiałowo uwarunkowane procesy adaptacyjne i trwałość cementów stosowanych w chirurgii kostnej. Zeszyty Naukowe Politechniki Śląskiej Nr 1610, Hutnictwo z. 69, Gliwice, 2004
- [3] Balin A., Toborek J. Wpływ cech materiałowych i konstrukcyjnych komponentów sztucznego stawu biodrowego na jego biofunkcjonalność. Materiały Konferencyjne: Nowe materiały i technologie dla medycyny, Częstochowa-Kokotek 1995
- [4] Bąk R., Burczyński T.: Wytrzymałość materiałów z elementami ujęcia komputerowego. Wydawnictwo Naukowo Techniczne, Warszawa 2001
- [5] Bergman G., Braichen F., Rohlmann A.: Hip joint loading during walking and running, measurement in two patients. J. Biomech 26/93, 969-990.
- [6] Bergman B.: et. al.: Is stair Case Walking a Risk for the fixation of hip Implants. J. Biomechanics, 28, 1995, 532-533
- [7] Bergman G., Deuretzbaher G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J., Duda G. N.: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. Journal of biomechanics 34 (2001), 859-871
- [8] Bernakiewicz M.: Opracowanie kryteriów odkształceniowo-naprężeniowych doboru implantów stawu biodrowego. Praca Doktorska. Wrocław 1999.
- [9] Bernakiewicz M., Będziński R.: Analiza stanu naprężeń kości udowej w ekstremalnych warunkach obciążenia, Zeszyty Naukowe Konferencji Mechaniki Stosowanej, z. 9, 1999, s. 15-21.
- [10] Bernakiewicz M.: Koncepcja rozwiązania konstrukcyjnego trzpienia endoprotezy bezcementowej stawu biodrowego. Biomechanika 94. Prace Naukowe Instytutu Konstrukcji i Eksploatacji Politechniki Wrocławskiej Nr 75, Seria: Konferencje Nr 21, Wrocław 1994, 19-22.
- [11] Bert J. M.: Custom total hip arthroplasty. J. Arthroplasty. 1996 Dec: 11 (8): 905-915
- [12] Będziński R., Ściagała K.: Biomechanika stawu biodrowego i kolanowego. Tom 5 Biocybernetyka i inżynieria rehabilitacyjna. red. tomu Będziński R. Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2004

- [13] Będziński R.: Biomechanika inżynierska Zagadnienia wybrane. Oficyna wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [14] Będziński R., Pezowicz C.: Aktualne problemy przebudowy struktur kostnych w rejonie implantów. *Mechanika w Medycynie* 5, Rzeszów, 2000, s. 7-14.
- [15] Bombeli R.: *Structure and funktion in normal and Abnormal Hips*. Berlin, Springer-Verlag 1983
- [16] Burcan J.: Badania ruchu kończyn dolnych w aspekcie biotribologicznych uwarunkowan. III Konferencja Naukowo-Techniczna *Mechanika* 97, Warszawa, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej 1997.
- [17] Burcan J.: Modelowanie własności tribologicznych w badaniach stawów kończyn dolnych. *Mechanika w Medycynie* 8. Oficyna Wydawnicza Politechniki Rzeszowskiej, Rzeszów 2008
- [18] Cwanek J.: The amplitude parameters of pivot and cement surfaces Weller endoprosthesis, *Problems of Tribology*, Nr 1, 2005, s. 149.
- [19] Cwanek J., Czajkowski A.A., Lubimow W.: Wpływ nadwagi ciała pacjentów na występowanie aseptycznych obluzowań Endoprotez Wellera. *Mechanika w Medycynie* 8. Oficyna Wydawnicza Politechniki Rzeszowskiej, Rzeszów 2008
- [20] Cwanek J., Cisek Z., Korzyński M.: Tribologia idiopatycznej postaci choroby zwyrodnieniowej biodra. *Tribologia* nr 2/92, 42-45.
- [21] Czerwiński E.: Problemy realoplastyki rewizyjnej stawu biodrowego w Polsce i na świecie. XXXIII Scientific Congress of Polish Orthopedic and Traumatology Socjety, Kraków, Skinder s.c. 2000, s. 35.
- [22] Dąbrowska-Tkaczyk A. M. Modeling Stress and Strain Distribution In the Pelvic Bone During Quesi-static Backward Rotation *Proceedings Biomechanics* 99, *Acta of Bioengineering and Biomechanics* V. 1, Supp. 1/1999, s. 93 – 96.
- [23] Dietrich M., Lechniak Z., Skalski K., Kędzior K., Werner A.: Design and manufacture of human hip joint endoprostheses using CAD/CAM systems. *Proc of Tenth Word Congress of the Theory of Machines and Mechanisms*, Oulu, Finland 1999, Vol.5, 1828-1828.

- [24] Dietrich M. [et. al.]: Komputerowo wspomagane projektowanie i wytwarzanie indywidualnych endoprotez stawu biodrowego. Tom 5 Biocybernetyka i inżynieria rehabilitacyjna. red. tomu Będziński R. Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2004.
- [25] Dragan S.: Kliniczne i biomechaniczne aspekty przebiegu osteointegracji endoprotez stawu biodrowego. Tom 5 Biocybernetyka i inżynieria rehabilitacyjna. red. tomu Będziński R. Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2004.
- [26] Dragan S.: Badania nad wpływem konstrukcji trzpienia endoprotezy bezcementowej i rozkładu sił występujących w kości udowej pod wpływem obciążeń na zaburzenia pierwotnej stabilności. Rozprawa doktorska. Akademia Medyczna, Wrocław 1992.
- [27] Gierzyńska-Dolna M.: Biotribologia. Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa 2002.
- [28] Harris W. H.: The problem is osteolysis. Clin. Orthop., 1992, 247:6-11
- [29] Jakubowicz J., Rzytka M., Baryluk M.: Wpływ rekonstrukcji stawu biodrowego metodą osteotomi miednicy na warunki biomechaniczne w zespole miednicy i kości udowej. Problemy biocybernetyki i inżynierii biomedycznej pod reakcją Macieja Nałęcza. Tom 5 Biomechanika. Wydawnictwa Komunikacji i Łączności. Warszawa 1990.
- [30] Katalog Allopro, A Company of Sultzer medica, wydawnictwo Allo Pro AG 1995÷2002.
- [31] Kędzior K., Komora A., Maryniak J., Morawski J.: Zastosowania modelowania i symulacji komputerowej w biomechanice. Biomechanika tom 5, pod red. A. Moreckiego i W. Ramontowicza, Ser. Pan: Problemy Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej. Red. M. Nałęcz, Warszawa 1990, s. 169-190.
- [32] Korzyński M., Cwanek J.: Procesy zużycia w stawie biodrowym, Zbiór prac seminarium naukowego Mechanika w Medycynie nr 1, Rzeszów 1993, 45-50.
- [33] Krześciński G.: Wytrzymałościowe aspekty projektowania i analizy inżynierskiej układów implant-kość. Tom 5 Biocybernetyka i inżynieria rehabilitacyjna. red. tomu Będziński R. Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2004
- [34] Kubacki J.: Alloplastyka stawów w aspekcie zagadnień ortopedycznych ortopedycznych rehabilitacyjnych. Wydawnictwo Akademii Wychowania Fizycznego, Katowice 2004.

- [35] Kusz D.: Zastosowanie badania densytometrycznego w ocenie wyników endoprotezoplastyk stawu biodrowego z uwzględnieniem komputerowej symulacji rozkładów naprężeń w tkance kostnej okołoprotezowej. Rozprawa habilitacyjna. Zakład poligrafii Śląskiej Akademii Medycznej w Katowicach. Katowice 1998,
- [36] Lippert H.: Anatomia t. I i II, Wrocław, Wyd. Med. Urban & Partnej 1998.
- [37] Lord G.A., Hardy J.R., Kummer F.J.: An uncemented total hip replacement. Clin. Orthop., 1997, 141: 2-16
- [38] Madej T., Ryniewicz A.M.: The researches of resistance on abrasive wear of biocompatible films have been obtained by chemical vapour deposition (CVD), Structures - Waves - Biomedical Engineering Kraków 2002 vol. XI, no 3, s. 187-197,
- [39] Madej T., Ryniewicz A.M: Symulacja mechaniki kontaktu przy złożonym stanie obciążenia w endoprotezie stawu biodrowego. Materiały konferencyjne IV Krakowskie Warsztaty Inżynierii Medycznej, Kraków 2007
- [40] Madej T., Ryniewicz A.M: Symulacja mechaniki kontaktu przy złożonym stanie obciążenia w endoprotezie stawu biodrowego. Przegląd Lekarski – w druku
- [41] Marciniak J.: Biomateriały w chirurgii kostnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 1992
- [42] Maquet P.G.J.: Biomechanics of the hip, Berlin 1985.
- [43] Morecki A. Ekiel J., Fidelus K.: Bionika ruchu, Warszawa 1971.
- [44] Modrzewski K.: Protezoplastyka rewizyjna stawów biodrowych. Wydawnictwo Bifolium, Lublin 2000.
- [45] Mrozowski J., Awrejcewicz J.: Podstawy biomechaniki, Wydawnictwo Politechniki Łódzkiej, Łódź 2004.
- [46] Pavlidis T.: Grafika i przetwarzania obrazów. WNT Warszawa 1987. Tłumaczenie z: Algorithm for graphics image processing. Computer Science Press Inc. 1982.
- [47] Pauwels F.: Biomechanics of the locomotor apparatus, Berlin 1976.
- [48] Piszczatowski S., Werner A.: Projektowanie trzpieni endoprotez stawu biodrowego. Tom 5 Biocybernetyka i inżynieria rehabilitacyjna. red. tomu Będziński R. Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2004
- [49] Plitz W., Putz R. at. all.: Kompendium der Hüftendoprothetik, Dortmund 2002.

- [50] Pytko S., Wierzcholski K. Pytko-Polańczyk J.: Problemy tribologiczne stawów człowieka. Zbiór prac seminarium naukowego Mechanika w medycynie nr 1. Red. J. Cwanek, M. Korzyński, Rzeszów 1993, 33-44.
- [51] Pytko S., Pytko-Polańczyk J.: Stawy człowieka – najdoskonalsze łożysko. Tribologia nr 3/92, 74-79.
- [52] Rakowski G., Kasprzyk Z.: Metoda elementów skończonych w mechanice konstrukcji. Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 1993
- [53] Rusiński E., Czmochoński J., Szmolnicki T.: Zaawansowana metoda elementów skończonych w konstrukcjach nośnych, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1999.
- [54] Ryniewicz A. M.: Analiza mechanizmu smarowania stawu biodrowego człowieka w aspekcie profilaktyki zmian artretycznych i optymalizacji rozwiązań materiałowych endoprotez. Projekt badawczy nr 7T07C 01217 KBN 2002.
- [55] Ryniewicz A. M.: Analiza mechanizmu smarowania stawu biodrowego człowieka. Monografia nr 111, ISSN 0867-6631 UWND AGH Kraków 2002.
- [56] Ryniewicz A. M.: Analiza geometrii strefy współpracy biołożysk w aspekcie tribologii i choroby zwyrodnieniowej stawów oraz opracowanie teoretycznych podstaw do konstrukcji endoprotez. Projekt badawczy nr 5T07B 00124 KBN 2006.
- [57] Ryniewicz A. M., Madej T.: The Tribology Tests of Layers Have Been Obtained by Chemical Vapour Deposition (CVD), Mechanics 2000 Proceedings of the International Scientific Conference, Politechnika Rzeszowska, Czerwiec 2000, Scientific Bulletions of Rzeszów University of Technology No 179 Mechanics 54 (s.69-78.).
- [58] Ryniewicz A. M., Madej T.: The Influence Technology Parameters on Tribology Properties Films Have Been Obtained by Chemical Vapour Deposition. Proceedings of the 12th International DAAAM Symposium Technical University of Vienna 2001, s. 417-418,
- [59] Ryniewicz A.M.: The analysis of the abrasive wear and the coefficient of friction biocompatible films have been obtained by chemical vapour deposition, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 09/2002,
- [60] Ryniewicz A. M., Madej T.: Analiza naprężeń i przemieszczeń w strefie roboczej endoprotezy stawu biodrowego, Mechanika w Medycynie, druk Zeszyty Naukowe

Politechniki Rzeszowskiej 09.02,

- [61] Ryniewicz A. M., Ryniewicz A. , Madej T.: The Analysis of Stresses and Translations in Working Zone of Endoprosthesis of Hip Joint, ZEM 2003 nr 4 PAN s.7-16,
- [62] Ryniewicz A. M., Madej T.: Komputerowe modelowanie współpracy w endoprotezie stawu biodrowego, III Krakowskie Warsztaty Inżynierii Medycznej Kraków, 2004.
- [63] Ryniewicz A.M., Madej T.: Komputerowe modelowanie współpracy w endoprotezie stawu biodrowego, Przegląd Lekarski nr 61, 2004, ISSN 1731-1381,
- [64] Ryniewicz A.M., Gala A., Ryniewicz W., Madej T.: Tribological studies of dental materials used in prosthetic reconstructions, Protetyka Stomatologiczna, A Vision of Modern Prosthodontics EPA 2005, supplement t. LV, nr 5, wrzesień-październik 2005,
- [65] Ryniewicz A.M., Ryniewicz W., Madej T.: Badania tribologiczne materiałów stomatologicznych stosowanych w rekonstrukcjach protetycznych, Tribologia 6/2005, 5-16,
- [66] Ryniewicz A.M., Madej T.: Modelling and contact simulation in endoprosthesis of hip joint, Zagadnienia Eksploatacji Maszyn zeszyt4 (148), 2006,
- [67] Ryniewicz A. M. Madej T. Ryniewicz A.: Modelowanie i symulacja kontaktu w endoprotezie stawu biodrowego, Rzeszów wrzesień 2006 druk Zeszyty Naukowe Politechniki Rzeszowskiej
- [68] Skalak R., Chien S.: Handbook of Bioengineering, New York, 1985.
- [69] Slooff T., Schreus W.: Cementowa protezoplastyka rewizyjna stawów biodrowych biodrowych użyciem ubijanych, allogennych gąbczastych przeszczepów kości. Wydawnictwo Bifolium, Lublin 2000.
- [70] Sobotta J., Putz R., Pabst R.: Atlas anatomii człowieka. Wrocław. Wyd. Med. Urban & Partner 1997.
- [71] Tadeusiewicz R., Korohoda R.: Komputerowa analiza i przetwarzanie obrazów. Wydawnictwo Fundacji Postępu Telekomunikacji, Kraków 1997
- [72] Spiechowicz E.: Protetyka stomatologiczna, Wyd. Lekarskie PZWL, Warszawa 2000.
- [73] Warren N.P.: A short history of total hip replacement.
- [74] Willman. G., Henßge E. I., Bos I.: „Al₂O₃ against Al₂O₃ combination in hip endoprotes J. Materials Science Materials in Medicine 5 (1994) 657-661.
- [75] Włodarski J.: Stabilność endoprotez cementowych stawu biodrowego w świetle badań histologicznych, numerycznych i eksperymentalnych. Bio-algorithms and med.-

- systems, Journal edited by Medical College – Jagiellonian University. Vol. 1, No. ½, 2005, pp. 197 -204
- [76] Yamada H.: Strength of Biological Materials, New York, 1973.
 - [77] Zagrajek T.: Zastosowanie metody elementów skończonych w biomechanice kręgosłupa. Biomechanika t. 5, pod red. A. Moreckiego. Red. M. Nałęcz, Warszawa 1990, 163-169.
 - [78] Zagrajek T, Krzesiński G., Marek P.: Metoda elementów skończonych w mechanice konstrukcji. Ćwiczenia z zastosowaniem systemu Ansys. Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2005
 - [79] Zielnica J.: Wytrzymałość materiałów. Wyd. Politechniki Poznańskiej, Poznań 1996
 - [80] Zienkiewicz O.C., Taylor R.L., Zhu J.Z.: The finite element method its basis & Fundamentals. Elsevier, USA 2005
 - [81] Zienkiewicz O.C., Taylor R.L.: The finite element method. For solid and structural mechanics, Elsevier USA 2006
 - [82] Zienkiewicz O.C., Taylor R.L., Nithiarasu P.: The finite element method. For fluid dynamics, Elsevier USA 2006
 - [83] www.zdrowie.med.pl/bad_obraz/tomografia.html
 - [84] www.przychodnia.pl/diagnostyka
 - [85] www.squeakyhips.com/
 - [86] www.stryker.ch
 - [87] www.biometeurope.com
 - [88] www.plusorthopedics.co.uk
 - [89] www.zimmer.com/z/ctl/op/global/action/1/id/7888/template/MP/navid/293
 - [90] www.hipreplacement.com
 - [91] www.aboutstryker.com/.../ceramic_hip2.php
 - [92] www.biomet.pl/?pid=main_tresc.pl.47_shopcontent
 - [93] www.europe.stryker.com
 - [94] ww.biodro.home.pl/more/Nowe-Kapoplastyka.html
 - [95] activejointsortho.com/procedure.htm
 - [96] www.kapoplastyka.pl
 - [97] www.zdrowemiasto.pl/_zm/?art=47
 - [98] www.zimmer.co.uk/z/ctl/op/global/action/1/id/9226/template/MP
 - [99] www.azom.com/materials.asp

- [100] hspazioinwind.libero.it/teobenedetti/metalli_per_protesi_artificiali.htm
- [101] www.zimmer.com/z/ctl/op/global/action/1/id/7888/template/MP/navid/293
- [102] www.szpitaljp2.krakow.pl/tomograf.php
- [103] www.iso.org/iso/iso_catalogue/catalogue_tc/catalogue_detail.htm
- [104] www.astm.org/Standards/F75.htm
- [105] www.szpitaljp2.krakow.pl/tomograf.php
- [106] http://pl.virtualtrener.com/biomachina/uklad_miesniowy.html

Prospekty i wydawnictwa informacyjne

- [P1] The BihaPro hip system a total system. Biomet Merck, FLH016 07/02. United Kingdom
- [P2] Avantage, Double mobility acetabular cup. 1328/0303 MG PRINT. Biomet-Merck. France
- [P3] Implant fixation technology. Biomet, Inc., Warsaw, Indiana 46580
- [P4] Lubinus total hip endoprosthesis. Waldemar Link, GmbH & Co Barkhausenweg 10, D-2000 Hamburg 63. Germany
- [P5] Alloclassic ZweymüllerTM, bulletin, Switzerland 2000
- [P6] The R “multicones” CERAFIT stem. Imprimé par COPIE NORD II – 09/97 France

