

podręcznik akademicki

Leszek Radziszewski

KASKI ROWEROWE

KONSTRUKCJA, TECHNOLOGIE, UŻYTKOWANIE

Kielce 2015

PODRĘCZNIK AKADEMICKI

Redaktor Naukowy serii

NAUKI TECHNICZNE – BUDOWA I EKSPLOATACJA MASZYN

prof. dr hab. inż. Stanisław ADAMCZAK, dr h.c.

Recenzenci

prof. dr hab. inż. Jerzy WICIAK

prof. dr hab. n. med. Stanisław BIEN

Redakcja

Irena PRZEORSKA-IMIOŁEK

Projekt okładki

Tadeusz UBERMAN

Autor składa podziękowanie dla Pani AJ Sura
za udostępnienie zdjęć na okładkę.

© Copyright by Wydawnictwo Politechniki Świętokrzyskiej, Kielce 2015

Wszelkie prawa zastrzeżone. Żadna część tej pracy nie może być powielana
czy rozpowszechniana w jakiegokolwiek formie, w jakikolwiek sposób:
elektroniczny bądź mechaniczny, włącznie z fotokopiowaniem, nagrywaniem
na taśmy lub przy użyciu innych systemów, bez pisemnej zgody wydawcy.

PL ISBN 978-83-63792-38-1

Wydawnictwo Politechniki Świętokrzyskiej

25-314 Kielce, al. Tysiąclecia Państwa Polskiego 7

tel./fax 41 34 24 581

e-mail: wydawca@tu.kielce.pl

www.wydawnictwo.tu.kielce.pl

Spis treści

Ważniejsze oznaczenia i skróty	5
Wstęp	9
1. Środki ochrony indywidualnej	13
2. Biomechanika uderowa głowy	27
2.1. Modelowanie budowy mózgowiny oraz mózgu	28
2.2. Mechanizmy urazów głowy	33
2.3. Biomechaniczne kryteria urazów	36
3. Materiały ochronne	49
3.1. Właściwości materiału matrycy	49
3.2. Modelowanie budowy pianek polimerowych	56
3.3. Efektywność amortyzacji energii	81
4. Kaski dla rowerzystów, użytkowników deskorolek oraz wrotek	86
4.1. Zasady działania kasku	87
4.2. Konstrukcja kasków	89
4.3. Badanie właściwości ochronnych kasków	99
4.4. Analiza niepewności pomiarów	114
Literatura	120

Ważniejsze oznaczenia i skróty

a	– przyspieszenie liniowe, m/s^2
$g = \frac{a}{9,81}$	– względne przyspieszenie lub jednostka masy, g
k	– stała piezoelektryczna, C/Pa
t	– czas, s
C	– pojemność elektryczna, F
I	– moment bezwładności, $\text{kg} \cdot \text{m}^2$
K	– moduł ściśliwości, MPa
$G(t)$	– moduł ścinania (Kirchhoffa), MPa
E	– współczynnik sprężystości lub moduł Younga wyrażany w MPa lub energia wyrażana w J
α	– współczynnik rozszerzalności cieplnej w K^{-1} lub współczynnik tłumienia drgań
ρ	– gęstość, g/cm^3
ν	– stała Poissona
σ	– odchylenie standardowe lub naprężenie normalne, MPa
ε	– odkształcenie lub przyspieszenie kątowe, rad/s^2
γ	– kąt odkształcenia postaciowego, rad
τ	– naprężenie, MPa
η	– współczynnik lepkości dynamicznej, $\text{Pa} \cdot \text{s}$
λ	– współczynnik lepkości dynamicznej dla odkształceń objętościowych, $\text{Pa} \cdot \text{s}$
ω	– częstotliwość, rad/s
ABS	– kopolimer akrylo-nitrylowy-butadlenowy-styrenowy
EPP	– ekspandowany polipropylen
EPS	– ekspandowany polistyren

EPU	– ekspandowany poliuretan
PE	– polietylen
PE-LD	– polietylen o małej gęstości
PE-HD	– polietylen o dużej gęstości
PCV	– polichlorek winylu
PC	– poliwęglan
PP	– polipropylen
PS	– polistyren
PTFE	– politetrafluoroetylen
PUR	– poliuretan
KEVLAR®	– włókno aramidowe produkowane przez firmę DuPont w USA
DYNEEMA®	– włókno z polietylenu produkowane przez firmę DSM w Holandii
TWARON®	– włókno aramidowe produkowane przez firmę Teijin w Holandii
bicycle helmet	– kask rowerowy
chin strap	– pasek mocujący kask na głowie
comfort padding	– wykładzina dopasowująca kask do głowy, nie ma właściwości ochronnych
fullface	– kaski zjazdowe tzw. pełne
headform	– model głowy do badań kasków
protective padding	– wykładzina ochronna (wyściółka) służąca do absorbowania (pochłaniania) energii uderzenia
retention system	– układ mocujący
sizing padding	– wykładzina dopasowująca
MTB	– kask do jazdy terenowej
BMX	– kask rowerowy używany do uprawiania sportów ekstremalnych np. do akrobacji

AIS (ang. Abbreviated Injury Scale) – skrócona skala ciężkości obrażeń

CSF (ang. Cerebrospinal Fluid) – płyn mózgowo-rdzeniowy

DAI (ang. Diffuse Axonal Injury) – aksonalne uszkodzenie mózgu

EDH (ang. Epidural Hematoma) – uraz mózgu

TBI (ang. Traumatic Brain Injury) – uraz mózgu

SDH (ang. Subdural Hematoma) – krwiak podtwardówkowy

GSI (ang. Gadd Severity Index) – parametr oceniający niebezpieczeństwo urazu głowy

HIC (ang. Head Injury Criterion) – parametr oceniający niebezpieczeństwo urazu głowy

MIPS (ang. Multidirectional Impact Protection System) – system konstrukcyjny zabezpieczający głowę przed ruchem obrotowym

ŚOI – środki ochrony indywidualnej (ang. PPE – personal protective equipment)

ATD (ang. Anthropomorphic Test Device) – manekin antropomorficzny

WorldSID – manekin antropomorficzny stosowany w testach zderzeń bocznych

BioSID – manekin antropomorficzny stosowany do analizy testów zderzeń bocznych

CRABI (ang. Child Restraint Air Bag Interaction) – manekin antropomorficzny dziecka sześć-, dwunasto- lub osiemnastomiesięcznego stosowany w testach zderzeń czołowych

ES-2 – manekin antropomorficzny stosowany do analizy zderzeń bocznych

Hybrid III – manekiny antropomorficzne dzieci, kobiet, mężczyzn stosowane do analizy testów zderzeń czołowych

THOR (ang. Test device for Human Occupant Restraint) – manekin antropomorficzny stosowany do analizy zderzeń czołowych

THUMS (ang. Total Human Model for Safety) – manekin antropomorficzny stosowany do analizy zderzeń czołowych

JHTC (ang. Japan Head Tolerance Curve) – krzywa wskazująca na zależność tolerancji głowy na obciążenia dynamiczne – kontaktowe, powstające w wyniku zderzenia z innym ciałem, od czasu trwania i wartości przyspieszenia liniowego

WSUTC (ang. Wayne State University Tolerance Curve) – krzywa wskazująca na zależność tolerancji głowy na obciążenia dynamiczne – kontaktowe, powstające w wyniku zderzenia z innym ciałem, od czasu trwania i wartości przyspieszenia liniowego

Wstęp

Podręcznik *Kaski rowerowe. Konstrukcja, technologie, użytkowanie* skierowany jest przede wszystkim do studentów studiów pierwszego stopnia, kierunku inżynieria bezpieczeństwa na Wydziale Mechatroniki i Budowy Maszyn Politechniki Świętokrzyskiej, jako pomoc dydaktyczna do przedmiotu: środki indywidualnej ochrony. Może być też przydatny do przedmiotów: czynniki i skutki zagrożeń wibroakustycznych oraz modelowanie i symulacja. Osoby interesujące się zagadnieniami związanymi z bezpieczeństwem w transporcie też mogą znaleźć w nim ciekawe informacje. Podręcznik został opracowany przy założeniu, że studenci posiadają wiedzę i umiejętności w zakresie mechaniki i wytrzymałości materiałów oraz materiałoznawstwa.

Główne zagadnienia przedstawione w publikacji dotyczą podstaw modelowania budowy kasków rowerowych. Zwrócono również uwagę na modelowanie budowy i właściwości głowy oraz piankowych materiałów polimerowych, dokonano analizy kryteriów służących do oceny niebezpieczeństwa wystąpienia urazu mózgu. Przedstawiono też krótkie rozważania na temat metod badania i oceny właściwości ochronnych kasków.

Wypadki, czyli „katastrofy, nieszczęśliwe wydarzenia, które spowodowały straty materialne, w których ktoś ucierpiał, został okaleczony lub poniósł śmierć” [26], zdarzały się zawsze i z dużym prawdopodobieństwem można stwierdzić, że będą występowały w przyszłości. Dlatego celem badań naukowych i rozwoju techniki jest między innymi zapobieganie oraz ograniczanie, w jak największym stopniu, negatywnych skutków nieszczęśliwych wypadków dla poszkodowanych. Wypadkowi można ulec zarówno w trakcie pracy, jak i w czasie uprawiania sportu, zajęć rekreacyjnych czy wykonywania czynności domowych. Pojęcie wypadku w czasie pracy zostało zdefiniowane w *Ustawie z 30 października 2002 roku o ubezpieczeniu społecznym z tytułu wypadków przy pracy i chorób zawodowych* [32]. Zgodnie z art. 3, ust. 1 tej ustawy „za wypadek przy pracy uważa się nagle zdarzenie wywołane przyczyną zewnętrzną powodujące uraz lub śmierć, które nastąpiło w związku z pracą”. Uraz definiowany jest jako: „uszkodzenie tkanek ciała lub narządów człowieka wskutek działania czynnika zewnętrznego”. W ustawie rozróżnia się trzy rodzaje wypadków przy pracy: śmiertelny, ciężki oraz zbiorowy. Ciężki wypadek przy pracy definiowany jest w przywołanej ustawie (art. 3, ust. 5) jako: „wypadek, w wyniku którego nastąpiło ciężkie uszkodzenie ciała, takie jak: utrata wzroku, słuchu, mowy, zdolności rozrodczej lub inne uszkodzenie ciała albo roz-

strój zdrowia, naruszające podstawowe funkcje organizmu, a także choroba nieuleczalna lub zagrażająca życiu”. Aby zapobiec wypadkom powodującym utratę zdrowia przez pracowników, pracodawca zobowiązany jest do stosowania procesów technologicznych, rozwiązań organizacyjnych i technicznych, w tym odpowiednich środków ochrony zbiorowej, likwidujących takie zagrożenia. Zgodnie z definicją środki ochrony zbiorowej to „środki przeznaczone do jednoczesnej ochrony grupy ludzi i pojedynczych osób, przed niebezpiecznymi i szkodliwymi czynnikami występującymi pojedynczo lub łącznie w środowisku pracy, będące rozwiązaniami technicznymi stosowanymi w pomieszczeniach pracy, maszynach i innych urządzeniach” [31]. Przykładowo są to obudowy dźwiękochłonne, siatki ochronne, filtry, wentylacja. Jeżeli rozwiązania zmniejszające zagrożenia dla zdrowia i życia pracowników nie są wystarczające, to „pracodawca jest obowiązany zapewnić pracownikom środki ochrony indywidualnej (ozn. ŚOI), odpowiednie do rodzaju i poziomu zagrożeń” (zgodnie z obwieszczeniem Ministra Gospodarki, Pracy i Polityki Społecznej z dnia 28.08.2003 r.) [31]. Zgodnie z kodeksem pracy środki te „pracodawca zobowiązany jest dostarczyć pracownikowi nieodpłatnie oraz informować go o sposobach posługiwania się tymi środkami”, a pracownik obowiązany jest używać je zgodnie z ich przeznaczeniem [60]. Wadą ŚOI jest pewien dyskomfort związany z ich użytkowaniem, natomiast zaletą jest ograniczanie następstw wypadków, ponieważ zabezpieczają użytkownika przed niekorzystnym zbiegiem okoliczności i brakiem wyobraźni innych osób. Stosowanie indywidualnych środków ochrony poza miejscem pracy jest zalecane, lecz dobrowolne, z wyjątkiem uprawiania niektórych dyscyplin sportowych, np. sportów wodnych czy zimowych. Następstwa wypadków, niezależnie od miejsca i warunków w jakich się zdarzyły, zawsze powodują konieczność, mniej lub bardziej, uciążliwego leczenia oraz rehabilitacji.

W pracy niniejszej analizowane będą wybrane rodzaje środków ochrony indywidualnej stosowane w sporcie, a w szczególności do jazdy rekreacyjnej na rowerze, chroniące użytkownika przed urazami o dynamicznym charakterze działania, co wynika z zainteresowań naukowych oraz dydaktycznych autora. Liczba takich urazów oraz ich konsekwencje są tak duże, że staje się to problemem społecznym.

Tekst zasadniczy pracy jest poprzedzony wykazem najważniejszych oznaczeń i określeń dotyczących kasków, który ułatwi zrozumienie poruszanych problemów, jak również ośmieli Czytelników do analizy literatury obcojęzycznej. W rozdziale pierwszym wprowadzona zostanie definicja środków ochrony indywidualnej, jak również ich podział oraz omówiona zostanie ewolucja hełmów jako środków indywidualnej ochrony. W rozdziale drugim przedstawione zostaną wybrane zagadnienia dotyczące biomechaniki głowy, a w szczególności urazów mózgowo-czaszki i mózgu. W rozdziale trzecim przedstawione zostaną materiały ochronne stosowa-

ne w kaskach oraz ich właściwości mechaniczne. W rozdziale czwartym omówione zostaną konstrukcje kasków dla rowerzystów, metody oceny ich właściwości ochronnych oraz analiza niepewności pomiarów. Na zakończenie zaproponowano literaturę, która zainteresowanym Czytelnikom ułatwi bardziej szczegółową analizę przedstawianych problemów.

Środki ochrony indywidualnej

Środki ochrony indywidualnej – ozn. ŚOI (ang. Personal Protective Equipment), zgodnie z definicją wprowadzoną w Dyrektywie Rady Wspólnot Europejskich [28] „to urządzenia lub wyposażenie przeznaczone do noszenia bądź trzymania przez użytkownika w celu ochrony przed jednym lub wieloma zagrożeniami, które mogą mieć wpływ na jego bezpieczeństwo lub zdrowie”. Definicja ŚOI oraz Dyrektywa 89/686/EWG została wprowadzona do prawodawstwa polskiego poprzez rozporządzenie Ministra Gospodarki w roku 2005 [33]. Rozporządzenie to definiuje ŚOI w nieco szerszym zakresie oraz reguluje aspekty prawne sprzedawania i używania tych środków. Środki ochrony indywidualnej można podzielić na trzy kategorie w zależności od: złożoności konstrukcji, rodzaju środka oraz poziomu ryzyka, przed którym chronią. Poziom ryzyka zależy od rodzaju czynników stwarzających zagrożenie oraz od prawdopodobieństwa ich wystąpienia. Do pierwszej kategorii ryzyka (ozn. kategoria I) należą ŚOI o prostej konstrukcji, chroniące przed zagrożeniami o minimalnym poziomie ryzyka, których następstwa wzrastają w sposób ciągły i mogą być ocenione przez użytkownika w czasie rzeczywistym. Do tej kategorii należą takie środki, jak ochraniacze dłoni, kolan oraz łokci. Do trzeciej kategorii ryzyka (ozn. kategoria III) należą ŚOI o złożonej konstrukcji, przeznaczone do ochrony życia lub zabezpieczające przed zagrożeniami, które mogą spowodować poważne i nieodwracalne uszkodzenie zdrowia, a których skutków działania w czasie rzeczywistym, użytkownik może nie być w stanie stwierdzić. Przykładem są środki chroniące przed upadkami z wysokości. Rodzaje środków zakwalifikowanych do kategorii I lub III zostały wymienione w Dyrektywie. Do drugiej kategorii ryzyka (ozn. kategoria II) należą pozostałe ŚOI, np. kaski, kamizelki ratunkowe. Zaproponowany podział związany jest również z zasadami dopuszczania takich produktów do obrotu na terytorium Unii Europejskiej i uprawnieniami producenta do oznaczania ich symbolem CE (Conformité Européenne), który został pokazany na rysunku 1.1.

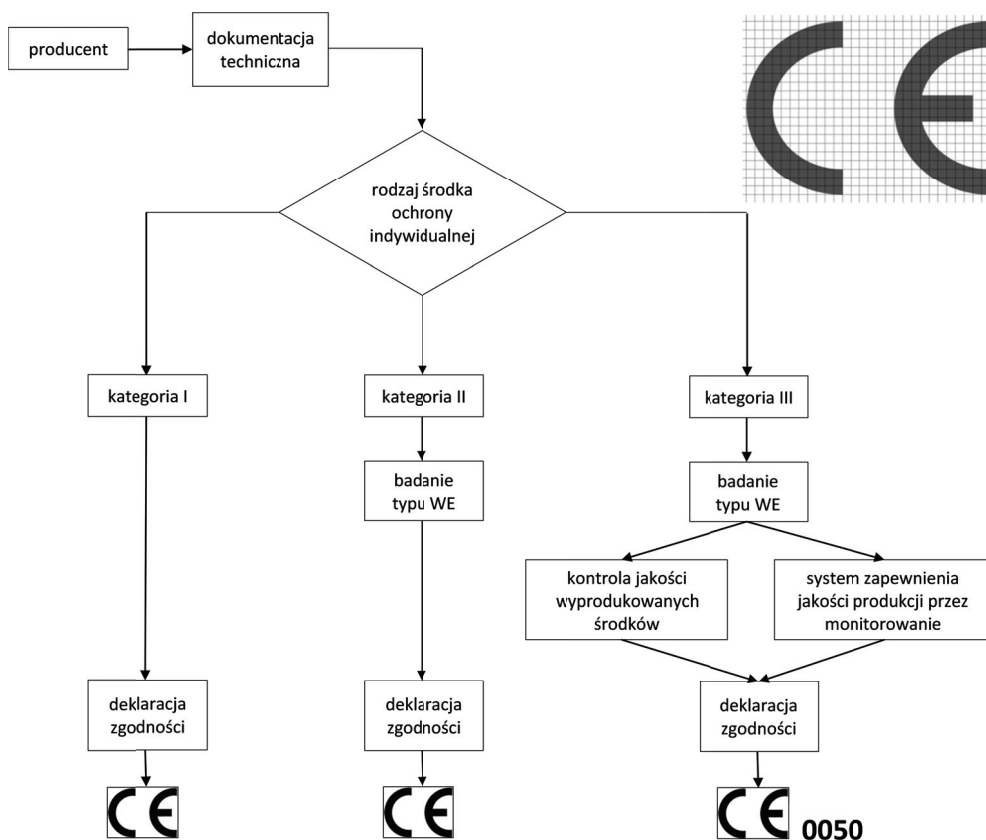
Kryterium podziału ŚOI mogą być również chronione części ciała lub narządy. Zgodnie z takim kryterium (rzadziej używanym w nowej literaturze przedmiotu) ŚOI można podzielić na następujące grupy [30]:

1. Odzież ochronna (ubrania kwaso- lub ognioodporne, fartuchy, spodnie).
2. Środki ochrony kończyn dolnych i górnych (obuwie ochronne, nakolanniki, rękawice, ochraniacze dłoni).

3. Środki ochrony głowy (hełmy, czapki).
4. Środki ochrony twarzy i oczu (zasłony twarzy, okulary ochronne).
5. Środki ochrony układu oddechowego (maski, aparaty tlenowe).
6. Środki ochrony słuchu (wkładki do uszu, nauszники).
7. Sprzęt chroniący przed upadkiem pracownika z wysokości (szelki bezpieczeństwa).
8. Środki izolujące cały organizm (kremy, pasty, maści).

Ważnym celem wprowadzenia Dyrektywy 89/656/EWG było określenie zasadniczych wymagań, które muszą spełniać ŚOI, aby chronić zdrowie i zapewnić bezpieczeństwo użytkowników, na możliwie najwyższym poziomie oraz zapewnienie swobodnego obrotu ŚOI, we wszystkich państwach Unii Europejskiej. Ten ostatni aspekt jest szeroko omawiany w literaturze [47, 72] i z tego powodu w pracy niniejszej nie będzie analizowany. Zasadnicze wymagania ochrony zdrowia i zapewnienia bezpieczeństwa gwarantują nam, że ŚOI powinny zapewniać najwyższy możliwy poziom ochrony, co oznacza konieczność opracowania konstrukcji o optymalnych parametrach (pod względem skuteczności ochrony, użyteczności i komfortu użytkowania), zgodnie z ogólnie przyjętym poziomem wiedzy w tej dziedzinie. Wymagania te wyznaczają cele dla ŚOI, które należy osiągnąć, lecz nie wskazują sposobów ich uzyskania. Aby ułatwić ich spełnienie w Dyrektywie 89/656/EWG wskazano główne zasady konstrukcyjne, technologiczne i eksploatacyjne ŚOI, których należy przestrzegać. Umożliwia to ocenę produktów zgodnie z aktualnym stanem nauki i techniki. Zbiór zasadniczych wymagań można podzielić na wymagania ogólne i dodatkowe (zależne od wzoru ŚOI i rodzaju ryzyka). Należy zaznaczyć, że produkt, który nie spełnia zasadniczych wymagań dla ochrony zdrowia i zapewnienia bezpieczeństwa nie może być wprowadzony do obrotu na terenie UE. Środki ochrony indywidualnej powinny być tak zaprojektowane i wykonane, aby użytkownik mógł wykonywać wszystkie czynności bez odczuwania dyskomfortu, mając zapewnioną ochronę na najwyższym poziomie, czyli takim, powyżej którego niedogodności związane z używaniem ochron uniemożliwiają normalne wykonywanie czynności. Dyskomfort wynikający z używania ŚOI (np. pocenie się) powinien być jak najmniejszy. Zastosowane rozwiązania konstrukcyjne i technologiczne nie powinny wpływać niekorzystnie na zdrowie i higienę użytkownika oraz na bezpieczeństwo innych osób. Środki ochrony powinny być wyposażone w odpowiednie systemy regulacji i mocowania umożliwiające optymalne dopasowanie do budowy ciała użytkownika oraz zapewniające łatwe i szybkie ich założenie, jak i zdjęcie. Do każdego ŚOI powinna być dołączona przez producenta instrukcja użytkowania, zawierająca bardzo starannie opracowane informacje dotyczące warunków używania, konserwacji i składowania produktu, okres trwałości oraz opis działania zaobserwowanego podczas testów technicz-

nych. Większość materiałów stosowanych do produkcji ŚOI, w zależności od warunków eksploatacji oraz z upływem czasu zmniejsza swoje właściwości mechaniczne, co powoduje zmniejszanie się ich właściwości ochronnych. Informacje o takich procesach producent powinien przekazać użytkownikowi. Starannie przygotowana instrukcja użytkowania ułatwia prawidłową eksploatację ŚOI. Producent musi opracować dokumentację techniczną, w której wykaże, że produkt jest zgodny z wymaganiami Dyrektywy. Powinien też przeprowadzić analizę wyników badań właściwości tego produktu. Zawartość dokumentacji zależy od kategorii ŚOI. Pozytywna samoocena w przypadku środków kategorii I, upoważnia producenta do oznaczenia produktu znakiem CE i sprzedaży. Natomiast pozytywna samoocena w przypadku środków kategorii II lub III, upoważnia go do rozpoczęcia procedury oceny zgodności, zgodnie ze schematem przedstawionym na rysunku 1.1.



Rys. 1.1. Schemat procedury certyfikacji (symbol CE_{0050} oznacza przykładowy numer jednostki notyfikowanej), wg [29], oraz znak CE (logo CE), wg Chris Down www.wikipedia.org/wiki/oznaczenie_CE

Kolejny etap procedury to ocena produktu przez jednostkę notyfikowaną (organizacja wskazana przez administrację rządową państwa do Komisji Europejskiej w celu realizacji zadań wynikających z Dyrektywy 89/686/EWG). W przypadku ŚOI kategorii III producent dodatkowo powinien wdrożyć oraz uzyskać odpowiedni certyfikat systemu kontroli jakości WE dla wyrobu końcowego lub systemu zapewnienia jakości produkcji poprzez monitorowanie według Dyrektywy 89/686/EWG. W przypadku oceny pozytywnej producent sam podejmuje decyzję o wypełnieniu deklaracji zgodności WE. W dokumencie tym zaświadcza, iż jego produkt jednoznacznie zidentyfikowany jest zgodny z zasadniczymi wymaganiami, co pozwala mu oznaczyć go znakiem CE. Dla ŚOI kategorii III należy podać też numer jednostki notyfikowanej, która oceniła typ wyrobu i wprowadzony system zarządzania.

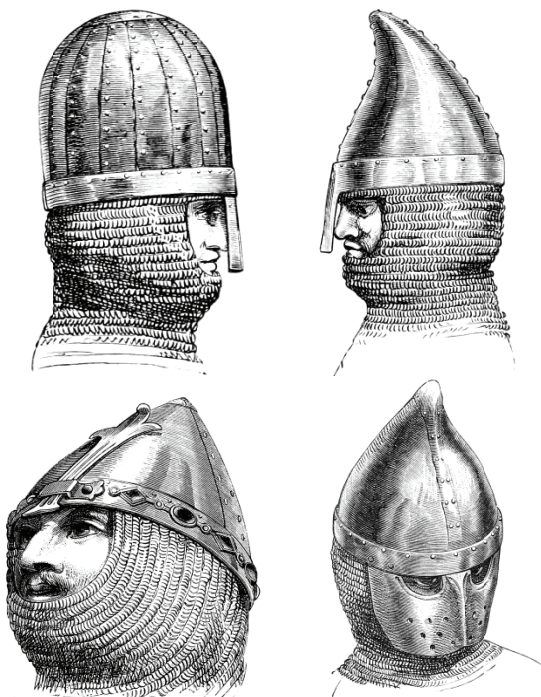
Środki ochrony głowy popularnie były, i w niektórych obszarach zastosowań dalej są, nazywane hełmami, zwłaszcza w literaturze obcojęzycznej. Hełmy noszą przede wszystkim żołnierze, ale też strażacy, górnicy lub motocykliści. W wieku XVIII hełmy używane przez kirasjerów oraz dragonów nazywano kaskami. Określenie to upowszechniło się w drugiej połowie XX wieku jako środki ochrony głowy, które mają pozamilitarne zastosowanie, np. w budownictwie, sporcie.

Praca niniejsza związana jest ze środkami ochrony głowy używanymi podczas uprawiania sportu. Ze względu na wzrost popularności sportów rowerowych główna uwaga zostanie zwrócona na kaski rowerowe, głównie do jazdy rekreacyjnej. Urazy głowy występują w około 3% wypadków, lecz zawsze stwarzają poważne niebezpieczeństwo dla zdrowia rowerzysty. Budowa kasków dostosowana jest do specyfiki najczęściej występujących urazów w danej dyscyplinie sportowej. W związku z tym możemy wyróżnić: kaski dla sportów powietrznych, kaski dla użytkowników pojazdów śniegowych i bobslejów, kaski dla użytkowników saneczek, kaski dla narciarzy zjazdowych i snowboardzistów, kaski dla alpinistów, kaski dla kajakarstwa i sportów wodnych, kaski dla sportów jeździeckich, kaski hokejowe i inne. Pomimo zbliżonej budowy wartości parametrów konstrukcyjnych gwarantujących bezpieczeństwo w tych dyscyplinach mogą być inne. Należy zwrócić też uwagę na pewne różnice pomiędzy kaskami dla dzieci oraz dla dorosłych. Pierwsze kaski rowerowe wzorowane były na hełmach wojskowych. Dlatego warto prześledzić ich ewolucję, aby lepiej zrozumieć przyczyny współczesnych zmian konstrukcyjnych kasków sportowych [100].

Hełm to nakrycie głowy, które było używane w celach ochronnych przez żołnierzy od czasów starożytnych. Zmiany w konstrukcji hełmów wynikały głównie z rozwoju broni, przed działaniem której należało ochronić głowę żołnierza oraz warunków, w których były używane. Hełmy korynckie, pokazane na rysunku 1.2, były wykonywane z jednego arkusza blachy z brązu, lecz nie posiadały zadowalających pod względem wytrzymałościowym, akustycznym właściwości użytkowych [35].



Rys. 1.2. *Helmy greckie z Koryntu z 5 wieku p.n.e. [The Greek Gold, <http://www.greekgold.com/items/485/504.jpg>, z dnia 01.09.15]*

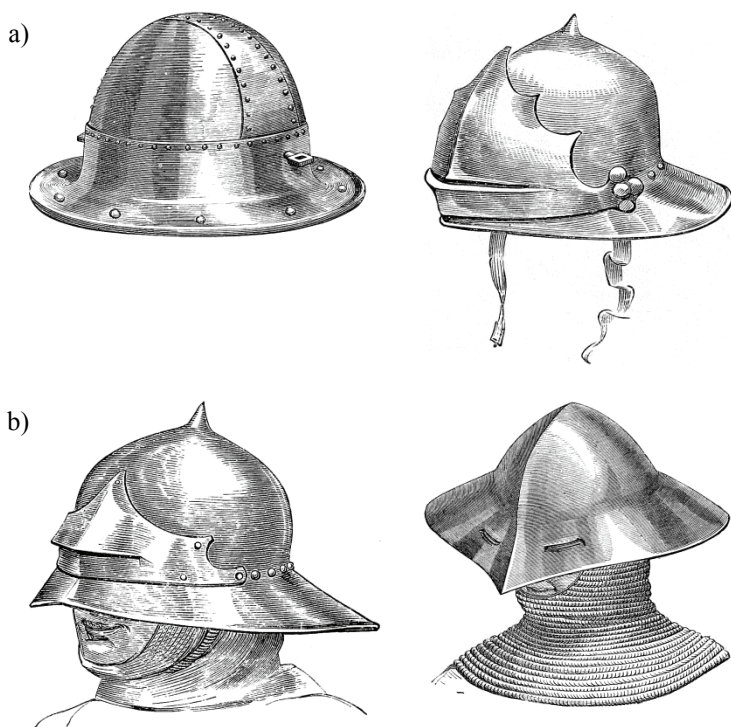


Rys. 1.3. *Szyszaki – schemat budowy [Viollet – le - Duc, Dictionnaire raisonné du mobilier français de l'époque carlovingienne à la Renaissance – illustration Tome 5]*

Helmy używane w okresie średniowiecza budowane były w kształcie dzwonu, jednolitego lub złożonego z kilku metalowych części [55]. W dolnej części dzwonu występowała czasami obręcz będąca dolną krawędzią hełmu do której mocowano drucianą osłonę, tzw. koleczy czepiec, chroniącą kark. Twarz osłaniała płytk

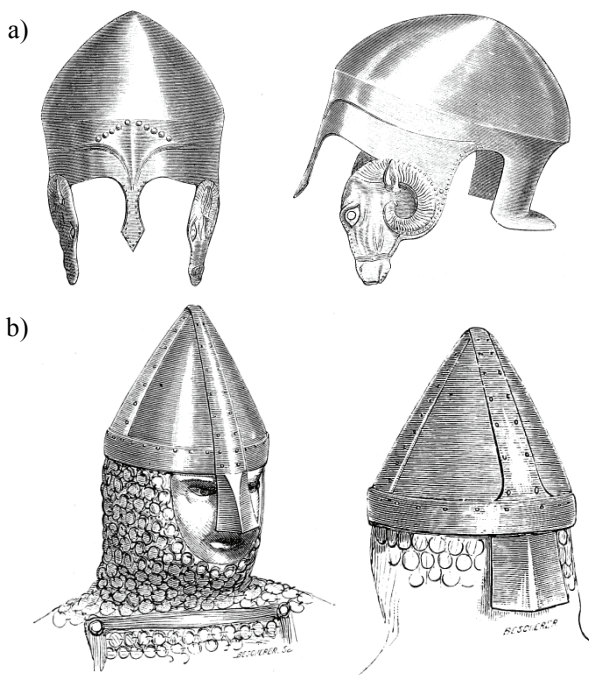
z przodu dzwonu lub ruchoma zasłona tzw. nosal. W górnej części dzwonu często mocowano tulejkę na pióropusz lub kitę. We wczesnym średniowieczu (X-XII wiek) „dzwon” hełmu tzw. szyszak, którego schemat pokazany jest na rysunku 1.3, zbliżony był kształtem do wypukłego stożka [83]. Wykonywany był z czterech blach stalowych, połączonych nitami, które w dolnej części przymocowywane były do obręczy. Hełmy te były bardzo efektowne, lecz nie miały dużych zalet ochronnych.

W XIV wieku upowszechnił się hełm, którego dzwon miał kształt zbliżony do półkuli lub spłaszczonego stożka, tzw. kapalin, którego schemat pokazany jest na rysunku 1.4. Wykonywany był z kilku kawałków stalowych blach, skutyk lub połączonych nitami. Posiadał on rondo przedłużone, lekko opuszczone i rozchylone na boki. W jego wnętrzu znajdowały się zaczepy mocujące czepiec koleczy i wykładzinę ochronną. Z biegiem lat stopniowo pogłębiano dzwon i powiększano rondo, które było niekiedy tak szerokie, że wymagało wycięcia szczeliny wzrokowej. Często rondo w części tylnej było dłuższe i tworzyło rodzaj nakarczka. Pod koniec średniowiecza hełmy te miały podbródek, a na dzwonie grzebień. Używane były w Europie do połowy XVII wieku.



Rys. 1.4. Helm typu kapalin: a) schemat budowy, b) sposób noszenia [Viollet – le - Duc, *Dictionnaire raisonné du mobilier français de l'époque carlovingienne à la Renaissance – illustration Tome 5*]

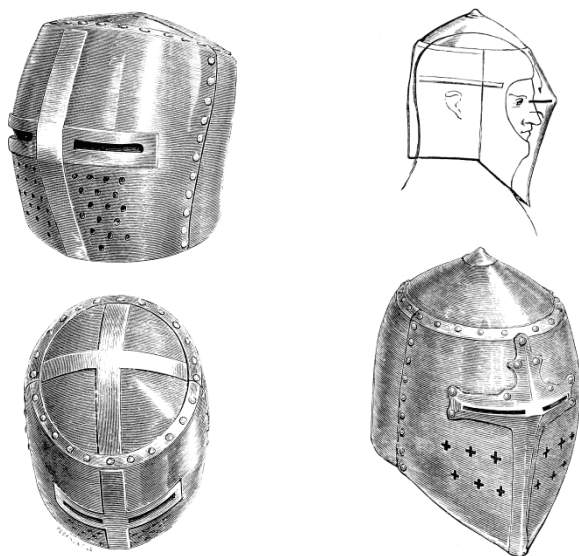
W okresie od XII do XVIII wieku używane były hełmy stożkowe, pokazane na rysunku 1.5. Dzwon o kształcie lekko wybrzuszzonego stożka, często wykuty był z jednego kawałka żelaza (wraz z nosalem). Na środku dzwonu znajdował się tzw. grań, a haczyk na końcu nosala służył do zaczepiania poły czepeca kolczego. W dolnej części dzwonu znajdują się drobne otworki świadczące o pierwotnym podkładzie ze skóry lub tkaniny.



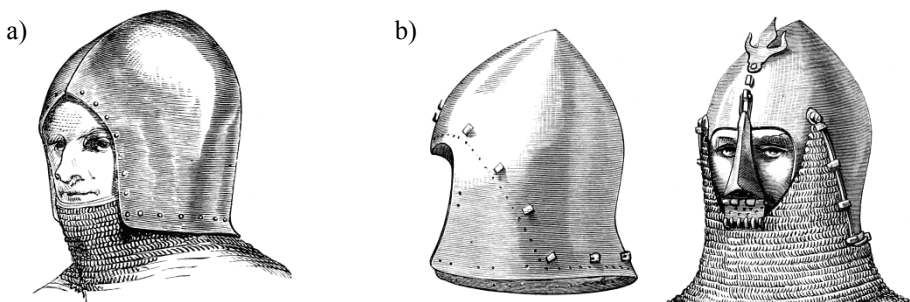
Rys. 1.5. a) hełm stożkowy z nosalem, b) żołnierz w hełmie obręczowym [Viollet – le - uc, *Dictionnaire raisonné du mobilier français de l'époque carlovingienne à la Renaissance – illustration Tome 5*]

W wieku XIII oprócz hełmów otwartych używane były również hełmy o spłaszczonym i wydłużonym dzwonie, który ochraniał policzki i kark, oraz hełmy z ochroną twarzy w postaci wyprofilowanej przestrzennie płyty z otworami wzrokowymi i wentylacyjnymi. W celu lepszej ochrony twarzy wytwórcy hełmów powiększali ową płytę, w wyniku czego powstał charakterystyczny dla tamtego czasu tzw. hełm garnczkowy, którego schemat pokazany jest na rysunku 1.6. Był on całkowicie zamknięty i chronił głowę oraz częściowo kark i szyję. Hełm garnczkowy w XIII wieku miał kształt cylindra z płaskim szczytem. Dzwon składał się z nitowanych blach wzmocnionych obręczami, a z przodu znajdowała się szczelina wzrokowa oraz otwory wentylacyjne. Na głowę nakładano najpierw czepek

z tkaniny lub kaptur kolczy, a następnie hełm. Hełm garnczkowy miał istotne wady: znaczny ciężar, ograniczał pole widzenia, utrudniał oddychanie oraz niedostatecznie chronił głowę, gdyż wytrzymałość dzwonu na uderzenia bronią osłabiała skomplikowana budowa złączy i płaski szczyt, po którym nie ześlizgiwały się uderzenia zadane przez przeciwnika.



Rys. 1.6. Hełmy garnczkowe [Viollet – le - Duc, *Dictionnaire raisonné du mobilier français de l'époque carlovingienne à la Renaissance* – illustration Tome 5]

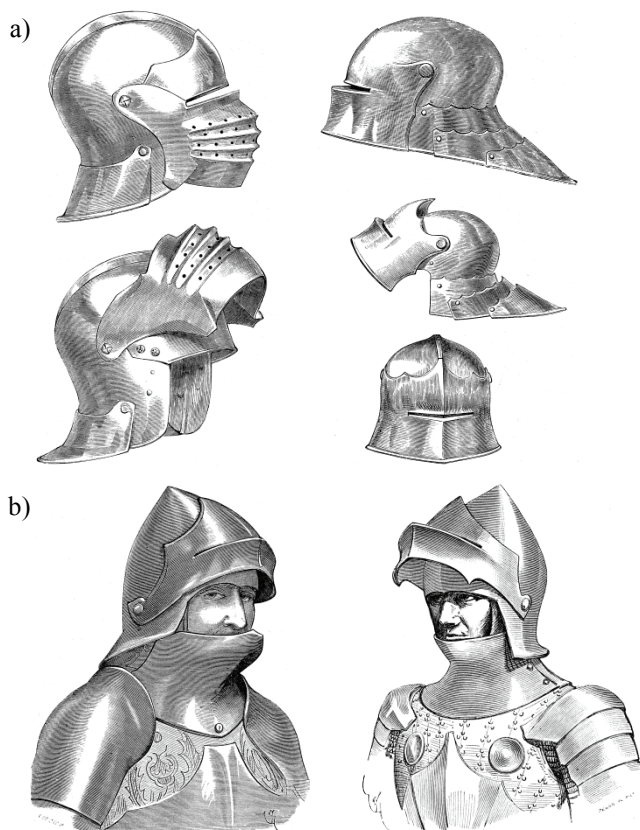


Rys. 1.7. Schemat budowy hełmu typu: a) łebka, b) bascinet [Viollet – le - Duc, *Dictionnaire raisonné du mobilier français de l'époque carlovingienne à la Renaissance* – illustration Tome 5]

Innym typem hełmu, który był powszechnie używany w okresie późnego średniowiecza, to tzw. łebka, której schemat pokazano na rysunku 1.7. Był to hełm otwarty, stożkowaty, noszony z czepcem kolczym. Łebka powstała w wyniku ewo-

lucji hełmu stożkowego, któremu przedłużono dzwon w części tylnej. Wykonywana była z jednej lub dwóch skutych blach, co zwiększało wytrzymałość na uderzenia. Była to konstrukcja lekka i dobrze chroniąca głowę.

Okolo połowy XIV wieku pojawił się w Europie hełm, zwany przyłbicą. Przyłbica to nazwa hełmu, który w części przedniej był wyposażony w ruchomą część tzw. zasłonę ochraniającą twarz. Zasłona ta nie była częścią dzwonu, ale łączyła się z nim za pomocą odpowiednich zaczepów. W miejsce nosa pojawiła się zasłona wypukła, nieprzylegająca do twarzy, ze szczeliną wzrokową i otworami wentylacyjnymi. Umocowywano ją na zawiasach z boku dzwonu, co pozwalało zasłonę podnieść lub odłączyć.



Rys. 1.8. Salady: a) schemat budowy, b) sposób noszenia [Viollet – le - Duc, *Dictionnaire raisonné du mobilier français de l'époque carlovingienne à la Renaissance* – illustration Tome 5]

Kolejnym hełmem często używanym w okresie późnego średniowiecza była tzw. salada (rys. 1.8), która prawdopodobnie powstała w wyniku ewolucji kapali-

na. Hełm miał wydłużoną tylną ścianę dzwonu osłaniającą kark, która przybrała postać nakarczka. Zasłona w saldach miała górną krawędź profilowaną, która była mocowana na zawiasach skroniowych. Była to funkcjonalna, prawie zamknięta ochrona głowy.

W wieku XVI, w Europie powstał hełm tzw. szturmak, który miał dzwon z wysokim grzebieniem i szerokim nakarczkiem oraz daszkiem. Jego policzki umieszczone na zawiasach mogły być odchylane na boki. W wieku XVII powstał hełm otwarty tzw. pappenheimer, z policzkami, nakarcznikiem i nosalem, który używany był przez kirasjerów. W wieku XVIII i XIX wraz z rozwojem broni palnej powstał hełm stalowy z mosiężnym grzebieniem, zdobiony kitą, tzw. kask. Używany był do pierwszej wojny światowej.

Powszechne zastosowanie w pierwszej wojnie światowej broni strzeleckiej, artylerii, różnego rodzaju granatów fragmentujących na duże ilości małych odłamków, spowodowało, że rany głowy żołnierzy stały się codziennością. Ze statystycznych danych angielskich wynika, że w 75% przypadków można było uniknąć ran śmiertelnych przez skuteczne zabezpieczenie głowy. W większości walczących państw rozpoczęto opracowywanie nowych konstrukcji i technologii masowej produkcji hełmów o dostatecznej odporności na przebicie przy minimalnym ich ciężarze. Czerepy hełmów po wytłoczeniu były poddawane obróbce termicznej i wykańczającej. Następnie montowano w nich wyposażenie wewnętrzne, którego głównym zadaniem była amortyzacja uderzeń oraz zapewnienie dobrej wentylacji. W 1915 roku został przyjęty na wyposażenie w armii francuskiej pierwszy nowoczesny, stalowy hełm tzw. Adrian. Hełm zbudowany był z czerepu, wykonanego z blachy o grubości około 0,7 mm, grzebienia oraz przedniego i tylnego daszka [55]. Daszki zgrzewano lub nitowano, po czym całość przymocowywano do czerepu przez zawalcowania, tworzące charakterystyczne zgrubienia o szerokości około 3 mm. Brzegi daszków zawijano do góry i zawalcowywano w celu nadania im sztywności i stępienia krawędzi. W szczycie czerepu znajdował się podłużny otwór wentylacyjny, przykryty grzebieniem. Grzebień miał dwa otwory wentylacyjne przy powierzchni czerepu. Wyposażeniem wewnętrznym była wkładka ze skóry, składająca się z sześciu płatów związanych w szczycie oraz potnik. Skórzany potnik oddzielał od czerepu hełmu gruby tekstylny pasek oraz cztery przekładki z profilowanej blachy aluminiowej. Podpinkę hełmu stanowił pasek ze skóry o szerokości 10 mm, z regulacją przesuwaną klamrą. Podpinka mocowana była do metalowych zaczepów, przylutowanych do czerepu. Masa hełmu wynosiła $607 \div 760$ g, w zależności od rozmiaru [55]. Innym hełmem, wprowadzonym na dużą skalę, był płaski hełm angielski wykonany ze stali manganowej, o kształcie wzorowanym na kapalinie (rys. 1.4) łuczników z XV wieku. Zastosowany został on po raz pierwszy również w 1915 roku. Hełm ten był jednoczęściowy, o bardzo płytłym czerepie,

otoczonym lekko pochylonym rondem (rys. 1.9). Obrzeża runda zabezpieczała zawalcowana nakładka. Elementem nośnym wyposażenia wewnętrznego był pas ze skóry, o szerokości 25 mm. Do pasa przyszyte były: jutowa tkanina, pasek z wojłoku oraz potnik ze sztucznej skóry. Pas jutowej tkaniny łączono z drobną siatką z grubych nici, ściąganą w szczycie sznurowadłem. W pasie nośnym znajdowały się przecięcia, w które wkładano tulejki gumowe, będące amortyzatorami i elementami dystansowymi, umożliwiającymi wentylację między czerepem a pasem nośnym. Podpinka skórzana o szerokości około 20 mm miała klamrę, służącą do regulowania jej długości.



Rys. 1.9. *Hełm angielski Brodiego, typu MK1 [The Loyal North Lancashire Regiment, <http://www.gwpda.org/photos/greatwar.htm>]*

Innym przykładem może być hełm niemiecki wykonany z blachy chromoniklowej o grubości około 1,1 mm, jednocześnieowy, z długim daszkiem i wyraźnie wyprofilowanymi nausznikami i nakarczkiem. Na czerepie hełmu, znajdowały się dwa bolce spełniające funkcje tulejek wentylacyjnych i umożliwiające równocześnie mocowanie dodatkowego, czołowego pancerza. Wyposażenie wewnętrzne składało się z trzech kawałków skóry, każda wycięta w dwa listki z dziurkami na sznurowadło oraz z przymocowanych do nich kieszeni płóciennych. Kieszenie po

wypełnieniu ściśliwymi materiałami (np. trawą morską) amortyzowały uderzenia i dopasowywały hełm do głowy. Wkładki ze skóry przyszyte były do skórzanego obręczy, przymocowanej do czerepu trzema rozginanymi nitami. Podpinka z przesuwaną klamrą mocowana była bezpośrednio do czerepu. W zależności od rozmiarów masa hełmu wahała się w granicach od 980 do 1400 g.

Hełmy, które skonstruowano w okresie między pierwszą a drugą wojną światową, różniły się nieznacznie od hełmów stosowanych wcześniej. Zabezpieczały głowę przed odłamaniami i pociskami karabinowymi, wystrzeliwanymi z odległości większej niż 500 m, które nie uderzały prostopadle do powierzchni czerepu. W nowych konstrukcjach zwracano szczególną uwagę na wyeliminowanie elementów powodujących koncentrację naprężeń, które znacznie osłabiają wytrzymałość hełmu. Odporność hełmów na przebicie zwiększano przez zastosowanie nowych gatunków stali stopowych (chromoniklowe, manganowe – 12%) i przez odpowiednie ukształtowanie czerepu, tzn. zminimalizowanie ilości powierzchni o małych krzywiznach oraz równoległych do osi głowy, preferując powierzchnie ukośne, ułatwiające rykoszetowanie pocisków. Hełmy ze stali chromoniklowej (domieszkowanej węglem, manganem, siarką, fosforem, około 4% niklu i 0,25% chromu) o grubości około 1 mm wytrzymywały uderzenia pocisków kalibru 6,5x54R, wystrzelonych z odległości 550÷600 m oraz pocisków 9 mm Parabellum przy prędkości uderzenia 345 m/s. Wyposażenie wewnętrzne składało się najczęściej z trzech, a czasem czterech płatów odpowiednio wyciętej skóry, z umieszczonymi od wewnątrz poduszkami, tak aby odległość między czerepem a głową na linii skroni wynosiła 20 mm i do 40 mm na ciemieniu. Niektóre kraje produkowały hełmy w kilku rozmiarach, inne zaś tylko w jednym rozmiarze, ale z kilkoma wielkościami wyposażenia wewnętrznego. Masa hełmów osiągała wówczas 1200÷1400 g. W Stanach Zjednoczonych pod koniec lat 30. XX wieku skonstruowano hełm z czerepem jednoczęściowym wykonanym z blachy manganowej o grubości około 1,2 mm. Wyposażenie wewnętrzne w tym hełmie stanowiła grubościenna powłoka kompozytowa z laminatu wzmocnianego włóknem szklanym. Był to nowy element konstrukcyjny, który stanowił nie tylko wyposażenie wewnętrzne, lecz służył także jako nakrycie głowy w służbie garnizonowej. Masa czerepu stalowego wynosiła 1000 g, zaś wewnętrznego hełmu około 350 g.

Pierwsze hełmy ze skorupami z tworzyw sztucznych wyprodukowano w USA w latach 40. XX wieku dla zawodników sportowych uprawiających futbol amerykański. Japończycy już w czasie drugiej wojny światowej wyprodukowali w niewielkich ilościach hełmy ze skorupami kompozytowymi. Po zakończeniu wojny prace nad hełmami z materiałów kompozytowych wzmocnianych włóknami podjęto w Wielkiej Brytanii i Stanach Zjednoczonych. Hełmy takie są odporne na pociśki uderzające z prędkością do 480 m/s, dają się lepiej kształtować i dopasowywać

do kształtu głowy. Ponadto wewnętrzna ścianka hełmu nie odpryskuje przy uderzeniu pocisku, nie powodując zranień, zdarzających się przy hełmach stalowych. Przyspieszenie prac nad zastosowaniem nowych tworzyw do produkcji hełmów nastąpiło w czasie trwania wojny w Wietnamie. W oparciu o włókna aramidowe ośrodki badawcze armii amerykańskiej opracowały nowy model hełmu, który otrzymał oznaczenie PASGT (rys. 1.10) [122].



Rys. 1.10. Hełm kompozytowy amerykański: a) PASGT, b) MICH (modular/integrated communications helmet TC-2000) [<http://www.specwargear.com/images/Helmet-PASGT-2.jpg>]

Hełmy te, opracowane w roku 1975, zostały rok później opatentowane i przyjęte w roku 1980 jako standardowe wyposażenie wojsk lądowych w Stanach Zjednoczonych. Hełm zapewnia ochronę balistyczną głowy, szyi, uszu przed odłamkami amunicji fragmentującej. Występuje w pięciu rozmiarach. Hełm ten jest przedstawicielem nowej generacji hełmów kompozytowych. Wykonany jest z 19 warstw włókien z Kevlaru®, który stanowi 82% masy i 18% żywicy. Odporność na przebicie takiej osłony zależy od jej struktury oraz liczby warstw składających się na grubość kompozytu. Im włókno jest cieńsze i bardziej zwarte oraz im większa jest

liczba warstw w tkaninie, tym większa jest odporność balistyczna przy określonej masie tkaniny. Hełm ten o masie całkowitej 1300÷1500 g, zależnie od rozmiarów, jest trochę tylko cięższy od dotychczas używanego stalowego hełmu amerykańskiego M1. Hełmy PASGT zostały na początku naszego wieku udoskonalone, co zapewniło użytkownikom wyższy komfort użytkowania, stabilność zamocowania na głowie i większe bezpieczeństwo. Nowsze wersje hełmów wykonane są z włókien z Kevlaru[®] KM2 i ważą około 10% mniej. Parametr V50 (określający, przy jakiej prędkości tzw. symulatora odłamka o masie 1,1 g występuje 50% przebić) dla hełmów wykonanych z tych włókien przyjmuje wartość 686 m/s. Obecnie dokonywane są próby z włóknem węglowym, a także prowadzone są bardzo obiecujące badania nad uzyskaniem tworzyw kompozytowych ze specjalnymi odmianami ceramiki. Wykonywane są badania jeszcze bardziej skomplikowanych połączeń, jak np. Kevlaru[®] z węglikiem boru, ceramiką i aluminium oraz konstrukcje wielowarstwowe, czyli pancerze na przemian z materiałami rozpraszającymi energię pocisku.

W przypadku hełmów wojskowych ważnym aspektem jest również ochrona przed działaniem fali uderzeniowej, spowodowanej detonacją różnych ładunków wybuchowych np. min. Obserwuje się także ciąglą troskę o podnoszenie walorów ogólnoużytkowych hełmów, związaną m.in. z wygodą ich noszenia oraz zapewnieniem właściwych warunków higienicznych.

Na podstawie przedstawionej ewolucji hełmów można stwierdzić, że ich rozwój polegał głównie zwiększaniu: odporności na przebicie, pochłanianiu energii uderzenia oraz zmniejszeniu uciążliwości używania. Aby osiągnąć te cele, opracowywane są nowe materiały o lepszych właściwościach lepkosprężystych oraz nowe konstrukcje hełmów i kasków.

Biomechanika uderowa głowy

Biomechanika uderowa jest nauką z obszaru mechaniki, analizującą zjawiska zachodzące w organizmach żywych, charakteryzujące się czasem działania od kilku do około kilkudziesięciu milisekund oraz dużymi wartościami amplitud. Metody badawcze w tej dziedzinie możemy podzielić na eksperymentalne i symulacyjne. Możliwości przeprowadzania badań eksperymentalnych na ludziach, ludzkich zwłokach lub zwierzętach, są ograniczone, przede wszystkim ze względów etycznych, ale również z powodu dużej niepewności otrzymywanych wyników, wynikającej ze zmienności osobniczej wartości parametrów biomechanicznych charakteryzujących organizm. Spowodowało to rozwój badań z wykorzystaniem modeli mechanicznych ciała człowieka tzw. manekinów antropomorficznych wykonywanych ze stali, aluminium, polimerów oraz pianek poliuretanowych. Konstruowane są manekiny kobiet i mężczyzn reprezentujące kwantyle: 5%, 50% lub 95% społeczeństwa. Przykładowo tzw. 5% manekin reprezentuje pod względem gabarytów grupę 5% społeczeństwa, a tzw. 50% manekin reprezentuje 50% społeczeństwa. Wytwarzane są też manekiny dzieci. Oprócz podobieństwa antropometrycznego manekin musi również, podobnie jak ciało człowieka, reagować na różne obciążenia. To ostatnie kryterium jest dosyć trudne i kosztowne do spełnienia. Manekiny antropomorficzne są stosowane w różnych wersjach, głównie w testach zderzeń czołowych pojazdów mechanicznych np.: Hybrid III, THOR (Test device for Human Occupant Restraint), THUMS (Total Human Model for Safety), CRABI lub w testach zderzeń bocznych, np. ES-2, BioSID, WorldSID wyposażonych w czujniki pomiarowe [16]. Konstruowane są też manekiny pieszego np. POLAR-2. Obecnie najczęściej stosowana jest rodzina manekinów Hybrid III, lecz najnowocześniejsza jest rodzina THOR-M. W każdej z tych rodzin oprócz modelu fizycznego występuje też model wirtualny, pozwalający przeprowadzać symulacje komputerowe. Manekiny wyposażone są w tory pomiarowe do rejestracji działających przyspieszeń, sił oraz przemieszczeń. Przykładowo manekin mężczyzny 50% THOR-M umożliwia pomiar przyspieszenia liniowego działającego na głowę w jej środku ciężkości oraz na powierzchni tylnej, bocznych i górnej, jak również prędkości i przyspieszeń kątowych wokół każdej osi układu współrzędnych, co pokazano na rysunku 4.20. Natomiast pomiar przemieszczeń klatki piersiowej możliwy jest w czterech punktach i trzech kierunkach. Wspecjalizowany manekin może

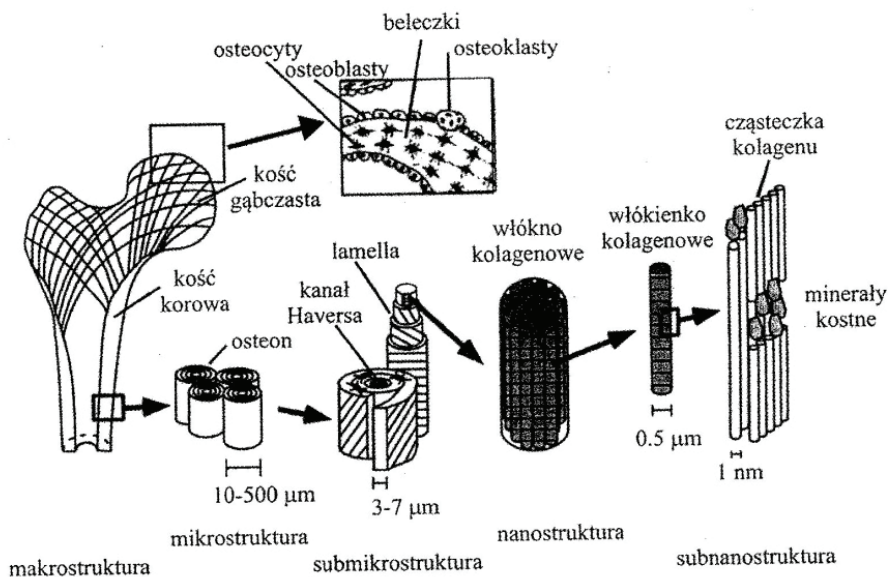
mieć zainstalowanych kilkadziesiąt czujników. Oprócz zgodności antropometrycznej, podobieństwa i powtarzalności reakcji mechanicznych na obciążenia, manekiny powinny cechować się niezawodnością i łatwością w obsłudze. Jest to poważny problem, ponieważ 50 % manekin kobiety jest wysoki na 152 cm i ma masę 50 kg, a mężczyzny odpowiednio: 175 cm i 77 kg. Po przeprowadzeniu pomiarów, wyniki należy przeskalować, co jest oddzielnym problemem merytorycznym, a następnie zinterpretować, tak aby były adekwatne do ludzi. Przed każdym eksperymentem tory pomiarowe manekina powinny być poddane kalibracji. Spełnienie powyższych wymagań powoduje, że koszt manekina antropomorficznego wynosi około 500 000 zł.

Wyniki badań przeprowadzonych z użyciem manekinów wskazują jedynie na niebezpieczeństwo analizowanych sytuacji dla człowieka o takiej samej sylwetce i znajdującego się w takiej samej pozycji jak manekin. W przypadku wystąpienia różnic (innej sylwetki, innej pozycji, innej masy itd.) nie mają one zastosowania, gdyż prawdopodobieństwo wystąpienia urazu i jego konsekwencje mogą ulec zmianie. Przyczyniło się to do opracowania modeli wirtualnych (symulacji komputerowych) metodą układów wieloczołowych (np. system MADYMO (MATHematical DYnamic MODEls)) [130] oraz elementów skończonych (HUMOS, np. pakiet LS-Dyna, Radioss, PamCrash) [3, 4]. Manekiny antropometryczne początkowo wykorzystywane były głównie do badania bezpieczeństwa środków transportu (głównie samochodów), lecz coraz częściej stosowane są do oceny jakości środków ochrony indywidualnej, np. hełmów i kasków [9]. Interesujące wyniki badań przeprowadzonych z udziałem ochotników uzyskano analizując przebieg zawodów sportowych np. futbolu amerykańskiego, które zawsze są rejestrowane kamerami cyfrowymi. W sytuacji gdy wystąpi uraz mechaniczny zawodnika, można jego przebieg dokładnie przeanalizować, przeprowadzić symulacje komputerowe, a ich wyniki porównać z medyczną diagnozą lekarzy [136]. W każdej metodzie badawczej (zwłaszcza symulacyjnej) występuje problem oceny wiarygodności uzyskiwanych wyników. Niezależnie od zastosowanego modelu podstawowym problem jest określenie właściwości mechanicznych tkanek, tworzących analizowaną część żywego organizmu, a te można wyznaczyć w badaniach eksperymentalnych, podczas których zawsze występuje niepewność pomiarów.

2.1. Modelowanie budowy mózgowiaszki oraz mózgu

Układ mięśniowo-szkieletowy człowieka zbudowany jest z około 206 kości o zróżnicowanej strukturze, stawów, więzadeł oraz mięśni szkieletowych. Jedną z podstawowych funkcji szkieletu jest ochrona wewnętrznych organów przed mechanicznymi urazami. Przykładowo kości czaszki chronią mózg, kręgosłup ochra-

nia rdzeń kręgowy, natomiast mostek i żebra, tworzące klatkę piersiową, chronią serce i płuca [120]. Kości zbudowane są z blaszek kostnych, które tworzą tzw. istotę zbitą (korową) oraz istotę gąbczastą (beleczkową). Elementy struktury kości, w różnej skali, pokazane są na rysunku 2.1 [120].



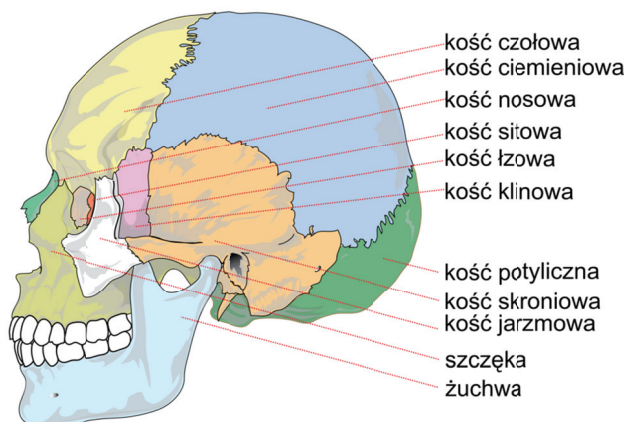
Rys. 2.1. Elementy struktury kości [120]

Trzy rodzaje komórek przedstawionych na rysunku 2.1, tj. osteoblasty, osteoklasty oraz osteocyty przekształcają się w sposób ciągły, co umożliwia organizmowi człowieka optymalne dostosowanie budowy kości do działających obciążeń mechanicznych oraz dostosowanie struktury kości do kierunków działania naprężeń głównych [39]. Kości mają budowę anizotropową, heterogeniczną oraz właściwości mechaniczne zależne od funkcji jaką spełniają (struktury geometrycznej), gęstości oraz wieku pacjenta. Gęstość kości zawiera się w przedziale od 0,14 do 1,90 g/cm³, moduł Younga wynosi około 20 GPa, stała Poissona około 0,22, a wytrzymałość na ściskanie około 170 MPa oraz rozciąganie około 120 MPa.

W zależności od przyjętych modeli teoretycznych budowę głowy człowieka można scharakteryzować poprzez masę oraz momenty bezwładności względem trzech osi układu kartezjańskiego o początku w jej środku ciężkości. Masa głowy dorosłego mężczyzny wynosi około 4,324 kg (odchylenie standardowe $\sigma = 0,395$ kg). Wartości momentów bezwładności i ich odchylenia standardowe wynoszą odpowiednio $I_1 = 207,32 \text{ kg}\cdot\text{cm}^2$ ($\sigma = 34,27 \text{ kg}\cdot\text{cm}^2$), $I_2 = 226,05 \text{ kg}\cdot\text{cm}^2$ ($\sigma = 32,63 \text{ kg}\cdot\text{cm}^2$), $I_3 = 149,68 \text{ kg}\cdot\text{cm}^2$ ($\sigma = 25,65 \text{ kg}\cdot\text{cm}^2$) [134]. Masa głowy

wynosi około 6% całkowitej masy ciała człowieka dorosłego i do 25% masy ciała dziecka, a środek ciężkości znajduje się w miejscu tzw. siodełka tureckiego kości klinowej [120].

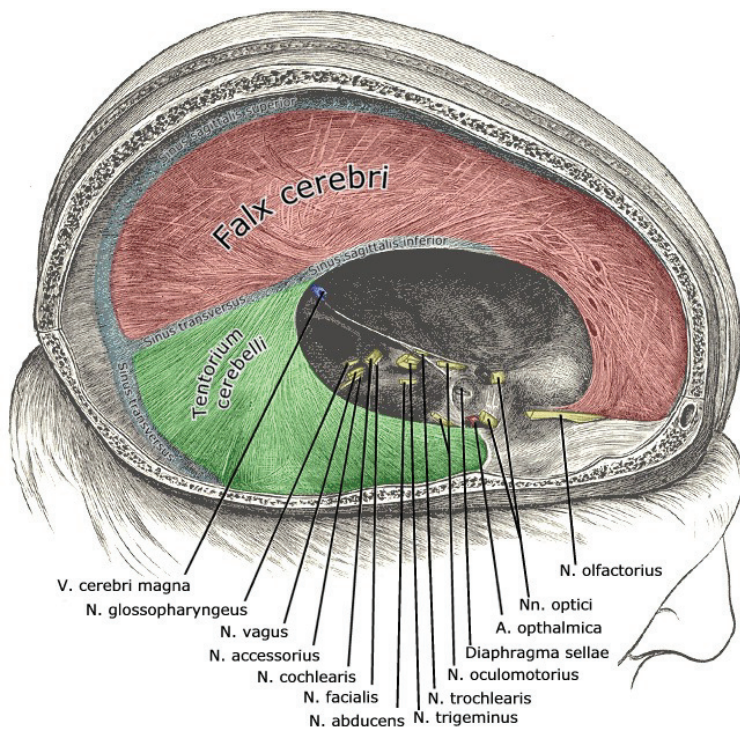
Obrażenia mechaniczne głowy człowieka, w zależności od miejsca wystąpienia urazu, możemy podzielić na dwie główne grupy: twarzoczaszki oraz mózgowoczaszki. Urazy twarzy są bardzo dotkliwe, ale rzadziej stwarzają zagrożenie dla życia (w pracy niniejszej nie będą analizowane) niż w przypadku urazów czaszki lub mózgu. Szkielet głowy tzw. czaszka zbudowany jest z dwóch podstawowych części, tj. twarzo- i mózgowoczaszki. Twarzoczaszka zbudowana jest rozwojowo z czternastu kości, które, z wyjątkiem żuchwy, połączone są ze sobą sztywnymi zrostami. Urazy kości twarzoczaszki mogą być przyczyną poważnych problemów zdrowotnych, ale rzadko stanowią zagrożenia dla życia, więc w pracy nie będą analizowane. Mózgowoczaszka chroni mózg. Obrażenia mózgu zawsze są niebezpieczne dla życia i dlatego ich przyczyny i sposoby zabezpieczeń będą analizowane w dalszej części pracy. Mózgowoczaszkę można podzielić na: część górną – sklepienie czaszki, część dolną – podstawę czaszki, oraz ścianę: przednią, tylną i dwie boczne. Składa się z ośmiu połączonych kości o zróżnicowanych krzywiznach, grubościach, właściwościach mechanicznych: czołowej, ciemieniowej (prawa i lewa), potylicznej, skroniowej (prawa i lewa), klinowej oraz sitowej. Kość czołowa zbudowana jest z łuski czołowej – wypukłej do przodu, części oczodołowej – położonej poziomo, części nosowej. Łuska czołowa ogranicza od przodu i góry jamę czaszki. Posiada dwie powierzchnie – zewnętrzną oraz wewnętrzną, jak również brzegi: ciemieniowy, klinowy, nadoczodołowy. Na powierzchni zewnętrznej łuski czołowej znajdują się guzy czołowe, poniżej których są łuki brwiowe. Pomiędzy łukami brwiowymi występuje gładkie wypuklenie tzw. gładzizna. Na powierzchni wewnętrznej, która jest wklęsła występuje bruzda zatoki strzałkowej górnej. Między zewnętrzną i wewnętrzną ścianą zatoki znajduje się przestrzeń zatoki czołowej, wypełnionej powietrzem, której objętość (średnio około $6\div 7\text{ cm}^3$) może być bardzo zróżnicowana. Kość ciemieniowa tworzy sklepienie oraz częściowo boczne ściany czaszki. Powierzchnia zewnętrzna tej kości jest wypukła. Kość potyliczną można podzielić na część podstawową, łuskę potyliczną oraz dwie części boczne. Część podstawna ma kształt płaskiego klina. W części tej znajduje się otwór potyliczny wielki, który łączy jamę mózgowoczaszki z kanałem kręgowym kręgosłupa. W obrębie kości skroniowej wyróżniamy część łuskową, sutkową, bębenkową, skalistą. Kości te (o grubości od 4 do 7 mm) połączone są w skomplikowany sposób, uniemożliwiający wzajemne przemieszczanie się (rys. 2.2). W podstawie czaszki występuje też pewna liczba otworów o zróżnicowanych funkcjach, kształtach i rozmiarach.



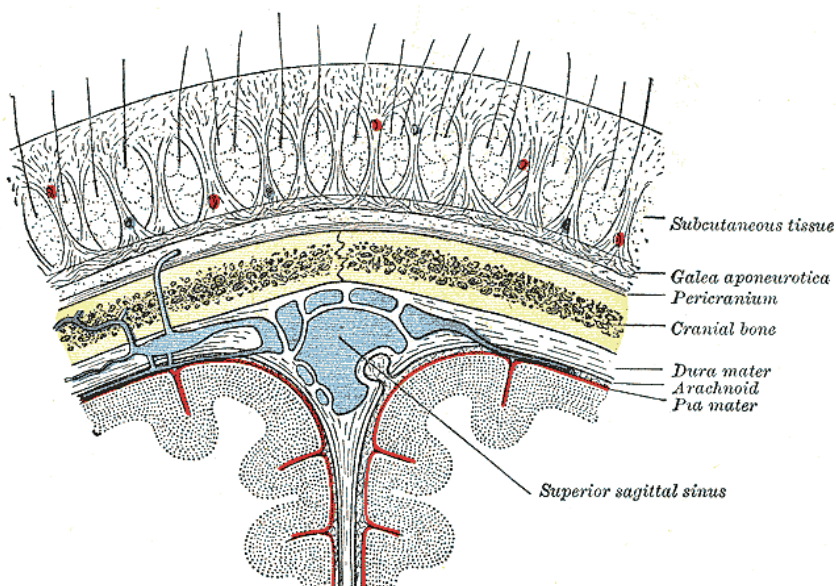
Rys. 2.2. Model budowy czaszki człowieka [Mariana Ruiz Villarreal, www.wikipedia.com]

Właściwości wytrzymałościowe sklepienia czaszki są zróżnicowane w zależności od miejsca badania. Analizując różnego typu obciążenia działające na głowę, stwierdzono, że jej odporność na uderzenia zmienia się w zależności od: parametrów mechanicznych i geometrycznych obiektu obciążającego, kierunku działania obciążenia oraz cech anatomicznych. Wartość tej odporności wynosi odpowiednio: dla kości twarzoczaszki około 1,45 kN, dla kości czołowej – od 4,2 do 6,2 kN, dla kości skroniowej – od 2 do 5,2 kN, dla kości ciemieniowej około 12,5 kN. Ruch głowy do przodu lub tyłu umożliwiają stawy, które łączą zarówno podstawę czaszki z pierwszym kręgiem szyjnym, jak i stawy łączące ze sobą siedem kręgów szyjnej części kręgosłupa. Na zewnętrznej powierzchni czaszki znajduje się warstwa tkanek o grubości od 5 do 7 mm. Są to: skóra – w części pokryta włosami, warstwa tkanki podskórnej, powięziowej i częściowo mięśniowej oraz warstwa okostnej. Skórę i pozostałe tkanki miękkie pokrywające sklepienie czaszki można modelować jako materiał o właściwościach lepkosprężystych. Jama czaszki oraz kanał kręgowy zabezpieczają mózgowie i rdzeń kręgowy. Ponadto mózgowie i rdzeń kręgowy otaczają trzy opony mózgowie. Opona twarda pokrywa wewnętrzną powierzchnię kości pokrywy czaszki. W przestrzeni pomiędzy oponą twardą a oponą miękką pokrywającą tkankę mózgową, znajduje się luźna opona pajęczna i warstwa płynu mózgowo-rdzeniowego, co pokazano na rysunku 2.3. Płyn ten amortyzuje częściowo mózg przed uderzeniami o kości czaszki, ale nie uniemożliwia wykonywania ruchów względem tej czaszki. Taka naturalna struktura wielowarstwowa zabezpiecza mózgowie, w pewnym stopniu, przed urazami mechanicznymi, jak i termicznymi [82]. Zdwojenie blaszek relatywnie sztywnej opony twardej częściowo przedziela obie półkule mózgu i oddziela przestrzeń przedniego i tylnego dołu czaszkowego.

a)



b)



Rys. 2.3. Wnętrze mózgowiaszki pokazujące zdwojenie opony twardej (sierp mózgu i namiot mózdzku): a) przekrój głowy, b) ilustracja opon mózgowych i przestrzeni podpajęczynówkowej [Gray H., *Anatomy of the Human Body*, www.wikipedia.com]

Ewolucyjnie ukształtowane zabezpieczenia nie są jednak wystarczające w przypadku dynamicznych urazów, np. występujących podczas wypadków drogowych, sportowych, rekreacyjnych lub w pracy. Anatomicznie mózgowie składa się z mózgu, mózdzku i pnia mózgu, w obrębie którego wyróżniamy: międzymózgowie, śródmózgowie oraz rdzeń przedłużony. W obrębie mózgowia znajdujemy sieć licznych naczyń krwionośnych. Każda tkanka ma własną strukturę i skomplikowany kształt geometryczny. Pod względem mechanicznym tkanki mózgu można modelować jako materiał o zróżnicowanych właściwościach lepkosprężystych. Przykładowo moduł ścinania można opisać, stosując następujące równanie

$$G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty})e^{-\beta t} \quad (2.1)$$

gdzie:

G_{∞} – moduł ścinania po czasie nieskończenie długim,

G_0 – moduł ścinania dla $t = 0$,

β – współczynnik zanikania,

t – czas.

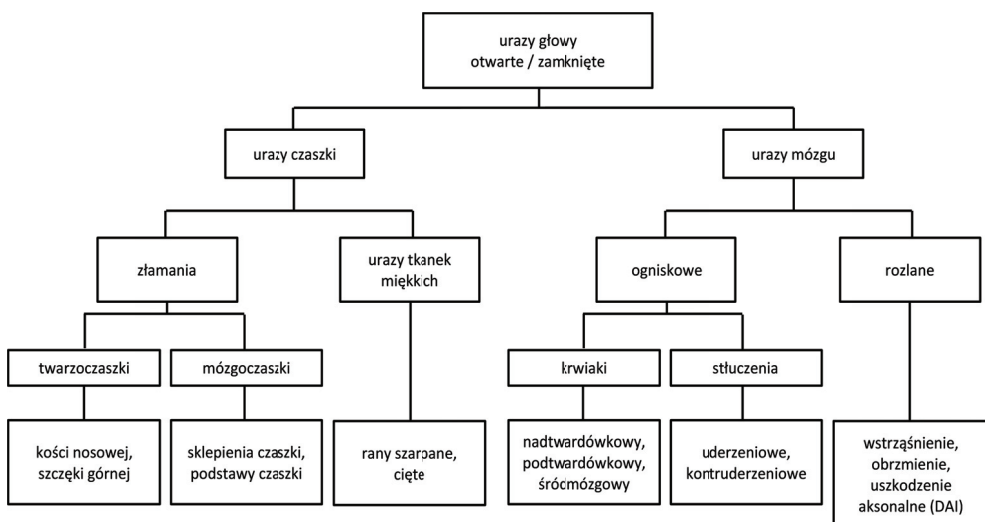
W pracy [51] zaproponowano następujące wartości parametrów dla mózgu: $G_{\infty} = 185$ Pa, $G_0 = 1036$ Pa, $\beta = 0,0165$ 1/s.

2.2. Mechanizmy urazów głowy

Urazy głowy są zawsze niebezpieczne i są najczęstszą przyczyną zgonów osób ulegających wypadkom. Dynamiczne oddziaływanie czynników zewnętrznych na czaszkę może spowodować rozchodzenie się zaburzeń (o różnych parametrach widma amplitudowo-częstotliwościowego, fal słabej lub silnej nieciągłości) będących przyczyną urazu czaszkowo-mózgowego, otwartego lub zamkniętego (rys. 2.4). Prawdopodobieństwo wystąpienia urazów zamkniętych jest znacznie większe niż otwartych.

Wstrząśnienie lub stłuczenie mózgu powoduje krótkotrwałą lub dłuższą utratę przytomności, zaburzenia oddechowe, drgawki, porażenia. Uderzenia będące przyczyną urazów dynamicznych, często powodują uszkodzenie naczyń krwionośnych mózgu, znajdujących się między tkanką mózgową a kośćmi czaszki. Zazwyczaj występuje też krwawienie śródmózgowe oraz podpajęczynówkowe. Nagromadzona w ten sposób w czaszce krew powoduje wzrost ciśnienia wewnątrzczaszkowego będącego przyczyną powstania ucisku na mózg (krwiał nad- i podtwardówkowy, śródmózgowy), co może powodować kolejną utratę przytomności oraz zaburzenie różnych czynności. Innym bezpośrednim następstwem może być obrzęk, wodniak lub rozerwanie mózgu. Złamanie kości podstawy czaszki objawia się również utra-

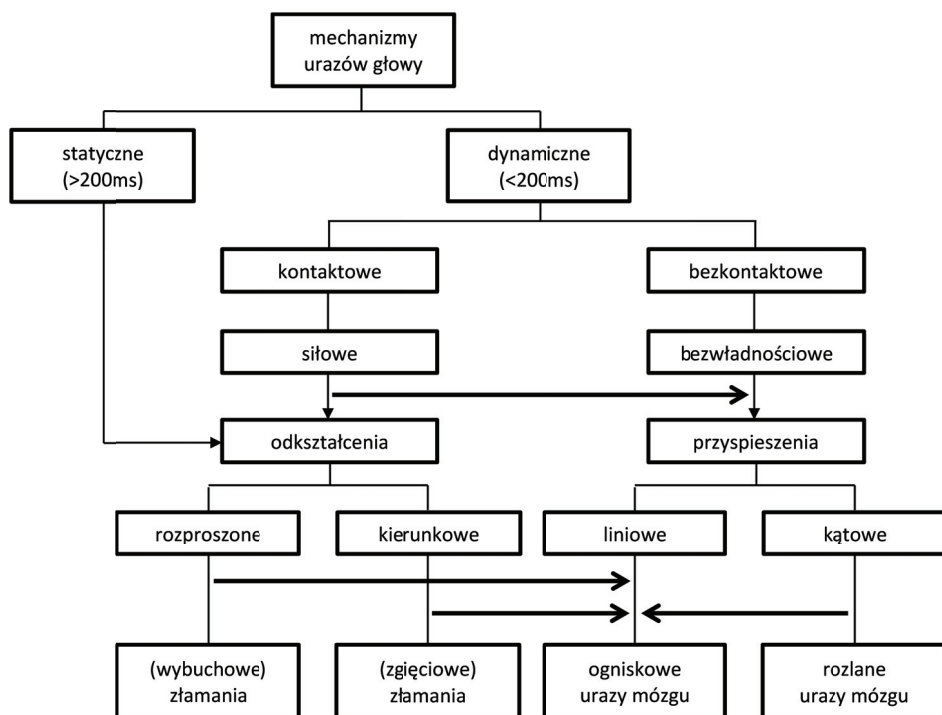
tą przytomności, zaburzeniami oddechowymi oraz płynotokiem z nosa i jamy ustnej. Może też wystąpić zakażenie wewnątrzczaszkowe. Otwarte urazy czaszkowo-mózgowe objawiają się raną pourazową głowy, utratą przytomności, ewentualnym krwawieniem, co grozi zakażeniem opon mózgowych i mózgu. Inne możliwe następstwa urazu czaszkowo-mózgowego to np. cerebirstenia lub encefalopatia pourazowa, tętniak pourazowy, padaczka pourazowa, wodogłowie normotensyjne (otępienie, nietrzymanie moczu, zaburzenia chodu). Następstwa te mogą wystąpić nawet po kilku latach od chwili urazu.



Rys. 2.4. Podział urazów głowy, wg [120]

Mechanizmy powstawania obrażeń głowy, ze względu na czas trwania przyczyny urazu (wartością graniczną jest 200 ms), można podzielić na statyczne oraz dynamiczne (rys. 2.5). W pracy będą analizowane ŚOI zabezpieczające użytkownika przed urazami dynamicznymi, które dzielą się na kontaktowe i bezkontaktowe. Urazy typu kontaktowego powstają najczęściej w wyniku zderzenia głowy z mniej lub bardziej twardym obcym ciałem. Następstwem tego zderzenia (oprócz możliwości złamania kości czaszki) jest wystąpienie przyspieszenia liniowego oraz obrotowego głowy. Należy jednak zaznaczyć, że rozwój techniczny środków zwiększających bezpieczeństwo bierne (np. pasy bezpieczeństwa, poduszki powietrzne, zderzaki w pojazdach mechanicznych, kaski, hełmy) przyczynił się do zmniejszenia ilości i ograniczenia następstw tego typu urazów. Coraz większym problemem społecznym stają się obecnie urazy głowy typu bezkontaktowego, spowodowane najczęściej gwałtownym ruchem (przemieszczeniem) tułowia powodującym przemieszczenie głowy i szyi. Niezależnie od przyczyny

urazu, typowym skutkiem jest wystąpienie ruchu obrotowego oraz liniowego głowy, charakteryzowanego przyśpieszeniem, prędkością oraz płaszczyzną lub kierunkiem działania, w następstwie czego dochodzi do urazu mózgu. Przyśpieszenie kątowe w płaszczyźnie strzałkowej o krótkim czasie trwania (około 5 ms) bardzo często jest przyczyną uszkodzenia naczyń krwionośnych w mózgu, co powoduje wystąpienie krwiaków ostrych. Natomiast przyśpieszenie kątowe, zwłaszcza w płaszczyźnie poprzecznej o dłuższym czasie trwania (około 10 ms), powoduje uszkodzenie nerwów – aksonalne uszkodzenie mózgu [21]. Przykładem może być tutaj zaburzenie uderzeniowe rozchodzące się w powietrzu w wyniku wybuchu ładunku prochowego.



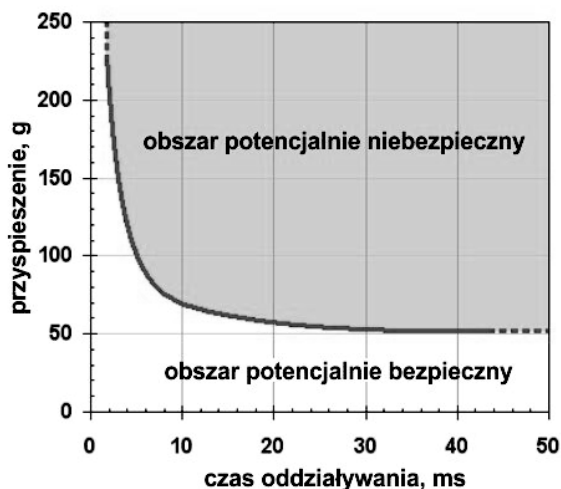
Rys. 2.5. Mechanizmy obrażeń głowy, wg [120]

Innym problemem, zwłaszcza dla osób uprawiających sport np. piłkę nożną, boks, slalom alpejski w narciarstwie, stają się często powtarzane urazy typu kontaktowego, nie powodujące natychmiastowego wystąpienia objawów urazu mózgu. Urazy tego typu przybierają obecnie rozmiary epidemii. W USA występują one u około 1,6÷3,8 miliona osób rocznie [12]. W wielu sytuacjach następstwa urazów typu kontaktowego i bezkontaktowego należy rozpatrywać łącznie, np. w wyniku wybuchu miny pod pojazdem.

2.3. Biomechaniczne kryteria urazów

Biomechaniczne kryteria urazów głowy stosowane w aktualnie obowiązujących normach [93, 95] wykorzystują przede wszystkim pomiary wartości przyspieszeń liniowych, sił lub przemieszczeń. Wykorzystywane są wartości chwilowe, np. ekstremalne lub uśrednione w określony sposób, przykładowo w pracy [48] zaproponowano kilkanaście modeli analizowanych mezurandów. Kryteria te tzw. podobieństwa przebiegu wypadku, pozwalają porównywać wpływ różnych ŚOI na ryzyko wystąpienia obrażeń. Zmienność osobnicza wartości parametrów biomechanicznych żywych organizmów powoduje, że wyniki badań eksperymentalnych, niezależnie od niepewności pomiarów, zawierają się zawsze w określonym przedziale. Pewną metodą walidacji zależności modelowych jest obliczenie, jaka część krzywych charakteryzujących te przebiegi zawiera się w przedziale wyników eksperymentalnych. Aby ułatwić przeprowadzanie badań mózgu, przyjęto żelatynę silikonową jako ośrodek zastępczy, np. Sylgard Dielectric Gel 527 A&B firmy Dow Corning [14].

Kryteria odporności głowy człowieka na urazy dynamiczne stosowane w obowiązujących normach oparte są na tzw. krzywej WSUTC (Wayne State University Tolerance Curve). Jej przebieg wskazuje na zależność tolerancji głowy na obciążenia dynamiczne – kontaktowe, powstające w wyniku zderzenia z innym ciałem, od czasu trwania i wartości przyspieszenia liniowego. Krzywa ta wyznacza granicę, pokazaną na rysunku 2.6, poniżej której głowa człowieka toleruje obciążenia dynamiczne, oraz powyżej której występuje duże prawdopodobieństwo jej urazu.



Rys. 2.6. Krzywa WSUTC – zależność granicy odporności głowy człowieka na wypadkowe przyspieszenie liniowe ($g = \frac{a}{9,81}$) będące następstwem bezpośredniego uderzenia z przodu, od czasu oddziaływania, wg [111]

Z przebiegu krzywej WSUTC wynika, że możliwość wystąpienia urazu głowy człowieka zależy nie tylko od wartości przyspieszenia, lecz również od czasu jego trwania. Aby uniknąć urazu głowy czas działania na nią przyspieszeń o dużej wartości powinien być krótki, natomiast o małej wartości może być dłuższy. Na podstawie wyników badań eksperymentalnych ustalono, że w przypadku impulsów obciążeń o czasie trwania dłuższym niż 20÷30 ms akceptowalna wartość graniczna przyspieszenia wynosi około 40 g. W przypadku gdy czas działania obciążenia jest krótszy od około 3 ms graniczne przyspieszenie może przyjmować wartości znacznie większe niż 80 g (np. dla czasu 2 ms przyspieszenie dopuszczalne wynosi 400 g). Poprawność wniosków wynikających z analizy krzywej WSUTC została potwierdzona w pracy [87], w której na podstawie badań przeprowadzonych na małpach wyznaczono tzw. krzywą JHTC (Japan Head Tolerance Curve).

Jeżeli czas działania obciążenia zostanie przedstawiony w skali logarytmicznej, to w przedziale od 2,5 ms do 50 ms krzywa WSUTC jest zbliżona do linii prostej o współczynniku kierunkowym – 2,5. Wartość bezwzględna tego współczynnika jest wykładnikiem w kryterium tzw. GSI (Gadd Severity Index) [41] urazu dynamicznego głowy, które jest opisane równaniem

$$GSI = \int_0^T a(t)^{2,5} dt \quad (2.2)$$

gdzie:

$a(t)$ – stosunek przyspieszenia liniowego działającego w kierunku osi czołowej na głowę do przyspieszenia ziemskiego (wyrażony w g),

T – czas trwania impulsu w ms.

Parametr GSI stosowany jest do certyfikacji hełmów, używanych w futbolu amerykańskim [131]. Graniczna wartość tego parametru wynosi 1000, a dopuszczalna wartość przyspieszenia działającego na głowę zawodnika – 300 g. Wprowadzenie obowiązku certyfikacji hełmów, których używają zawodnicy, przyczyniło się do znacznego zmniejszenia (o ponad 50%) ilości poważnych urazów głowy.

W roku 1972, w Stanach Zjednoczonych, w normie FMVSS 208 (Federal Motor Vehicle Safety Standards) [84] wprowadzono kryterium tolerancji obrażeń głowy, spowodowanych uderzeniami, nazwane Head Injury Criterion (ozn. HIC) i zdefiniowane następująco [84]

$$HIC = \max_{T_0 < t_1 < t_2 < T_E} \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2,5} (t_2 - t_1) \quad (2.3)$$

gdzie:

$a(t)$ – moduł przyspieszenia liniowego, wypadkowego (znormalizowany względem przyspieszenia ziemskiego) zmierzonego w środku masy głowy (wyrażony w g),

T_0, T_E – czas początku i końca pomiaru przyspieszenia spowodowanego uderzeniem,

t_1, t_2 – granice okna czasowego pozwalającego uzyskać maksymalną wartość HIC.

W kryterium HIC jako wartości graniczne przyjęto wartość przyspieszenia 80 g i czas trwania impulsu – 3 ms. Najczęściej stosowane znormalizowane wartości szerokości okna czasowego to 15 ms lub 36 ms. Aktualnie obowiązujące standardy dopuszczają wartość parametru HIC dla okna o szerokości 15 ms (ozn. HIC_{15} – wartości graniczne dla obrażeń kontaktowych): $HIC_{15} = 700$ – dla osób od 6 roku życia (dla dzieci młodszych do 1 roku $HIC_{15} < 390$, a do 3 roku $HIC_{15} < 570$) lub odpowiednio $HIC_{36} = 1000$ (wartości graniczne dla obrażeń bezkontaktowych). W sytuacji gdy wartość wskaźnika HIC nie jest większa można przyjąć, że ryzyko doznania poważnego urazu głowy jest mniejsze niż 10% [103]. Należy zaznaczyć, że wartości graniczne tych parametrów nie są powiązane z mechanizmami obrażeń.

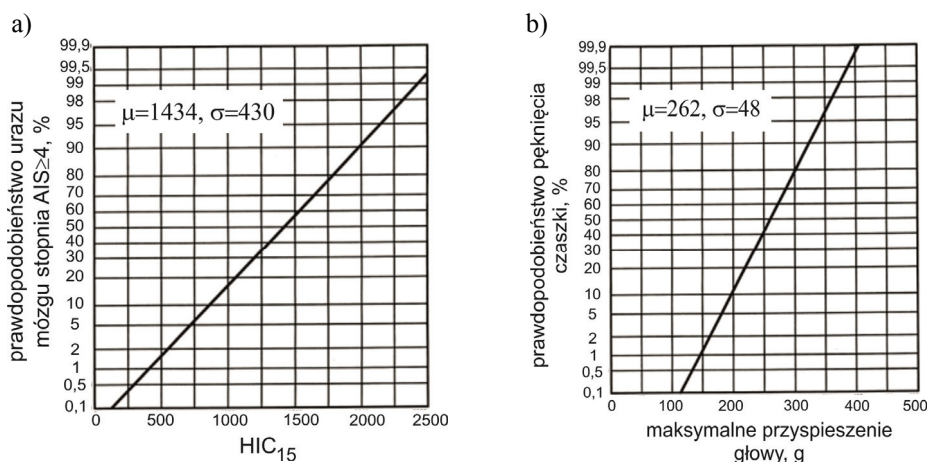
Tabela 2.1. Klasyfikacja urazów głowy według skali AIS

Nr AIS	Grupa AIS	Przykładowe obrażenia oraz skutki
0	Uraz nieznaczny	Brak zaburzeń świadomości oraz późniejszych konsekwencji
1	Uraz lekki	Uszkodzenie korowo-podkorowe mózgowia, zmęcenie świadomości, brak niepamięci pourazowej i wstecznej, rany na skórze, złamanie nosa
2	Uraz umiarkowany	Uszkodzenia jak w stopniu AIS 1, zmęcenie świadomości, niepamięć pourazowa wsteczna, pęknięcia kości
3	Uraz ciężki	Uszkodzenia jak w stopniu AIS 2 oraz w okolicy międzymózgowia, utrata świadomości do 6 godzin, możliwość powikłań, złamania kości
4	Uraz bardzo ciężki	Uszkodzenia jak w stopniu AIS 3, utrata przytomności do 24 godzin, złożone złamania, małe krwiaki
5	Uraz krytyczny	Uszkodzenia jak w stopniu AIS 4 oraz w okolicy śródmózgowia, utrata przytomności – ponad 24 godziny, duże krwiaki, rozlany obrzęk mózgu
6	Uraz śmiertelny	Bardzo ciężkie obrażenia mózgu oraz mózgoczaszki

Stosowanie kryteriów ilościowych przez lekarzy do opisu urazów w praktyce klinicznej, okazało się dosyć kłopotliwe, w efekcie czego środowisko medyczne

w 1971 roku zaproponowało zastosowanie w tym celu tzw. klasyfikacji anatomicznej według skróconej skali ciężkości obrażeń AIS (Abbreviated Injury Scale). Jest ona podstawą opisu obrażeń i stosowana jest również w celach porównawczych oraz statystycznych. Skala ta umożliwia określenie stopnia urazów w poszczególnych układach i narządach, tj. głowie i szyi, klatce piersiowej, jamie brzusznej, miednicy oraz kończynach. Wyróżniono sześć grup urazów (tab. 2.1): od AIS 0 – uraz nieznaczny, AIS 1 – lekkie, aż do AIS 6 – śmiertelne [107]. Należy zaznaczyć, że skala AIS nie jest liniowa oraz wskazuje jedynie na stopień urazów, a nie na ich niebezpieczeństwo dla życia pacjenta.

Znane są też inne podziały urazów, np. ICS (Injury Cost Scale); zostały one przedstawione w pracy [108]. Stosowanie dwóch różnych jakościowo kryteriów (HIC oraz AIS) do oceny niebezpieczeństwa urazów głowy, które wystąpiły u jednego pacjenta, spowodowało konieczność porównywania ich pomiędzy sobą. Obrażenia lekkie, umiarkowane i ciężkie według skali AIS zakwalifikowane odpowiednio do grupy pierwszej ($135 < \text{HIC} < 519$), drugiej ($520 < \text{HIC} < 899$) lub trzeciej ($900 < \text{HIC} < 1254$) bardzo rzadko są śmiertelne. Około 10% przypadków obrażeń bardzo ciężkich zaliczonych do grupy czwartej ($1255 < \text{HIC} < 1574$) skutkuje śmiercią. W grupie piątej jest to aż 50% przypadków obrażeń krytycznych ($1575 < \text{HIC} < 1859$). Obrażenia w grupie szóstej ($\text{HIC} > 1860$), według aktualnego stanu wiedzy, najczęściej kończą się śmiercią [125]. Należy zaznaczyć, że znajomość wartości parametru HIC nie określa jednoznacznie skutków anatomicznych doznanego urazu. Rozwiązanie tego problemu w pewnym stopniu zostało przedstawione w pracy [77], w której zaproponowano tzw. krzywą ryzyka dla urazów głowy sklasyfikowanych jako co najmniej czwartego stopnia w skali AIS (rys. 2.7).



Rys. 2.7. Prawdopodobieństwo pęknięcia czaszki przy uderzeniu czołowym dla obrażeń w skali AIS ≥ 4 : a) w zależności od wartości parametru HIC_{15} , b) w zależności od wartości maksymalnej przyspieszenia zmierzonego w środku ciężkości głowy [77]

W pracy [37] rozbudowano model Mertza/Prasada i zaproponowano równania, pozwalające określić prawdopodobieństwo wystąpienia urazu głowy w funkcji wartości parametru HIC_{15} dla pozostałych stopni skali AIS.

Zależność prawdopodobieństwa wystąpienia urazu głowy w funkcji wartości parametru HIC_{15} , dla wszystkich stopni skali AIS (rys. 2.8), opisują równania (2.4)÷(2.9) [37]

$$p(AIS \geq 1)_{HIC_{15}} = \frac{1}{1 + e^{1,54 + \frac{200}{HIC_{15}} - 0.0065 \cdot HIC_{15}}} \quad (2.4)$$

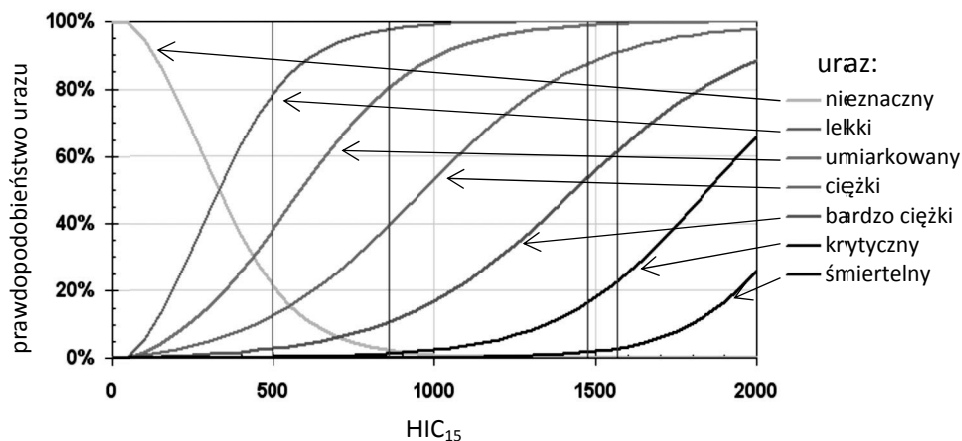
$$p(AIS \geq 2)_{HIC_{15}} = \frac{1}{1 + e^{2,49 + \frac{200}{HIC_{15}} - 0.00483 \cdot HIC_{15}}} \quad (2.5)$$

$$p(AIS \geq 3)_{HIC_{15}} = \frac{1}{1 + e^{3,39 + \frac{200}{HIC_{15}} - 0.00372 \cdot HIC_{15}}} \quad (2.6)$$

$$p(AIS \geq 4)_{HIC_{15}} = \frac{1}{1 + e^{4,9 + \frac{200}{HIC_{15}} - 0.00351 \cdot HIC_{15}}} \quad (2.7)$$

$$p(AIS \geq 5)_{HIC_{15}} = \frac{1}{1 + e^{7,82 + \frac{200}{HIC_{15}} - 0.00429 \cdot HIC_{15}}} \quad (2.8)$$

$$p(AIS \geq 6)_{HIC_{15}} = \frac{1}{1 + e^{12,24 + \frac{200}{HIC_{15}} - 0.00565 \cdot HIC_{15}}} \quad (2.9)$$



Rys. 2.8. Krzywe prawdopodobieństwa doznania urazu głowy w funkcji parametru HIC_{15} [111]

Analizując przebieg prawdopodobieństwa doznania urazu głowy, można określić z jakim prawdopodobieństwem wystąpi uraz zakwalifikowany do odpowiedniej grupy obrażeń w skali AIS, dla określonej wartości parametru HIC_{15} odpowiadającej zderzeniu głowy.

Rozważmy dla przykładu zdarzenie, gdy rowerzysta został potrącony przez samochód i doznał urazu głowy, dla którego wartość parametru HIC_{15} wynosi 500. Prawdopodobieństwo wystąpienia obrażeń należących do kategorii AIS 1 wynosi aż 79%, do kategorii AIS 2 – 34%, do kategorii AIS 3 – 13%, do kategorii AIS 4 – 4% oraz do kategorii AIS 5 lub AIS 6 jest bliskie 0%. Jednak prawdopodobieństwo, że w wyniku tego potrącenia nie wystąpią żadne obrażenia głowy wynosi 21% [111]. W pracach [45, 46] wykazano, że prawdopodobieństwo poniesienia śmierci po wystąpieniu urazu, dla którego parametr HIC przyjmuje wartość 1000 wynosi 8,5%, dla $HIC = 2000$ wynosi 31%, dla $HIC = 4000$ wynosi 65%.

W pracy [65] zaproponowano ocenę prawdopodobieństwa wystąpienia urazu określonego stopnia w skali AIS w zależności od wartości parametru HIC_{36} , w oparciu o rozkład logarytmiczno-normalny

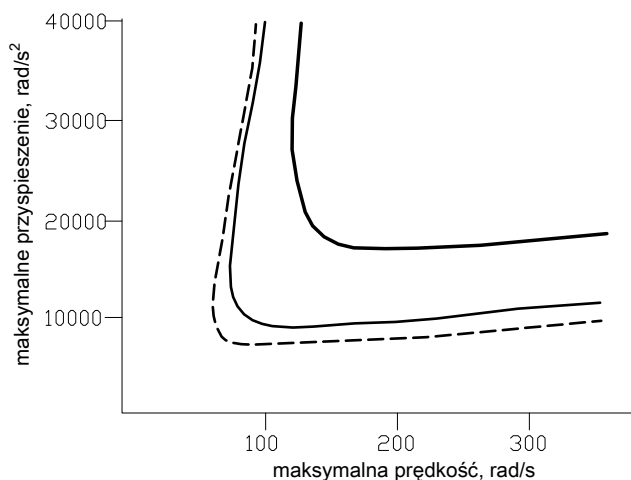
$$p(AIS \geq 3)_{HIC_{36}} = \Phi \left(\frac{\ln(HIC_{36}) - \mu}{\sigma} \right) \quad (2.10)$$

gdzie Φ jest dystrybucją rozkładu normalnego, a wartości parametrów μ oraz σ są następujące: dla $AIS \geq 2$ wynoszą $\mu = 6,96$ i $\sigma = 0,85$, dla $AIS \geq 3$ wynoszą $\mu = 7,45$ i $\sigma = 0,74$, dla $AIS \geq 4$ wynoszą $\mu = 7,66$ i $\sigma = 0,61$.

Analizując niebezpieczeństwo wystąpienia urazu dynamicznego głowy na podstawie powyższych modeli, należy pamiętać o przyjętych założeniach upraszczających. Mianowicie głowa manekina modelowana jest jako ciało sztywne, którego środek masy po zderzeniu z przeszkodą porusza się ruchem postępowym o zmiennym przyspieszeniu. Nie są uwzględniane rodzaj i miejsce obrażeń, ruch obrotowy, masa głowy, powierzchnia kontaktu głowy z ciałem uderzającym oraz jego sztywność, kierunek osi uderzenia. W definicji wskaźnika HIC występuje przyspieszenie liniowe głowy, natomiast pominięte zostały przyspieszenia kątowe, co jest jego pewnym ograniczeniem. Jednostki, w których wyrażana jest wartość tego parametru (zarówno GSI, jak i HIC) nie mają sensu fizycznego. Z tych powodów zaproponowane zostały inne kryteria urazów. Nie są one jednak uniwersalne.

Przyspieszenie oraz prędkość ruchu obrotowego głowy mogą być również przyczyną urazów dynamicznych mózgu (np. stłuczenia powierzchni mózgu i uszkodzenia naczyń krwionośnych pomiędzy mózgiem a oponą twardą, rozlanego aksonalnego urazu mózgu). Przekroczenie wartości 4500 rad/s^2 dla przyspieszenia lub 50 rad/s dla prędkości może być przyczyną poważnych urazów mózgu. W pracy

[75], na podstawie przeprowadzonych badań eksperymentalnych na zwierzętach, jako kryterium wystąpienia rozlanego aksonalnego urazu mózgu, zaproponowano wartości: 10000 rad/s² dla przyspieszenia i 100 rad/s dla prędkości kątowej. Wartości parametrów ruchu obrotowego punktów znajdujących się nad krzywymi, stanowią poważne niebezpieczeństwo dla mózgu. Stwierdzono też, że wartości tych parametrów zależą od masy mózgu. Każda krzywa na rysunku 2.9 uzyskana została dla innej wartości masy mózgu. Linia grubą zaznaczono dane dla mózgu dziecka o masie 500 g. Dla dorosłej osoby zaznaczono linią cienką dane dla mózgu o masie 1067 g, a linią przerywaną dla mózgu o masie 1400 g.



Rys. 2.9. Krzywe reprezentujące poziom niebezpieczeństwa wystąpienia rozlanego aksonalnego uszkodzenia mózgu, w zależności od wartości parametrów ruchu obrotowego [75]

W pracy [86] zaproponowano inne kryterium, tzw. $PI_{\max}$ lub inaczej – HIP (Head Impact Power), oparte na wartości mocy szczytowej, uwzględniające wpływ przyspieszeń kątowych oraz zmienność tolerancji głowy, w zależności od kierunku działania przyspieszenia liniowego, wyrażone w jednostkach mocy

$$PI_{\max} = C_1 a_x \int a_x dt + C_2 a_y \int a_y dt + C_3 a_z \int a_z dt + C_4 \varepsilon_x \int \varepsilon_x dt + C_5 \varepsilon_y \int \varepsilon_y dt + C_6 \varepsilon_z \int \varepsilon_z dt \quad (2.11)$$

gdzie:

C_i ($i = 1, \dots, 6$) – współczynniki zależne od masy i momentów bezwładności głowy oraz tolerancji głowy na przyspieszenie działające w kierunku osi x, y, z ;

a_x, a_y, a_z – przyspieszenie liniowe w kierunku osi układu kartezjańskiego (odpowiednio x, y, z) umieszczonego w środku masy głowy, w m/s^2 ,

$\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z$ – przyspieszenie kątowe względem osi układu kartezjańskiego (odpowiednio x, y, z) umieszczonego w środku masy głowy, w rad/s^2 .

Przyspieszenia należy mierzyć w środku masy głowy manekina. Stosując kryterium (2.11) przykładowo do manekina Hybrid III 50% (sylwetka mężczyzny) współczynniki przyjmują następujące wartości: $C_1 = C_2 = C_3 = 4,5$ kg, a $C_4 = 0,016$ kgm^2 , $C_5 = 0,024$ kgm^2 , $C_6 = 0,022$ kgm^2 .

Modele (2.1)÷(2.3) zbudowane zostały w oparciu o wyniki badań eksperymentalnych i nie uwzględniają całkowitej masy ciała osoby ulegającej obrażeniom, kierunku uderzenia oraz wielu innych czynników, powodujących wystąpienie urazu mózgu, co jest ich słabością. W pracy [16] przeprowadzono badania eksperymentalne zderzeń uwzględniające masę ciała, z manekinem Hybrid III z założonym hełmem motocyklowym i wykazano istnienie liniowego związku pomiędzy wartością przyspieszenia liniowego a wartością przyspieszenia kąтового głowy.

Modelem, w którym wykorzystuje się zarówno pomiary przyspieszeń liniowych, jak i kątowych głowy (wartości maksymalne), jest tzw. model GAMBIT [108]

$$GAMBIT = \left[\left(\frac{a(t)}{a_{kr}} \right)^n + \left(\frac{\varepsilon(t)}{\varepsilon_{kr}} \right)^m \right]^{\frac{1}{k}} \quad (2.12)$$

gdzie:

$a(t), \varepsilon(t)$ – eksperymentalnie zmierzone wartości przyspieszenia liniowego lub kąтового,

a_{kr} i ε_{kr} – przyjęte wartości krytyczne przyspieszenia liniowego lub kąтового,

n, m, k – stałe.

Dla eksperymentalnie zmierzonych maksymalnych wartości przyspieszenia liniowego lub kąтового oraz przyjętych wartości krytycznych przyspieszenia liniowego lub kąтового odpowiednio $a_{kr} = 250$ g i $\varepsilon_{kr} = 10$ $krad/s^2$ wartości stałych n, m, k są równe 2 [85]. Zakładając, że przyspieszenie liniowe oraz kątowe w równym stopniu przyczyniają się do niebezpieczeństwa wystąpienia urazu mózgowczaszki równanie (2.12) można uprościć do postaci

$$GAMBIT = \frac{a_m}{250} + \frac{\varepsilon_m}{10} \quad (2.13)$$

gdzie:

a_m – średnia wartość przyspieszenia liniowego,

ε_m – średnia wartość przyspieszenia kąтового.

Przy tych założeniach dla wartości parametru GAMBIT równej 1 występuje 50% prawdopodobieństwa poważnego urazu mózgowość. W modelu tym nie jest uwzględniany czas oddziaływania przyspieszeń, a jego walidacja stwarza pewne problemy.

W modelu BRIC wykorzystywane są prędkość i przyspieszenie ruchu obrotowego głowy w następujący sposób [117]

$$\text{BRIC} = \frac{\omega_{\max}}{\omega_{\text{kr}}} + \frac{\varepsilon_{\max}}{\varepsilon_{\text{kr}}} \quad (2.14)$$

gdzie:

$\omega_{\max}$ – eksperymentalnie zmierzona wartość maksymalna prędkości kątowej,

ω_{kr} – przyjęta wartość krytyczna (np. 140 rad/s) prędkości kątowej.

Jedną ze słabości modelu BRIC jest duży wpływ rodzaju manekina zastosowanego w badaniach na uzyskiwane wartości tego parametru. Przyspieszenie ruchu obrotowego głowy wykorzystywane jest w modelu RIC w podobny sposób jak w kryterium HIC [56]

$$\text{RIC} = \max_{t_0 < t_1 < t_2 < T_E} \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} \varepsilon(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \quad (2.15)$$

Każdy z powyższych modeli kinematycznych pozwala globalnie (w skali makro) ocenić, z różnym prawdopodobieństwem, niebezpieczeństwo wystąpienia urazu mózgowość oraz mózgu na podstawie zmierzonych wartości przyspieszenia oraz prędkości głowy. Adekwatność stosowania tych modeli zależy od warunków wystąpienia zdarzenia powodującego uraz głowy.

W literaturze występują również analityczne kryteria urazów głowy lecz obecnie są rzadziej już stosowane. W pracy [114] zaproponowano model głowy lepkosprężysty o jednym stopniu swobody tzw. Vienna Institute Index opisany równaniem

$$x(t) + 2\beta\omega\dot{x}(t) + \omega^2x(t) = \ddot{y}(t) \quad (2.16)$$

gdzie:

$x(t)$ – względne przemieszczenie mózgu względem mózgowość,

ω – częstotliwość drgań własnych, $\omega = 635 \text{ rad/s}$,

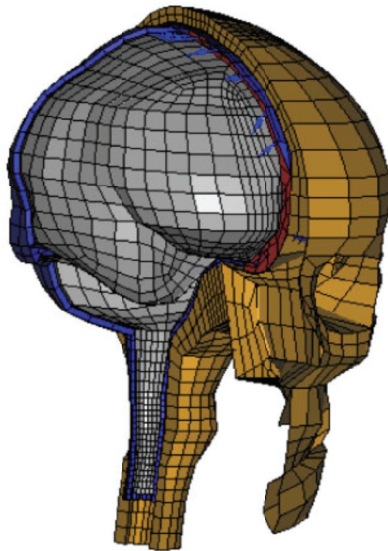
β – współczynnik lepkości o wartości 1,

$\ddot{y}(t)$ – zmierzone przyspieszenie głowy.

Wartość przemieszczenia wyznaczona na podstawie powyższego modelu jest porównywana z wartością dopuszczalną, wyznaczoną na podstawie analizy krzy-

wej WSUTC, która wynosi 2,35 mm, i nie powinna jej przekraczać. Kryterium Vienna Institute Index zostało zmodyfikowane przez Brinna (tzw. Effective Displacement Index) [13] oraz Fana (tzw. Revised Brain Model). Modyfikacja polegała głównie na zmianie wartości parametrów modelu, tj. częstotliwości oraz współczynnika lepkości mózgu, co pozwalało na lepsze dopasowanie do krzywej WSUTC. W pracy [116] jako model głowy zaproponowano dwie masy, o różnych wartościach, połączone równolegle sprężyną i tłumikiem oraz drugim tłumikiem. W modelu tym kryterium urazu czaszki jest energia odkształcenia sprężyny (połączonej szeregowo z tłumikiem), natomiast o możliwości urazu mózgu decyduje wartość energii rozproszonej przez drugi tłumik.

Słabością modeli kinematycznych jest brak możliwości wskazania przyczyn fizjologicznych (w skali mikro) odpowiedzialnych za wystąpienie urazu mózgu. Kolejnym krokiem w kierunku poszukiwania doskonalszych rozwiązań jest rozwój modeli numerycznych 3D (np. metoda elementu skończonego – przykładowa siatka podziałowa pokazana jest na rysunku 2.10), pozwalających na podstawie symulacji komputerowych lokalnego stanu naprężeń i odkształceń w mózgowcaszce oraz mózgu z większym prawdopodobieństwem ocenić niebezpieczeństwo, rodzaj oraz miejsce wystąpienia urazu [3].



Rys. 2.10. Siatka podziałowa w modelu numerycznym głowy [59]

Modele numeryczne, w dobrze udokumentowanych przypadkach urazów głowy, umożliwiają przeprowadzenie symulacji komputerowych obciążeń (naprężeń i odkształceń), występujących w tkankach mózgu i porównania ich z rzeczywisty-

mi obrażeniami opisanymi w raportach lekarskich. Rozwój i zastosowanie tego typu modeli pozwoliły na wprowadzenie nowych kryteriów urazów głowy. W jednym z pierwszych modeli numerycznych głowy [112] analizowano deformacje i pęknięcia czaszki, natomiast mózg przyjmowano jako materiał jednorodny, prawie nieściśliwy. W innym modelu numerycznym głowy [127] przyjęto, że czaszka zachowuje się jak sztywna powłoka i analizowano złożone efekty wpływu uderzenia i przyspieszenia na sam mózg (materiał sprężysty). W roku 1993 grupa naukowców z Wayne State University w USA zaproponowała model numeryczny głowy tzw. 50% mężczyzny, który uwzględniał obecność wielu tkanek o zróżnicowanych właściwościach mechanicznych. Model ten pozwalał na wyznaczenie miejsc wystąpienia aksonalnego uszkodzenia mózgu [104]. Walidację modeli przeprowadzano przede wszystkim poprzez porównanie obliczonych i zmierzonych ciśnień wewnątrzczaszkowych. Wykazano jednak, że pomimo zgodności ciśnień nie zawsze uzyskiwano zgodność odkształceń [59]. W pracy [58] pokazano możliwość wykorzystania odkształceń ścinających oraz pochodnej odkształcenia względem czasu, wyznaczonych z zaproponowanego modelu numerycznego głowy, jako kryterium miejsca wystąpienia i stopnia niebezpieczeństwa rozlanego aksonalnego urazu mózgu. W pracy [118] zaproponowano model numeryczny głowy o prostej geometrii, w którym czaszkę modelowano jako sztywną powłokę. Jako kryterium urazów neurologicznych mózgu zaproponowano wykorzystanie kryteriów CSDM (Cumulative Strain Damage Measure) oraz MPS (Maximum Principal Strain) – odkształcenie główne o maksymalnej wartości. Parametr CSDM określa jaką część objętości mózgu zajmują komórki, w których wystąpiły odkształcenia, główne przekraczające dopuszczalną graniczną wartość (np. 0,20). W pracy [56] wartość odkształceń głównych wynosząca 0,15, została wybrana jako kryterium wystąpienia aksonalnego urazu mózgu, ponieważ uzyskano dla niej najlepszą korelację z wynikami badań na zwierzętach. Obliczona numerycznie objętość komórek uszkodzonych dla takiej wartości odkształceń wynosiła około 17%.

W pracy [74] porównywano kryteria globalne oraz lokalne urazów głowy dla pieszych, motocyklistów oraz zawodników uprawiających futbol amerykański. Motocykliści i sportowcy w chwili wypadku nosili hełmy na głowie. Urazy lokalne oceniano, stosując trzy rodzaje parametrów zaproponowanych w modelu numerycznym głowy opisywanym w pracy [121]. Są to: energia odkształcenia czaszki, energia odkształcenia elementów modelujących wewnętrzne warstwy pomiędzy czaszką a mózgiem i naprężenia zredukowane Hubera-Missesasa. Wartość maksymalną naprężeń zredukowanych (zależnie od grupy AIS – od 18 do 38 kPa) w elemencie mózgu o objętości około 3 cm^3 przyjęto jako kryterium wystąpienia urazów neurologicznych. Wartość maksymalną energii odkształcenia warstw pomiędzy czaszką a mózgiem przyjęto jako kryterium wystąpienia krwiaków podtwardów-

kowych (5,4 J). Wartość maksymalną energii odkształcenia czaszki (2,2 J) przyjęto jako kryterium wystąpienia pęknięcia czaszki [10]. Zastosowanie metody rezonansu magnetycznego do badania struktury anatomicznej głowy pozwoliło stworzyć, w sposób automatyczny, siatkę podziałową w modelu MES zróżnicowaną dla każdego pacjenta. Uwzględnienie cech osobniczych tkanek mózgowo-czaszki oraz ich nieliniowych własności sprężystych, przyczyniło się do powstania modeli znacznie precyzyjniej, analizujących fizjologię doznanego urazu [44], [132]. W pracy [126] zaproponowano wartości parametrów tkanek głowy, które przedstawiono w tabeli 2.2. Podane wartości tych parametrów należy traktować jako przybliżone. Należy podkreślić, że walidacja modeli numerycznych głowy jest utrudniona, ponieważ kryteria uszkodzenia tkanek biologicznych o złożonej budowie nie zostały znormalizowane [133].

Tabela 2.2. Właściwości mechaniczne tkanek głowy [126]

Rodzaj tkanki	Gęstość, kg/m ³	Moduł Younga, MPa	Stała Poissona
kość korowa	2000	15000	0,22
kość gąbczasta	1300	1000	0,24
opona twarda	1140	31,5	0,45
skóra	1130	16,7	0,42
mózdzek	1140	31,5	0,45
opona miękka	1130	11,5	0,45
płyn mózgowo-rdzeniowy	1000	0,15	0,499989
żuchwa	2500	5000	0,23
mózg	1040	0,123	0,499991

W pracy [119] zaproponowano nowy kinematyczny model urazów neurologicznych mózgu, uwzględniający tylko prędkość kątową

$$\text{BrIC} = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xKr}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{yKr}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zKr}}\right)^2} \quad (2.17)$$

gdzie:

$\omega_x, \omega_y, \omega_z$ – maksymalne wartości prędkości kątowej,

$\omega_{xKr}, \omega_{yKr}, \omega_{zKr}$ – krytyczne wartości prędkości kątowej odpowiednio wokół osi x, y, z .

Na podstawie analizy statystycznej stwierdzono, że występuje dobra korelacja między kinematycznym parametrem BrIC a fizycznymi parametrami CSDM oraz MPS wyznaczonymi z modelu MES głowy. Pomiędzy parametrami CSDM oraz MPS a prędkością kątową występuje zależność zbliżona do liniowej.

Wprowadzone zostały też kryteria dla innych części ciała np. dotyczące dopuszczalnych obciążeń dla szyi (FNIC – Neck Injury Criteria, Nij – Biomechanical Neck Injury Predictor) oraz ugięcia i prędkości odkształceń klatki piersiowej [62]. Kryterium dla klatki piersiowej (VC – Viscous Injury Response), tzw. wiskotyczne, stosowane jest zarówno przy ocenie wypadków samochodowych gdy występuje bezpośrednie uderzenie kierowcy o kierownicę, jak również w przypadku gdy pocisk trafia w kamizelkę kuloodporną chroniącą klatkę piersiową. W pracy niniejszej przypadki te nie będą jednak analizowane.

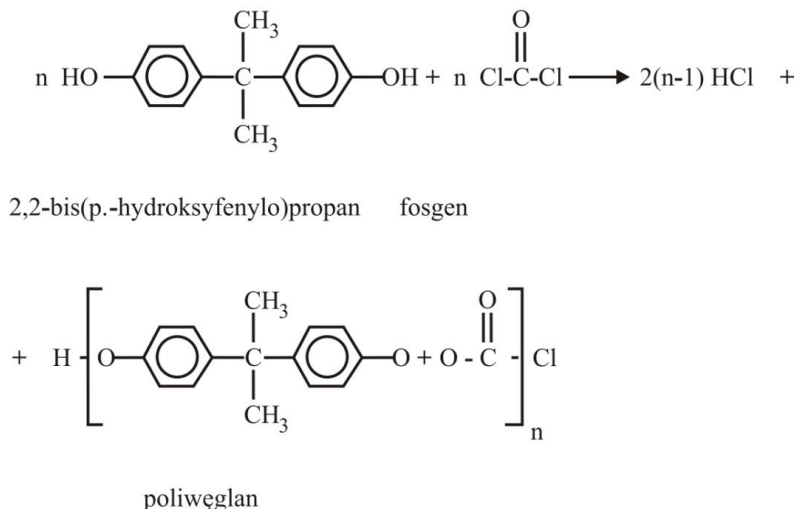
Rozdział 3

Materiały ochronne

Funkcje ochronne w kaskach pełnią przede wszystkim skorupa oraz wykładzina ochronna. W niektórych rozwiązaniach konstrukcyjnych są one ze sobą połączone. Materiały, z których te elementy są wykonane, muszą zapewniać maksymalny poziom bezpieczeństwa, lecz ich cena powinna być możliwa do zaakceptowania przez użytkownika.

3.1. Właściwości materiału matrycy

Poliwęglany (ozn. PC) należą do liniowych poliestrów kwasu węglowego ze związkami diwodorotlenowymi. Można je podzielić na alifatyczne, alifatyczno-aromatyczne i aromatyczne, zależnie od rodzaju grupy – R, w związku diwodorotlenowym stosowanym do syntezy. Najczęściej stosowane są poliwęglany aromatyczne otrzymywane w reakcji heteropolikondensacji difenoli z fosgenem [54]:



Poliwęglany są najczęściej amorficznym termoplastycznym polimerem o następujących właściwościach: temperatura kruchości od -5°C do -20°C, temperatura zeszklenia od 135°C do 140°C, zakres topliwości od 220°C do 260°C, degradacja cieplna następuje od 280°C do 320°C. Aromatyczne poliwęglany charakteryzują się dużą udarnością, dobrymi właściwościami mechanicznymi do temperatury 120°C,

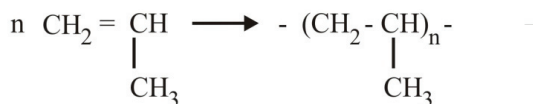
pod wpływem uderzeń nie pękają lecz zmieniają swój kształt. Gęstość poliwęglanów wynosi 1200 kg/m^3 , moduł Younga – 3 GPa, stała Poissona – 0,4, wytrzymałość na rozciąganie – około 60 MPa, wydłużenie przy zerwaniu – około 100%. Zachowują mechaniczną charakterystykę w temperaturach od -100° do $+135^\circ\text{C}$. Poliwęglany o ciężarze cząsteczkowym od 20000 do 30000 mogą być wtryskiwane do formy lub formowane w matrycy przez prasowanie w podwyższonej temperaturze, jeżeli ciężar cząsteczkowy wynosi około 60000. Cechują się małą odpornością na promieniowanie UV, szczególnie w środowisku o dużej wilgotności i temperaturze, oraz małą odpornością na działanie związków zasadowych (alkalicznych), stężonych kwasów. Aceton i alkohol metylowy wywołują krystalizację i pękanie. Z poliwęglanów często wykonywane są skorupy do kasków rowerowych.

Polietylen (ozn. PE) należy do grupy poliolefin, są to polimery termoplastyczne. Otrzymywany jest przez polimeryzację etylenu [54]:



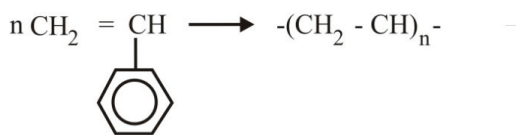
jedną z trzech metod: wysoko-, średnio-, niskociśnieniową. Polietylen wysokociśnieniowy posiada odgałęzienia boczne (na około 1000 atomów węgla w łańcuchu głównym przypada do 30 rozgałęzień bocznych), co znacznie utrudnia uzyskanie uporządkowanej struktury – stopień krystaliczności wynosi do 60%. W pozostałych metodach polimeryzacji liczba odgałęzień bocznych jest znacznie mniejsza, co pozwala uzyskać stopień krystaliczności ponad 80%. Wielkość grup bocznych, równomierność rozmieszczenia oraz wzajemne oddziaływanie wpływa na giętkość makrocząstek oraz zdolność do krystalizacji. Zwiększenie stopnia krystaliczności powoduje wzrost wartości: modułu Younga, granicy plastyczności, wytrzymałości na rozciąganie, uderności oraz twardości i gęstości. Masa cząsteczkowa polietylenu wysokociśnieniowego wynosi około 50000, a niskociśnieniowego od 60000 do 1000000. Tak duże zróżnicowanie właściwości spowodowało upowszechnienie się podziału polietylenu na dwa rodzaje: o małej gęstości (ozn. PE-LD) oraz o dużej gęstości (ozn. PE-HD). Gęstość polietylenu wynosi około 940 kg/m^3 , moduł Younga – 1,8 GPa, wytrzymałość na rozciąganie – 30 MPa, wydłużenie przy zerwaniu – 600%. PE jest odporny na działanie wielu czynników chemicznych, jednak toluen, ksylen, trójchloroetylen rozpuszczają go, natomiast ulega degradacji pod wpływem promieniowania ultrafioletowego. Z polietylenu wykonywane są nieraz skorupy kasków oraz z pianek PE wykładziny ochronne.

Polipropylen (ozn. PP) należy również do grupy poliolefin i otrzymywany jest przez polimeryzację propylenu [54]:



Struktura oraz właściwości tego polimeru zależą od warunków polimeryzacji. Zależnie od budowy przestrzennej można podzielić go na dwie zasadnicze grupy: polipropylen izotaktyczny o budowie uporządkowanej (w około 60 % krystaliczny) oraz polipropylen ataktyczny o budowie nieuporządkowanej – posiada właściwości zbliżone do gumy niewulkanizowanej. Moduł Younga wynosi około 2 GPa, wytrzymałość na rozciąganie – 35 MPa, wydłużenie przy zerwaniu – około 600%, gęstość – około 900 kg/m³. Polipropylen, podobnie jak polietylen, jest niepolarny i wykazuje dużą odporność na działanie czynników agresywnych, lecz mniejszą na czynniki atmosferyczne. Zakres temperatury pracy ciągłej zawiera się od -5°C do 100°C. Ze spienionego PP wykonywane są wykładziny ochronne.

Polistyren (ozn. PS) otrzymuje się w wyniku polimeryzacji (metodą rodnikową lub jonową) winylobenzenu, czyli styrenu [54]:



Łańcuchy główne polistyrenu mają postać helikoidalną (zbliżoną do sprężyny walcowej) z nieregularnie rozmieszczonymi grupami bocznymi [54], co powoduje, że jest amorficzny oraz przezroczysty. Polistyren ma bardzo dobre właściwości dielektryczne. Gęstość polistyrenu wynosi około 1050 kg/m³, moduł Younga – 2,6 GPa, granica plastyczności – około 55 MPa, wytrzymałość na rozciąganie – około 60 MPa, wydłużenie przy zerwaniu – 5%, uderność bez karbu wyznaczana metodą Charpy – około 30 kJ/m². Polistyren jest odporny na działanie kwasów, zasad oraz soli nieorganicznych. Łatwo rozpuszcza się w wielu rozpuszczalnikach organicznych, np. w acetonie, w benzenie. W celu polepszenia właściwości polistyrenu tworzy się kopolimery styrenu z różnymi monomerami winylowymi. Kopolimer styren-butadien tzw. polistyren wysokoudarowy zawiera cząstki kauczuku oraz krótkie boczne łańcuchy kauczuku butadienowego, które przyłączone są do głównych łańcuchów polistyrenowych. Powoduje to zwiększenie wydłużenia przy zerwaniu do 35% oraz uderności do 47 kJ/m². Odporność dielektryczna oraz chemiczna ulegają nieznacznej zmianie. Ze spienionego PS wykonywane są wykładziny ochronne w większości obecnie produkowanych kasków rowerowych.

Polimerem bardzo odpornym na uderzenia oraz pękanie jest **akrylonitryl-butadien-styren** (ozn. ABS). Obecność butadienu zwiększa wartość uderności do

70 kJ/m², natomiast akrylonitrylu polepsza odporność chemiczną. Moduł Younga wynosi 4 GPa, stała Poissona – 0,37, gęstość – 1200 kg/m³. Zdolność do pochłaniania energii uderzenia zmniejsza się wraz ze wzrostem temperatury. Z ABS wykonywane są skorupy kasków.

Poliuretany (ozn. PUR) należą do grupy polimerów termoplastycznych, powstających w wyniku addytywnej polimeryzacji wielofunkcyjnych izocyjanianów (aromatycznych, alifatycznych oraz alicyklicznych) do amin i alkoholi. Proste diole- i triole- oraz wielofunkcyjne aminy-alifatyczne są stosowane głównie jako środki sieciujące i przyspieszające wzrost masy cząsteczkowej otrzymywanych poliuretanów. Masa grupy uretanowej ([–O–CO–NH–]) w łańcuchach głównych, od której ta klasa polimerów wzięła nazwę, może stanowić niewielką część masy makrocząsteczki (a nawet być równa zero). Poliuretany cechuje znaczna różnorodność właściwości, znane są głównie jako elastomery, włókna, skóra syntetyczna, kleje oraz pianki. Poliuretany są polimerami segmentowymi, zbudowanymi z segmentów sztywnych i elastycznych (niemieszających się wzajemnie). Segmenty sztywne PUR zwiększają wartość wytrzymałości mechanicznej i termicznej oraz modułu sprężystości, natomiast segmenty elastyczne wpływają na miękkość, elastyczność, znaczne wydłużenie przy zerwaniu oraz odporność na działanie niskiej temperatury [90]. Z pianek poliuretanowych wykonywane są wykładziny ochronne.

Stopień ochrony skorup kasków wykonanych z kompozytów polimerowych, głównie zależy od właściwości mechanicznych zastosowanych włókien. Najczęściej stosowane są włókna polimerowe oraz szklane. Zaletą włókien szklanych jest duża wartość wytrzymałości na rozciąganie i modułu Kirchhoffa, jak również stosunkowo niska cena. Słabością tych włókien jest duża gęstość oraz mała wartość modułu Younga. Włókna polimerowe przedstawione w tabeli 3.1 [100], należą do grupy polimerów ciekłokrystalicznych, które mogą generować fazy ciekłokrystaliczne (w stanie ciekłym występują domeny o uporządkowanej budowie, co jest przyczyną anizotropowych właściwości). Większość polimerów ciekłokrystalicznych zawiera w swojej strukturze ugrupowania (znane z niskocząsteczkowych ciekłych kryształów) o kształcie zbliżonym do pręta lub dysku. Ugrupowania te mogą być wbudowane w główne łańcuchy polimerów lub mogą być przyłączone jako ugrupowania boczne. Istnieją też polimery nieposiadające typowych ugrupowań znanych z ciekłokrystalicznych związków organicznych, a mimo to generujące fazy ciekłokrystaliczne. Najważniejszą zaletą polimerów ciekłokrystalicznych, w porównaniu do ciekłych kryształów opartych na związkach niskocząsteczkowych, są ich podwyższone wartości właściwości mechanicznych.

Tabela 3.1. Właściwości mechaniczne wybranych włókien [100]

Rodzaj włókna	ρ g/cm ³	E_1 GPa	E_2 GPa	G_{12} GPa	α_1 10 ⁻⁶ K ⁻¹	α_2 10 ⁻⁶ K ⁻¹	σ GPa	$\varepsilon_{\max}$ %
Dyneema SK65	0,975	95			-12		3	3,5
Spectra 900	0,97	73					2,60	
Spectra 1000	0,97	113					3,25	2,9
Spectra 2000	0,97	124					3,50	
Kevlar 29	1,44	83	4,2	2,9	-4	54	3,60	4,0
Kevlar 49	1,44	131	4,2	2,9	-4	54	3,60	2,8
Kevlar 149	1,44	186					3,40	2,0
Grafitowe AS	1,75	224	14	14	-1	10	2,10	1,6
Grafitowe HMS	1,94	385	6,3	7,7	-1	10	1,75	
Szklane	2,45	71	71	30	5	5	3,50	4,9
Węglik krzemu SiC	3,20	406	406	169	5,2	5,2	3,40	

Oznaczenia: E_1 – moduł Younga w kierunku osi włókna, E_2 – moduł Younga w kierunku prostopadłym do osi włókna, G_{12} – moduł Kirchhoffa, σ – wytrzymałość na rozciąganie w kierunku osi włókna, ρ – gęstość, $\varepsilon_{\max}$ – wydłużenie przy zerwaniu, α_1 – współczynnik rozszerzalności cieplnej w kierunku osi włókna, α_2 – współczynnik rozszerzalności cieplnej w kierunku prostopadłym do osi.

Do najbardziej znanych klas polimerów ciekłokrystalicznych można zaliczyć główniełańcuchowe poliestry i poliamidy. Poliamidy to polimery, które posiadają wiązania amidowe –CO–NH– w swoich głównych łańcuchach. Mają one dużą zdolność do krystalizacji, którą dodatkowo wzmacnia tworzenie się wiązań wodorowych między atomem tlenu i azotu z dwóch różnych grup amidowych. Dzięki temu poliamidy są bardziej twarde i trudniej topliwe niż poliestry, nie mówiąc już o polimerach winylowych. Z poliamidów produkuje się przede wszystkim włókna nylonowe lub aramidowe. Aramidy, a właściwie poliamidy aromatyczne odróżnia od innych poliamidów, np. nylonu, występowanie w ich łańcuchach głównych ugrupowań aromatycznych. Niektóre aramidy zawierają między wiązaniami amidowymi tylko grupy aromatyczne, inne zaś zawierają też ugrupowania alifatyczne. Im więcej w jego strukturze ugrupowań aromatycznych, tym większa odporność mechaniczna i termiczna, ale spada też rozpuszczalność, co powoduje wzrost trudności przy przetwarzaniu. Duża wytrzymałość na rozciąganie włókien aramidowych spowodowana jest tym, że:

- 1) następujące po sobie ugrupowania aromatyczne i wiązania amidowe tworzą strukturę o dużej sztywności, ze względu na delokalizację elektronów z orbitali π układów aromatycznych na wiązania amidowe,
- 2) sztywne łańcuchy polimeru łatwiej krystalizują i łatwiej porządkują się w trakcie przędzenia, dzięki czemu otrzymane włókna posiadają bardzo uporządkowaną, kierunkową mikrostrukturę.

Z włókien aramidowych wytwarzane są, np.: ramy rowerowe, kije golfowe, rakietę tenisowe, kamizelki kuloodporne, hełmy, kaski, ubrania ochronne dla strażaków, lotników, kierowców rajdowych i astronautów, maszty jachtów, rękawice ochronne, spodnie dla drwali. Polimery te stosuje się też w postaci cienkich folii, które wprasowuje się między inne materiały, tworząc laminaty o dużej wytrzymałości mechanicznej. Do najbardziej znanych typów włókien aramidowych zalicza się:

- 1) poli-1,4-fenyloamid (poliparafenylenotereftalamid), tzw. KEVLAR[®] firmy DuPont,
- 2) poli-1,3-fenyloamid,
- 3) kopolimer, poli-1,3-fenyloamid – *co* 1,4-fenyloamid, tzw. TWARON[®] firmy Teijin.

Włókno z KEVLARU[®] składa się z długich łańcuchów polimerów równoległych do siebie. Ich wytrzymałość wynika z silnych międzycząsteczkowych wiązań wodorowych oraz oddziaływań pomiędzy grupami aromatycznymi w sąsiednich włóknach. Taki rodzaj oddziaływań jest znacznie mocniejszy niż siły van der Waalsa występujące w innych polimerach, np. we włóknach typu DYNEEMA[®]. Molekuły KEVLARU[®] mają grupy polarne zdolne do przyłączania wodoru. Częsteczki wody, które dyfundują do wnętrza włókna mogą zająć miejsca połączeń pomiędzy molekułami, co osłabia materiał, podczas gdy dostępne grupy na powierzchni prowadzą do dobrej zwilżalności. Główną słabością KEVLARU[®] jest to, że ulega rozkładowi w środowisku alkalicznym oraz to, że gdy działają na niego chlorki, ulega degradacji pod wpływem promieniowania ultrafioletowego. Zaletą włókien aramidowych jest bardzo dobra relacja wytrzymałości włókien do ich masy oraz duży moduł Younga, dobre własności dielektryczne i antymagnetyczne, wysoka – około 553°C temperatura topnienia.

W środkach ochrony indywidualnej stosowane jest też włókno syntetyczne tzw. DYNEEMA[®], należące do grupy polietylenów o bardzo ciężkich cząsteczkach. Włókno to w skali przemysłowej jest produkowane od 1990 roku przez koncern DSM z Holandii. W Japonii włókno to produkuje firma Toyobo, a w USA firma Honeywell. Niezależnie od Holendrów firma ta produkuje też własne, identyczne chemicznie włókno pod nazwą SPECTRA[®]. Wytrzymałość włókien DYNEEMA[®] wynika z bardzo długich pojedynczych cząsteczek (znacznie dłuższych niż

w KEVLARZE®). We włóknach tych cząsteczki mogą uzyskać stopień równoległości większy niż 95% i stopień krystaliczności do 85%. Punkt topnienia włókien DYNEEMA® wynosi od 144°C do 152°C i nie jest zalecane używanie ich przez dłuższy czas w temperaturze przekraczającej 80°C. Włókna te stają się sztywne w temperaturze poniżej -150°C. Włókna te są bardzo śliskie, co utrudnia ich stosowanie, poza tym odkształcają się plastycznie przy każdym naprężeniu – pęłżają. Są one odporne na wodę, większość substancji chemicznych, promieniowanie ultrafioletowe i mikroorganizmy.

Należy zaznaczyć, że własności mechaniczne wszystkich wymienionych włókien ulegają zmniejszeniu wraz z upływem czasu, najczęściej pod wpływem wysokiej temperatury, wysokiej wilgotności, promieniowania ultrafioletowego, światła widzialnego. Dlatego producenci ŠOI muszą to uwzględniać i przewidywać zawsze pewien zapas bezpieczeństwa, tak aby deklarowany stopień ochrony był zachowany do końca okresu gwarancji (najczęściej do pięciu lat).

Włókna aramidowe i polietylenowe są stosowane jako tkane (wzory płaskie i przestrzenne) i nietkane materiały lub jednokierunkowe maty. Wszystkie włókna występują też w postaci jednokierunkowych preimpregnatów (jedna warstwa równolegle ułożonych włókien, połączonych żywicą – tabela 3.2), z których wykonywane są metodą prasowania w wysokiej temperaturze wielowarstwowe kompozyty najczęściej o strukturze $(0^\circ, 90^\circ)_n$. W przypadku struktury $(0^\circ, 90^\circ)_2$ pokrytej od dołu i od góry warstwą folii zabezpieczającej przed tarcie i zużyciem, otrzymujemy cienki, elastyczny tzw. kompozyt Shield; najbardziej znane to Spectra Shield®, Gold Flex®. Grubsze, zbudowane z większej ilości warstw kompozyty Shield są o wiele bardziej sztywne. Zwarta i uporządkowana struktura kompozytów Shield powoduje, że absorbują one energię uderzenia lepiej niż porównywalne pakiety tkane, w których włókna zmieniają kierunek ułożenia. Struktury tkane o przestrzennej strukturze mają podwyższoną odporność na wielokrotne uderzenia. Stosowane są również polietylenowe folie wysokowytrzymałe, które dobrze i równomiernie absorbują energię uderzenia. W porównaniu z tkanymi materiałami, kompozyty wielowarstwowe oferują wyższą ochronę przed wielokrotnymi uderzeniami oraz znacznie zmniejszają wielkość deformacji spowodowaną uderzeniem. Najważniejsze czynniki mające wpływ na skuteczność ochrony to: rodzaj materiału włókna (głównie moduł Younga, wytrzymałość na rozciąganie, odkształcenie przy rozerwaniu) i jego grubość, typ splotu (płaski lub przestrzenny) tkaniny lub ułożenie włókien w macie, ilość warstw materiału oraz sposób ich zszycia. Właściwości mechaniczne wszystkich włókien ulegają zmniejszeniu w miarę upływu czasu, pod wpływem różnych czynników, np.: temperatury, wilgotności, promieniowania elektromagnetycznego, środków chemicznych.

Tabela 3.2. Właściwości wybranych żywic [100]

Żywica	ρ , g/cm ³	E , GPa	G , GPa	α , 10 ⁻⁶ K ⁻¹	σ , MPa
Epoksydowa	1,54	3,5	1,25	57,5	60
Poliestrowa	1,38	2,5	1,20		35
Poliwinylowa	1,50	3,0			60
Polisulfon	1,25	2,7		56	106
Polisulfon fenylonu	1,25	4,8		56	135
Polieteroimid	1,27	3,3		62	145
Poliamidoimid	1,40	4,8		63	197
Polieteroetero-keton	1,30	3,6	1,40	45	70

Oznaczenia: E – moduł Younga, G – moduł Kirchhoffa, σ – wytrzymałość na rozciąganie, α – współczynnik rozszerzalności cieplnej, ρ – gęstość.

W celu zwiększenia odporności na pękanie kompozytów wzmacnianych włóknami do ich matryc polimerowych dodawane są nanorurki węglowe, których funkcją jest ograniczenie zjawiska delaminacji.

3.2. Modelowanie budowy pianek polimerowych

Materiał komórkowy można zdefiniować jako materiał porowaty składający się ze szkieletu wzajemnie połączonych krawędzi i ścian zbudowanych z ciała stałego, które tworzą pojedyncze komórki. Pianki są podgrupą materiałów komórkowych, która charakteryzuje się zróżnicowaną mikrostrukturą zbudowaną z fazy stałej lub ciekłej. W strukturze tej może zawierać się gaz lub ciecz. Każda komórka zbudowana jest z krawędzi i wierzchołków. W zależności od rodzaju pianki krawędzie te mogą tworzyć ramy dla ścian komórek i wtedy mamy komórki zamknięte, np. w EPS. W przypadku braku ścian mamy komórki otwarte np. w EPU. Ciśnienie gazu znajdującego się w tych komórkach wpływa na ich właściwości mechaniczne. Wpływ ten jest większy, gdy materiał szkieletu komórek ma właściwości sprężyste, a mniejszy – dla materiałów sztywnych. W piankach zawierających komórki otwarte ciśnienie gazu w mniejszym stopniu wpływa na ich właściwości mechaniczne, niż gdy zbudowane są z komórek zamkniętych. Wielkość komórek i ich rozkład wpływają również na właściwości mechaniczne pianek. Parametry te wpływają na współczynnik dyfuzji w komórkach zamkniętych oraz przepływ gazu w komórkach otwartych. Materiały piankowe mają właściwości znacząco różne od właściwości materiału wyjściowego, z którego zostały otrzymane. Znajdują one

zastosowanie jako materiały konstrukcyjne oraz izolacyjne. Posiadają zdolność do odkształceń sprężystych, niesprężystych oraz kruchych. Mogą izolować chroniony obiekt lub organizm przed oddziaływaniami mechanicznymi lub termicznymi. Właściwości materiałów piankowych zależą od ich struktury i rodzaju materiału matrycy. Technologie materiałów piankowych powodują, że najczęściej otrzymujemy materiały o strukturze anizotropowej. Komórki mają często kształt wydłużony w kierunku największej ekspansji. Stosunek największego do najmniejszego rozmiaru komórki wynosi około 1,3. Powoduje to anizotropię właściwości mechanicznych. Stopień anizotropii można kontrolować dobierając parametry procesu technologicznego o odpowiednich wartościach. Modelując właściwości tych materiałów anizotropia ta w pierwszym przybliżeniu jest pomijana [50]. Pianki mogą być wytwarzane z polimerów, metali, węgla, grafitu lub celulozy. Produkcja samych pianek poliuretanowych w roku 2010 wyniosła około 21 milionów ton. Materiały piankowe często poddawane są obciążeniom ściskającym. Z tego względu przebieg zależności naprężeń od odkształceń ściskających jest podstawą ich podziału na następujące grupy [50]

- liniowo sprężyste i izotropowe,
- nieliniowo sprężyste i izotropowe,
- liniowo sprężyste i poprzecznie izotropowe,
- nieliniowo sprężyste i poprzecznie izotropowe,
- sprężysto-plastyczne,
- sprężysto-kruche,
- lepkosprężyste.

W piankach liniowo sprężystych i izotropowych zależność naprężeń od odkształceń jest liniowa oraz nie zależy od prędkości, przyspieszenia lub od częstotliwości odkształcenia w ruchu drgającym, co jest treścią prawa Hooke'a. Zakres takich odkształceń jest mały, około 5%, lecz dla każdego rodzaju pianek jest inny. Oznacza to, że odkształcenia powstają lub zanikają w chwili przyłożenia lub usunięcia naprężeń. Możemy powiedzieć inaczej, że zjawisko to zachodzi natychmiast, bez żadnej zwłoki czasowej. Zjawisko to jest również odwracalne, co oznacza, że po usunięciu naprężeń ciało powraca do pierwotnej postaci, bez żadnych pozostałości po odkształceniu. W cyklu obciążenie-odciążenie nie uzyskuje się pętli histerezy. Z energetycznego punktu widzenia w ciele takim nie występuje dysypacja (rozproszenie) energii. W przypadku małych odkształceń można stosować zasadę superpozycji Boltzmanna [25]. Polega ona na tym, że jeżeli na ciało działa naprężenie $\sigma_1(t)$ wywołujące odkształcenie $\varepsilon_1(t)$ oraz naprężenie $\sigma_2(t)$ wywołujące odkształcenie $\varepsilon_2(t)$, to sumaryczne działanie naprężeń $\sigma_1(t) + \sigma_2(t)$ powoduje odkształcenie ciała równe $\varepsilon_1(t) + \varepsilon_2(t)$. Wartości właściwości mechanicznych zależą również od warunków, w których przeprowadzane są pomiary

oraz struktury pianek. W jednoosiowym stanie naprężeń zależność odkształceń ε od naprężeń σ możemy zapisać w następującej postaci [25]:

a) w przypadku rozciągania lub ściskania

$$\varepsilon = \frac{1}{E} \cdot \sigma \quad (3.1)$$

b) w przypadku skręcania

$$\gamma = \frac{1}{G} \cdot \tau \quad (3.2)$$

gdzie:

σ – naprężenie normalne,

ε – odkształcenie,

τ – naprężenia styczne,

γ – kąt odkształcenia postaciowego,

E – moduł Younga (współczynnik sprężystości wzdłużnej),

G – moduł Kirchhoffa (współczynnik sprężystości postaciowej).

Moduły są Younga i Kirchhoffa współczynnikami o stałych wartościach niezależnych od kierunku pomiaru.

Z zależności (3.1) i (3.2) wynika, że dla naprężenia o stałej wartości $\sigma(t) = \text{const}$ oraz odkształcenie $\varepsilon(t) = \text{const}$, czyli w ciele sprężystym nie występuje pełzanie oraz relaksacja. Zarówno naprężenia, jak i współczynniki sprężystości wyrażamy w paskalach ($1 \text{ Pa} = \text{N/m}^2$), a odkształcenia w procentach. Dla materiałów izotropowych słuszny jest również związek pomiędzy modułami sprężystości, w następującej postaci

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (3.3)$$

gdzie ν to stała Poissona.

Z zależności (3.3) wynika, że moduł Kirchhoffa jest około trzy razy mniejszy od modułu Younga (gdy stała Poissona ma wartość dodatnią). W przypadku płaskiego stanu naprężeń, zależność naprężeń od odkształceń można zapisać w postaci:

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \gamma_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E} & -\frac{\nu}{E} & 0 \\ -\frac{\nu}{E} & \frac{1}{E} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{G} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

gdzie:

- σ_1 – naprężenia w kierunku 1 (kierunek anizotropii),
- σ_2 – naprężenia w kierunku 2 (normalnym do kierunku 1),
- ε_1 – odkształcenia w kierunku 1,
- ε_2 – odkształcenia w kierunku 2,
- γ_3 – kąt odkształcenia postaciowego,
- τ_3 – naprężenia ścinające.

W stanie hydrostatycznego ściskania (czyli w przestrzennym stanie naprężeń, gdy spełniony jest warunek $\sigma_1 = \sigma_2 = \sigma_3 = \sigma$) naprężeniami o wartości σ objętość początkowa ciała V ulega zmianie o ΔV . Zależność względnej zmiany objętości od działających naprężeń jest liniowa i można ją zapisać w postaci

$$\frac{\Delta V}{V} = e = \frac{1}{K} \sigma \quad (3.5)$$

gdzie współczynnik K nazywany modułem ściśliwości ma stałą wartość i zależy od wartości modułu Younga i stałej Poissona w następujący sposób

$$K = \frac{E}{3(1 - 2\nu)} \quad (3.6)$$

Materiały, dla których wartość stałej Poissona jest bliska 0,5 pod wpływem naprężeń hydrostatycznych deformują się nieznacznie i są określane jako nieściśliwe. Właściwości takie posiadają tkanki mózgu i niektóre polimery, np. kauczuk. Wartość stałej Poissona pianek polimerowych jest nieznaczna, co powoduje duże odkształcenia pod wpływem naprężeń ściskających. Z równań (3.3) i (3.6) pozwalających wyznaczyć moduły sprężystości można wyeliminować stałą Poissona. Otrzymamy wtedy następującą zależność pomiędzy modułem Younga E , Kirchhoffa G i modułem ściśliwości K

$$\frac{1}{E} = \frac{1}{3G} + \frac{1}{9K} \quad (3.7)$$

Materiały określane jako nieściśliwe, np. polimery kauczukopodobne, posiadają moduł ściśliwości o wartości znacznie większej niż moduł E lub G . Można dla takich nieściśliwych materiałów uprościć powyższy związek i zapisać go w następującej postaci

$$\frac{1}{E} = \frac{1}{3G} \quad \text{lub po prostym przekształceniu} \quad E = 3G \quad (3.8)$$

Siły działające na ciało odkształcalne powodują jego deformację, a więc wykonują pewną pracę. W zakresie odkształceń sprężystych praca ta równa jest energii koniecznej do spowodowania takiej deformacji [63]. Praca ta gromadzona jest w postaci energii potencjalnej i może być odebrana przy usuwaniu naprężeń. Gęstość energii możemy wyznaczyć w następujący sposób

a) w przypadku rozciągania lub ściskania

$$W = \frac{1}{2} \cdot \sigma \cdot \varepsilon = \frac{1}{2E} \sigma^2 = \frac{E \cdot \varepsilon^2}{2}, \text{ J/m}^3 \quad (3.9)$$

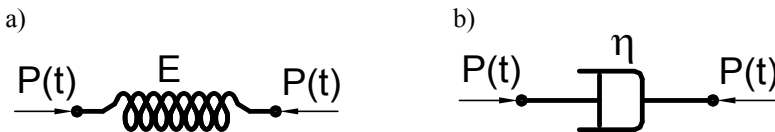
b) w przypadku skręcania

$$W = \frac{1}{2} \cdot \tau \cdot \gamma = \frac{1}{2G} \tau^2 = \frac{G \cdot \gamma^2}{2}, \text{ J/m}^3 \quad (3.10)$$

c) w przypadku ściskania

$$W = \frac{1}{2} \cdot \sigma \cdot e = \frac{1}{2K} \sigma^2 = \frac{K \cdot e^2}{2}, \text{ J/m}^3 \quad (3.11)$$

Z zależności tych wynika, że energia odkształcenia jest funkcją potęgową drugiego rzędu naprężeń, a więc nie można stosować zasady superpozycji dla energii. Energia, którą materiał zgromadził podczas obciążania jest zużywana całkowicie na przywrócenie pierwotnej struktury w procesie odciążania. Modelem mechanicznym takich materiałów doskonale sprężystych, który został przedstawiony na rysunku 3.1a, jest sprężyna śrubowa o współczynniku sprężystości E zależnym od rodzaju odkształceń.



Rys. 3.1. Model ciała sprężystego oraz lepkiego: a) model ciała Hooke'a, b) model cieczy Newtona, wg [25]

W piankach nieliniowo sprężystych i izotropowych odkształcenia powodują zmiany w budowie wewnętrznej komórek, co jest przyczyną nieliniowej zależności pomiędzy naprężeniami i odkształceniami. Zmiany mikrostruktury w tych piankach są odwracalne, gdy wartość odkształceń zmniejszy się do zera. Zależność naprężenia od odkształcenia można modelować, znając funkcję energii odkształcenia – są to tzw. pianki hiperodkształcalne.

Technologie spieniania materiałów matrycy z reguły powodują powstanie pianek o strukturze poprzecznie izotropowej (komórki posiadają kształt wydłużony, w kierunku 1). Mogą one posiadać również właściwości liniowo sprężyste, ale różne w każdym z wyróżnionych kierunków. Do wyznaczenia właściwości sprężystych tych pianek potrzebna jest znajomość modułów sprężystości wzdłużnej oraz stałych Poissona, w kierunku głównym i poprzecznym, oraz modułów sprężystości postaciowej. Zależności między tymi parametrami można zapisać następująco:

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \gamma_{12} \\ \gamma_{13} \\ \gamma_{23} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{21}}{E_2} & -\frac{\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{32}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{13}}{E_1} & -\frac{\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{13}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{12} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{23} \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

gdzie:

- E_1 – moduł sprężystości wzdłużnej w kierunku 1,
- $E_2 = E_3$ – moduł sprężystości wzdłużnej w kierunku 2 lub 3,
- $\nu_{12} = -\varepsilon_{22}/\varepsilon_{11}$ oraz $\nu_{21} = -\varepsilon_{11}/\varepsilon_{22}$ – stałe Poissona w kierunku 1 lub 2 odpowiednio,
- G_{12} – moduł sprężystości postaciowej w kierunku 1,
- $\nu_{12} = \nu_{13}$ – stałe Poissona przy obciążaniu w kierunku 1,
- $\nu_{21} = \nu_{31}$ oraz ν_{23} – stałe Poissona przy obciążaniu w kierunku 2 lub 3,
- $G_{12} = G_{13} \neq G_{23}$ – moduły sprężystości postaciowej.

Pianki nieliniowo sprężyste o strukturze poprzecznie izotropowej posiadają właściwości, do opisanie których należy zastosować bardziej złożone teorie nieliniowe [50].

Pianki sprężysto-plastyczne, które zostaną obciążone ponad granicę naprężenia płynięcia, doznają trwałych odkształceń plastycznych lub pojawiają się pęknięcia szkieletu. Pianki aluminiowe o zamkniętych komórkach są przykładem materiałów o takich właściwościach.

Pianki sprężysto-kruche w początkowym zakresie odkształceń wykazują właściwości liniowo sprężyste. Dalsze nieznaczne odkształcanie powoduje bardzo duży wzrost naprężeń wynikający z dużej wytrzymałości materiału matrycy. Kontynuacja odkształcania powoduje kruche pękanie matrycy i bardzo duży skokowy

spadek naprężeń. Dalsza zależność naprężeń od odkształceń jest nieliniowa. Taki przebieg zależności naprężeń od odkształceń występuje w piankach wykonanych z kruchych materiałów, np. szklanych lub ceramicznych.

Modelem materiałów doskonale lepkich jest ciecz, w której zależność naprężeń od prędkości odkształcenia jest liniowa oraz nie zależy od wartości odkształcenia, co jest treścią prawa Newtona. Prawo to można zapisać w następującej postaci [25]

a) dla odkształceń postaciowych

$$\tau = \eta \frac{d\gamma}{dt} = \eta \dot{\gamma} \quad (3.13)$$

gdzie η jest dynamicznym współczynnikiem lepkości (tłumienia wiskotycznego) dla odkształceń postaciowych,

b) dla odkształceń objętościowych

$$\sigma = \lambda \frac{d\varepsilon}{dt} = \lambda \dot{\varepsilon} \quad (3.14)$$

gdzie λ jest dynamicznym współczynnikiem lepkości (tłumienia wiskotycznego) dla odkształceń objętościowych, oraz zachodzi zależność $\lambda = 3 \eta$.

Modelem mechanicznym cieczy lepkiej, tzw. cieczy Newtona, jest tłumik hydrauliczny wypełniony cieczą o lepkości dynamicznej η , przedstawiony na rysunku 3.1b. Jednostką lepkości jest paskalosekunda – $1 \text{ Pa} \cdot \text{s} = \text{Ns/m}^2$. Nieraz jeszcze używana jest starsza jednostka lepkości 1 poise (od nazwiska Poiseuille), która ma wymiar $0,1 \text{ Ns/m}^2$. Proces odkształcenia jest procesem nieodwracalnym. W cyklu obciążenie-odciążenie uzyskuje się pętlę histerezy. Z energetycznego punktu widzenia w ciele takim występuje rozproszenie (dyssypacja) energii. Przyjmijmy, że odkształcenie zmienia się sinusoidalnie według zależności

$$\gamma(t) = \gamma_0 \sin \omega t \quad (3.15)$$

gdzie γ_0 jest odkształceniem początkowym, tj. w chwili $t = 0$.

Korzystając z prawa Newtona otrzymamy:

$$\tau(t) = \gamma_0 \eta \omega \cos \omega t \quad (3.16)$$

Możemy obie powyższe zależności podnieść do drugiej potęgi, dodać i po przeprowadzeniu prostych przekształceń otrzymamy [25]

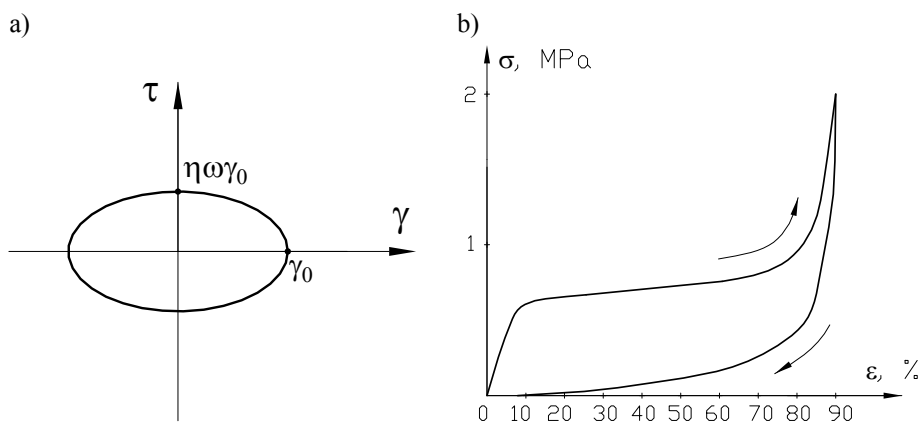
$$\left(\frac{\gamma}{\gamma_0}\right)^2 + \left(\frac{\tau}{\eta \omega \gamma_0}\right)^2 = 1 \quad (3.17)$$

Otrzymaliśmy równanie elipsy, której pole wynosi

$$F = \pi\eta\omega\gamma_0^2 \quad (3.18)$$

Pole to, przedstawione na rysunku 3.2a, jest miarą dyssypacji energii podczas jednego zamkniętego cyklu odkształcenia. Energia ta zamienia się w ciepło.

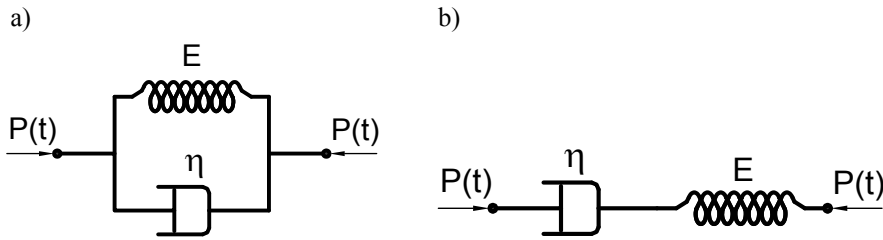
Pianki lepkosprężyste rzeczywiste posiadają mechaniczne właściwości zarówno cieczy, jak i ciał sprężystych. Wykazują histerezę przebiegu zależności naprężenie-odkształcenie, co schematycznie przedstawiono na rysunku 3.2b. Naprężenia przy obciążaniu pianki mają większe wartości niż przy odciażaniu, dla takich samych wartości odkształceń. Wynika to z faktu, że materiały te absorbują oraz rozpraszają energię podczas cyklu obciążenie – odciażenie. Za rozpraszanie energii odpowiedzialne jest tzw. tarcie wewnętrzne, modelowane jako opór przemieszczania się warstw cieczy względem siebie, który jest związany z lepkością cieczy.



Rys. 3.2. Rozproszenie energii: a) pętla histerezy dla cieczy Newtona, wg [25], b) schemat dyssypacji energii w piance polimerowej wykonanej z ekspandowanego polistyrenu

Pianki lepkosprężyste pod wpływem naprężenia o stałej wartości powiększają odkształcenie wraz z upływem czasu – wykazują tzw. pełzanie. Poddane odkształceniu o stałej wartości wraz z upływem czasu stopniowo zmniejszają wartość naprężenia bez równoczesnej zmiany odkształceń – wykazują tzw. relaksację naprężeń. Do opisu właściwości mechanicznych tych ciał stosowane są dwa modele: Kelvina-Voigta lub Maxwella [88].

Model Kelvina-Voigta zbudowany jest z równolegle połączonej sprężyny o współczynniku sprężystości E z tłumikiem hydraulicznym zawierającym ciecz o lepkości η .



Rys. 3.3. Model ciała lepkosprężystego: a) Kelvina-Voigta, b) Maxwella, wg [113]

Model, który został pokazany na rysunku 3.3a, po obciążeniu naprężeniem σ odkształci się o ε , przy czym odkształcenie tłumika ε_N oraz sprężyny ε_S są równe, czyli $\varepsilon = \varepsilon_N = \varepsilon_S$. Naprężenie w sprężynie wyniesie $\sigma_S = E\varepsilon_S$, a w tłumiku $\sigma_N = \eta\dot{\varepsilon}$. Suma tych dwóch składowych jest równa przyłożonemu naprężeniu i można napisać następujące równanie

$$\sigma = E\varepsilon + \eta\dot{\varepsilon} \quad (3.19)$$

Otrzymaliśmy w ten sposób równanie stanu modelu Kelvina-Voigta. Stosując model Kelvina-Voigta do ciał stałych, należy pamiętać, że obecność elementu lepkiego uwzględnia zjawisko rozpraszania energii w procesach deformacji, które to nazywamy ogólnie tarcie wewnętrzne. Zmiany tarcia wewnętrznego w ciałach stałych oraz jego zależność od odkształcenia różnią się od oporów lepkości cieczy. Przykładowo wzrost temperatury powoduje zmniejszanie lepkości cieczy oraz wzrost tarcia wewnętrznego w ciele stałym. Wynika stąd, że analizowany model stanowi mechaniczną interpretację równania (3.19), które z pewnym przybliżeniem uwzględnia zjawisko rozpraszania energii w ciałach stałych. Model Kelvina-Voigta opisuje zjawisko pełzania, lecz nie uwzględnia zjawiska relaksacji naprężeń. Przyjmijmy, że obciążymy ten model w taki sposób, że odkształcenie będzie opisywała następująca funkcja harmoniczna

$$\varepsilon(t) = \varepsilon_0 \sin \omega t \quad (3.20)$$

Korzystając z równania stanu (3.19) można napisać następujące równanie

$$\sigma = \varepsilon E + \eta \omega \varepsilon_0 \cos \omega t \quad (3.21)$$

Po wykonaniu prostych przekształceń [25] możemy otrzymać równanie elipsy, której pole wynosi

$$F = 2\eta\omega\pi\varepsilon_0^2 \quad (3.22)$$

Pole to jest równe polu pętli histerezy, która wystąpiłaby w takim cyklu obciążenia. Histereza ta jest miarą rozproszenia energii i, jak wynika z powyższego związku, nie zależy od parametrów elementu sprężystego. Wynika stąd, że rozproszenie energii spowodowane jest lepkością materiału, czyli tarcie wewnętrzne. W badaniach tego zjawiska wykorzystywane są przede wszystkim następujące parametry:

- a) ilość energii absorbowanej podczas cyklu odkształcania,
- b) pole pętli histerezy,
- c) prędkość zanikania amplitudy drgań rezonansowych,
- d) prędkość zanikania amplitudy naprężeń i odkształceń.

Każdy z powyższych parametrów może być miarą tarcia wewnętrznego [128]. Parametrem często stosowanym w tym celu jest tzw. współczynnik tłumienia drgań, który można zdefiniować następująco

$$\alpha = \frac{\Delta E}{E} \quad (3.23)$$

gdzie:

ΔE – energia rozproszona podczas cyklu odkształcania,

E – energia potencjalna badanego ciała odpowiadająca amplitudzie odkształcenia podczas analizowanego cyklu.

Model Maxwella zbudowany jest ze sprężyny o współczynniku sprężystości E (element sprężysty) połączonej szeregowo z tłumikiem hydraulicznym z cieczą o lepkości η (element lepki), co schematycznie przedstawiono na rysunku 3.3b. Obciążenie tego modelu naprężeniem o stałej wartości, spowoduje natychmiastowe odkształcenie sprężyny (zgodnie z prawem Hooke'a), a następnie wystąpi płynięcie układu. Po zmniejszeniu obciążenia do zera w układzie pozostanie stałe odkształcenie. Odkształcenie modelu po obciążeniu naprężeniem σ będzie sumą odkształcenia elementu sprężystego i lepkiego. Dla odkształceń objętościowych możemy zapisać następująco

$$\varepsilon = \varepsilon_S + \varepsilon_N \quad (3.24)$$

Odkształcenie sprężyny możemy wyznaczyć z prawa Hooke'a, a tłumika hydraulicznego z prawa Newtona. Po wyznaczeniu pochodnej odkształceń względem czasu i zsumowaniu, możemy napisać następujący związek

$$\frac{d\varepsilon}{dt} = \frac{1}{E} \frac{d\sigma}{dt} + \frac{1}{\eta} \sigma \quad (3.25)$$

Równanie to jest związkiem fizycznym dla modelu Maxwella. Rozwiązanie tego równania można zapisać w następującej postaci [25]

$$\sigma(t) = \sigma_0 e^{-t/\tau} + E \int_0^t e^{-(t-\xi)/\tau} \dot{\varepsilon}(\xi) d\xi \quad (3.26)$$

Rozwiązanie tego równania, gdy $\varepsilon(t) = \varepsilon_0 = \text{const}$, oraz $\sigma(0) = \sigma_0 \neq 0$, można zapisać w następującej postaci

$$\sigma(t) = \sigma_0 e^{-t/\tau} \quad (3.27)$$

gdzie τ jest czasem relaksacji i można go wyznaczyć w następujący sposób: $\tau = \frac{\eta}{E}$. Czas τ odpowiada takiej wartości, przy stałej wartości odkształcenia, po upływie której naprężenie początkowe σ_0 maleje około 0,368 razy, tj. $\sigma(t = \tau) = \sigma_0 \cdot \frac{1}{e} = 0,368 \cdot \sigma_0$.

Z równania (3.27) wynika, że dla czasu dążącego do nieskończoności naprężenie dąży do zera. Model Maxwella opisuje więc zjawisko relaksacji naprężeń. Często jest stosowany do analizy relaksacji naprężeń w laminatach.

W celu wyznaczenia pętli histerezy model Maxwella możemy odkształcać harmonicznie następującym wymuszeniem: $\varepsilon = \varepsilon_0 \sin \omega t$. Aby wyznaczać naprężenia należy rozwiązać równanie $\sigma + \tau \dot{\sigma} = \varepsilon_0 \eta \omega \cos \omega t$. Przyjmując warunki początkowe $\sigma(t = 0) = 0$ rozwiązanie tego równania można zapisać następująco [25]

$$\sigma(t) = \frac{-\eta \omega \varepsilon_0}{1 + \tau^2 \omega^2} e^{-t/\tau} + \frac{\eta \omega \varepsilon_0}{1 + \tau^2 \omega^2} (\cos \omega t + \omega \tau \sin \omega t) \quad (3.28)$$

Po upływie odpowiednio długiego czasu pierwszy człon tego równania dąży do zera i z pewnym przybliżeniem można zapisać

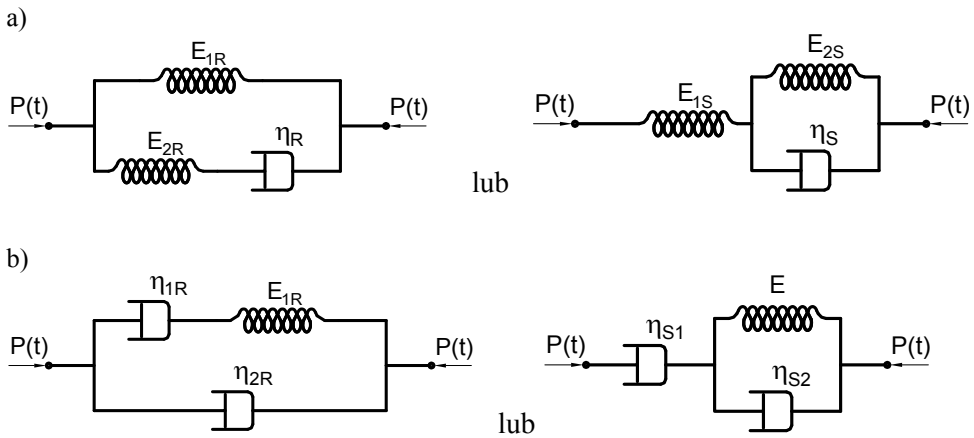
$$\sigma(t) \approx \frac{\eta \omega \varepsilon_0}{1 + \tau^2 \omega^2} (\cos \omega t + \omega \tau \sin \omega t) \quad (3.29)$$

Stosując procedurę podobną jak w przypadku modelu Kelvina-Voigta, możemy wyznaczyć pętlę histerezy, której pole jest równe energii rozproszonej w czasie jednego pełnego okresu zmiany odkształcenia, lecz po upływie odpowiednio długiego czasu [25].

W rzeczywistych ciałach występuje zarówno relaksacja naprężeń, jak i pełzanie odkształceń, dlatego należy zbudować model, w którym oba procesy występują równocześnie. Przykładami takiego modelu są modele trójparametrowe pokazane na rysunku 3.4. Model taki może być zbudowany z równolegle połączonych modeli: Maxwella (o parametrach E_{2R} oraz η_R) oraz Hooke'a (o parametrach E_{1R}), co pokazano na rysunku 3.4a. Po obciążeniu tego modelu siłą $P(t)$ wystąpi natychmiastowe odkształcenie, o wartości zależnej od parametrów E_{1R} i E_{2R} sprężyn. Działają

nie siły P o stałej wartości powoduje przemieszczanie się tłumika hydraulicznego oraz zmniejszanie wartości sił, które przenosi. Powoduje to, że odkształcenie modelu wzrasta w miarę upływu czasu, dążąc asymptotycznie do pewnej stałej wielkości. Po nagłym zmniejszeniu wartości siły P do zera, odkształcenie maleje natomiast, dążąc asymptotycznie do zera po czasie nieskończenie długim – występuje opóźnienie sprężyste. Równanie opisujące zależność naprężeń od odkształceń można zapisać następująco

$$\sigma E_{2R} + \eta_R \frac{d\sigma}{dt} = E_{1R} E_{2R} \varepsilon + \eta_R (E_{1R} + E_{2R}) \frac{d\varepsilon}{dt} \quad (3.30)$$



Rys. 3.4. Model trójparametrowy – standardowy ciała lepkosprężystego: a) I rodzaju – Zenera, b) II rodzaju, wg [113]

Model trójparametrowy – standardowy I rodzaju – Zenera można zbudować też łącząc szeregowo model Hooke’a (o parametrach E_{1S}) z modelem Kelvina-Voigta (o parametrach E_{2S} oraz η_S), co zostało pokazane również na rysunku 3.4a. Równanie stanu można zapisać w następującej postaci

$$(E_{1S} + E_{2S}) \sigma = E_{1S} \eta_S \left(\dot{\varepsilon} - \frac{1}{E_{1S}} \dot{\sigma} \right) + E_{1S} E_{2S} \varepsilon \quad (3.31)$$

Oba modele mogą być równoważne, ponieważ są one tylko mechaniczną interpretacją równań stanu ciała, gdy wartości współczynników sprężystości oraz lepkości zostaną odpowiednio dobrane i wtedy związek naprężeń z odkształceniami można zapisać następująco

$$a_1 \sigma + a_2 \dot{\sigma} = b_1 \varepsilon + b_2 \dot{\varepsilon} \quad (3.32)$$

gdzie a_1 , a_2 , b_1 , b_2 są współczynnikami, których wartości należy wyznaczyć.

W literaturze modele opisywane takimi równaniami nazywane są również jako standardowe. Sens fizyczny parametrów modelu standardowego jest bardziej zrozumiały, gdy równanie stanu przedstawimy w następującej postaci

$$\sigma + \tau_\varepsilon \dot{\sigma} = M_R (\varepsilon + \tau_\sigma \dot{\varepsilon}) \quad (3.33)$$

gdzie:

M_R – moduł relaksacji sprężystej,

τ_σ – czas relaksacji odkształcenia przy stałym naprężeniu,

τ_ε – czas relaksacji naprężenia przy stałym odkształceniu.

Analizując zmiany naprężenia i odkształcenia, w ciele opisanym takim równaniem, zachodzące w bardzo krótkim przedziale czasu, można otrzymać następującą zależność [25]

$$\lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta \sigma}{\Delta \varepsilon} = \frac{\tau_\sigma}{\tau_\varepsilon} M_R = M_U \quad (3.34)$$

gdzie parametr M_U to moduł sprężystości natychmiastowej lub nierelaksujący moduł sprężystości.

W przypadku gdy naprężenie i odkształcenie liniowego ciała standardowego zmieniają się okresowo, możemy je zapisać następująco [25]

$$\sigma(t) = \sigma_a e^{j\omega t} \quad \text{oraz} \quad \varepsilon(t) = \varepsilon_a e^{j\omega t}$$

Po podstawieniu tych funkcji do równania stanu ciała standardowego możemy zapisać

$$(1 + j\omega\tau_\varepsilon)\sigma_a = M_R(1 + j\omega\tau_\sigma)\varepsilon_a \quad (3.35)$$

Po wykonaniu prostych przekształceń otrzymamy

$$\sigma_a = M_R \frac{1 + j\omega\tau_\sigma}{1 + j\omega\tau_\varepsilon} \varepsilon_a \quad (3.36)$$

Wyrażenie $M_R \frac{1 + j\omega\tau_\sigma}{1 + j\omega\tau_\varepsilon}$ nazywa się zespolonym modułem sprężystości. Pomiedzy naprężeniem a odkształceniem w ciele standardowym występuje kąt przesunięcia fazowego będący miarą tarcia wewnętrznego. Możemy wyznaczyć tangens tego kąta jako iloraz części urojonej do rzeczywistej zespolonego modułu sprężystości i zapisać go w postaci [25]

$$\operatorname{tg} \delta = \frac{\omega(\tau_\sigma - \tau_\varepsilon)}{1 + \omega^2 \tau_\varepsilon^2} = \Phi(\omega) \frac{M_U - M_R}{(M_U M_R)^{1/2}} \quad (3.37)$$

Funkcja $\Phi(\omega) = \frac{\omega(\tau_\sigma\tau_\varepsilon)^{1/2}}{1+\tau_\varepsilon\tau_\sigma\omega^2}$ posiada maksymalną wartość, która wynosi 0,5, w przedziale $\omega(\tau_\sigma\tau_\varepsilon)^{1/2} = 1$. Można również zbudować model trójparametrowy – standardowy II rodzaju, łącząc szeregowo model Newtona z modelem Kelvina-Voigta lub łącząc równolegle model Newtona z modelem Maxwella (rys. 3.4b). Oba modele są równoważne i można napisać następujący związek łączący naprężenia z odkształceniami

$$\sigma + a\dot{\sigma} = b\dot{\varepsilon} + c\ddot{\varepsilon} \quad (3.38)$$

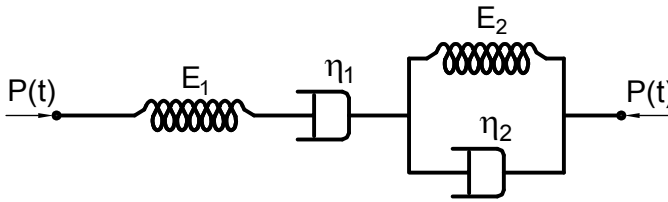
gdzie a, b, c są współczynnikami.

W podobny sposób można też otrzymać model czteroparametrowy, łącząc ze sobą szeregowo lub równolegle model Maxwella z modelem Kelvina-Voigta. Zależność naprężeń od odkształceń dla tego modelu jest następująca

$$\sigma + a\dot{\sigma} + b\ddot{\sigma} = c\dot{\varepsilon} + d\ddot{\varepsilon} \quad (3.39)$$

gdzie a, b, c, d są współczynnikami zależnymi od parametrów sprężyn i tłumików.

Połączenie szeregowe modelu Maxwella i Kelvina-Voigta nazywane jest inaczej modelem Bürgersa, co przedstawiono na rysunku 3.5.



Rys. 3.5. Model czteroparametrowy ciała lepkosprężystego tzw. Bürgersa, wg [113]

Przyjmując następujące parametry tych modeli [61]:

- a) dla modelu Maxwella: E_1 oraz η_1 ,
- b) dla modelu Kelvina-Voigta: E_2 oraz η_2 ,

otrzymamy następujące wyrażenia określające współczynniki w równaniu (3.39):

$$a = \frac{\eta_1}{E_1} + \frac{\eta_1}{E_2} + \frac{\eta_2}{E_2}, \quad b = \frac{\eta_1}{E_1} \cdot \frac{\eta_1}{E_2},$$

$$c = \eta_1, \quad d = \frac{\eta_1}{E_1} \cdot \eta_2$$

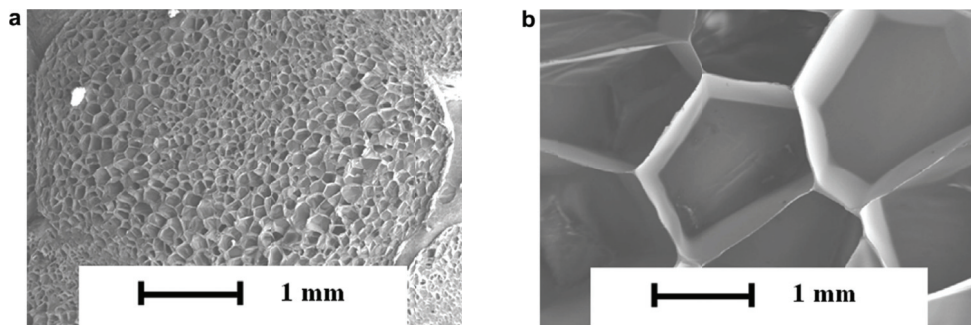
Proces pełzania w modelu Bürgersa można opisać następującym równaniem [61]

$$\varepsilon(t) = \frac{\sigma_0}{E_1} + \frac{\sigma_0}{\eta_1} \cdot t + \frac{\sigma_0}{E_2} \left(1 - e^{\frac{-E_2 t}{\eta_2}} \right) \quad (3.39a)$$

gdzie σ_0 jest wartością naprężenia σ dla $t = 0$.

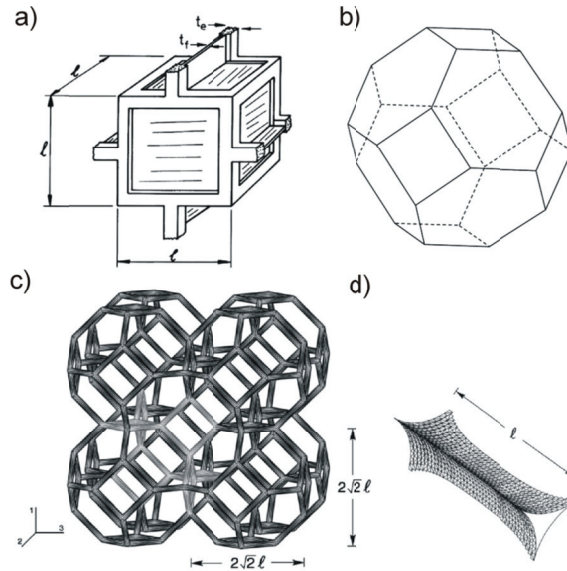
Porównując zaprezentowane modele ciała lepkosprężystego oraz odpowiadające im równania konstytutywne, można zauważyć, że rozbudowa modeli mechanicznych powoduje wzrost rzędu równań. Zbudowanie bardziej złożonych modeli np. poprzez wielokrotne połączenie równoległe modeli Maxwella – tzw. model Maxwella-Wiecherta lub szeregowo połączenie modeli Kelvina-Voigta nie jest zbyt trudne. Natomiast rozwiązywanie odpowiadających im równań staje się bardziej skomplikowane. Przyczyniło się to do rozwoju modeli całkowych materiałów lepkosprężystych [113]. Przebiegi lepkosprężyste mogą być zakwalifikowane jako liniowe lub nieliniowe. Przebiegi liniowe jak wykazano są modelowane jako połączenie sprężyn oraz tłumików z cieczami newtonowskimi i opisywane równaniami liniowymi. Przebiegi nieliniowe opisują równania konstytutywne wyższych rzędów.

Pianki polimerowe są materiałami dwufazowymi, w których faza gazowa jest rozproszona w ciągłej fazie makromolekularnej [99]. Mogą być zbudowane z komórek otwartych, wtedy przylegające do siebie komórki mają wspólne tylko krawędzie, o kształcie zbliżonym do belek. Mogą też być zbudowane z komórek zamkniętych, wtedy przylegające komórki mają wspólne krawędzie i ścianki o mniej lub bardziej regularnych kształtach. Posiadają bardzo dobre właściwości izolacyjne zarówno mechaniczne, dielektryczne, jak i termiczne. Charakteryzują się też dużą zdolnością pochłaniania energii mechanicznej, co jest szczególnie użyteczne przy tłumieniu zaburzeń impulsowych, które mogą mieć szkodliwy wpływ na ochranianą część ciała lub obiekt. Połączenie dobrych właściwości mechanicznych z małą gęstością powoduje, że są stosowane również jako materiały konstrukcyjne zwłaszcza w przemyśle motoryzacyjnym, maszynowym, lotniczym, kosmicznym, budownictwie, na opakowania oraz w hełmach i kaskach. Właściwości mechaniczne (sprężyste oraz niesprężyste) pianek polimerowych zależą zarówno od ich struktury, gęstości, jak i rodzaju polimeru (polietylen, -propylen, -styren), z którego zbudowane są komórki. Parametry procesu technologicznego (np. średnica początkowa granulek EPS) mają również duży wpływ na jednorodność struktury. Strukturę pianki determinuje kształt i rozkład wielkości oraz parametry geometryczne (grubość, długość, kształt ścianek i krawędzi) komórek. Na rysunku 3.6 widać duże różnice w budowie pianek, w zależności od materiału matrycy.



Rys. 3.6. Zdjęcie z mikroskopu skaningowego przy powiększeniu $\times 30$ pianki: a) EPS o gęstości około 30 kg/m^3 , b) PE o gęstości około 60 kg/m^3 [89]

Masa ścian komórek wynosi około 98% dla EPS oraz od 65% do 93% dla PE-LD masy komórki. Wynika stąd, że przy działaniu naprężeń ściskających mechanizmy deformacji ścian komórek mają główny wpływ na właściwości mechaniczne pianki. Stosunek objętości i ilości komórek otwartych do zamkniętych również wpływa na te właściwości. W przypadku pianek o bardzo dużej gęstości pozornej można je modelować jako materiał porowaty zawierający matrycę oraz pory zamknięte [97, 98]. Badania teoretyczne właściwości pianek o małej gęstości pozornej często wykorzystują założenie, że strukturę tych materiałów tworzy wyidealizowany zwarty zespół cienkościennych płyt i krawędzi. Kształt komórek może być zbliżony do sześcienu, co przedstawiono na rysunku 3.7a, gdzie przyjęte symbole oznaczają odpowiednio: l – długość krawędzi ramy, t_e – grubość ramy, t_f – grubość płyty cienkościennej. W literaturze spotyka się również tzw. model Kelvina komórek pianki [64, 78]. W modelu tym przyjęto, że komórki mają krawędzie o równej długości l oraz kształt wielościanu posiadającego osiem ścian sześciokątnych i sześć ścian kwadratowych (ang. tetrakaidecahedron), co przedstawiono na rysunku 3.7. Rozmiar komórki wynosi $h = 2\sqrt{2}l$. Wielościan ten posiada przy określonej objętości najmniejszą powierzchnię. Kształt komórek w modelu Kelvina jest bardziej zbliżony do spotykanych kształtów rzeczywistych niż komórek sześciennych. W literaturze przedmiotu spotyka się dwa sposoby modelowania materiałów piankowych. W pierwszym sposobie analizowane są właściwości mechaniczne wzorcowej komórki lub zespołu komórek [42, 66], których przestrzenne ułożenie zbliżone jest do kolumn, a następnie wyznaczane są właściwości całego materiału. W drugim sposobie modelowania opartym o metody statystyczne określone są właściwości mechaniczne statystycznie istotnej ilości komórek o zróżnicowanych kształtach i rozmiarach (np. w modelu Voronoi), a następnie wyznaczane są właściwości całego materiału [49]. Metoda statystyczna pozwala uwzględniać wpływ niejednorodności struktury na właściwości pianek.



Rys 3.7. Model komórki pianki polimerowej: a) sześcian wg [42], b) wielościan Kelvina wg [www.mathworld.wolfram.com/topics/MiscellaneousPolyhedra.html], c) klastery wielościanów Kelvina, d) krawędź komórki o długości l , wg [43]

Metody obliczeniowe właściwości mechanicznych pianek można podzielić na dwie grupy. Do pierwszej grupy należą różne metody numeryczne [80], np. metoda elementów skończonych, w których struktura pianki odwzorowywana jest z jak największą dokładnością. Drugą grupę tworzą metody analityczne, w których przyjmowane są liczne uproszczenia, co nie powoduje istotnej utraty dokładności obliczeń, lecz ułatwia ich przeprowadzanie. Jeden z bardziej znanych modeli analitycznych został przedstawiony w pracy [42], gdzie kształty geometryczne rzeczywistych komórek zostały zastąpione sześcianami. Pozwoliło to powiązać właściwości mechaniczne z gęstością względną pianki, co jest cechą charakterystyczną tego modelu. Inne parametry mikrostruktury, np. wielkość lub kształt komórek, grubość ścianek, nie są uwzględniane. Zgodnie z tym modelem właściwości sprężyste pianki o zamkniętych komórkach wynikają ze sprężystych odkształceń zginanych krawędzi (o przekroju kwadratowym) oraz ścianek, jak również ciśnienia gazu znajdującego się w komórce. Naprężenia w zakresie sprężystym powodują wystąpienie odkształceń o wartości od 3% do 5%, zależnie od rodzaju polimeru. Moduł Younga takiej pianki można wyrazić następująco [42]

$$\frac{E_f}{E_s} \approx \phi^2 \left(\frac{\rho_f}{\rho_s} \right)^2 + (1 - \phi) \frac{\rho_f}{\rho_s} + \frac{P_0(1 - 2\nu_f)}{E_s \left(1 - \frac{\rho_f}{\rho_s} \right)} \quad (3.40)$$

gdzie:

- Φ – stosunek masy materiału zawartej w krawędziach do masy komórki (masa gazu jest pomijana). Dla pianek z komórkami otwartymi $\Phi = 1$ oraz $\Phi < 1$ – dla pianek z komórkami zamkniętymi. W przypadku pianek z komórkami zamkniętymi wyrażenie $(1 - \Phi)$ oznacza jaką część materiału matrycy zawarta jest w ściankach,
- E_S – moduł Younga polimeru, MPa,
- E_f – moduł Younga pianki, MPa,
- ν_f – stała Poissona pianki,
- ρ_f – gęstość pozorna pianki (stosunek masy do jednostki objętości pianki), kg/m^3 ,
- ρ_S – gęstość materiału polimeru, kg/m^3 ,
- P_0 – ciśnienie początkowe (często równe atmosferycznemu 0,1 MPa) gazu wypełniającego komórki pianki, MPa,
- ρ_f/ρ_S – gęstość względna pianki.

Ostatni człon wyrażenia (3.40) można pominąć, ponieważ ciśnienie początkowe gazu zamkniętego w komórce jest nieznaczące (najczęściej równe atmosferycznemu). Autorzy tego modelu zaproponowali też przyjęcie stosunku modułu Younga pianki do jej gęstości względnej jako parametru pozwalającego porównywać właściwości mechaniczne tych materiałów. Przyjmując, że wartość stałej Poissona pianki nie zależy od jej gęstości i wynosi $\nu_f = 0,33$, można zapisać wyrażenie określające moduł Kirchhoffa (G_f) w postaci następującej [105]

$$\frac{G_f}{G_S} \approx \Phi^2 \left(\frac{\rho_f}{\rho_S} \right)^2 + (1 - \Phi) \frac{\rho_f}{\rho_S} \quad (3.41)$$

Zależność naprężeń ściskających od odkształceń w zakresie sprężystym liniowym można zapisać następująco:

$$\sigma = E_f \cdot \varepsilon \quad \text{dla} \quad 0 < \sigma < \sigma_{yf} \quad (3.42)$$

gdzie:

- σ – naprężenie,
- ε – odkształcenie,
- σ_{yf} – naprężenie płynięcia pianki.

Zgodnie z modelem (3.42) odkształcenia sprężyste pianki spowodowane są zginaniem krawędzi oraz deformacją (ściskaniem, rozciąganiem) ścian komórek. W tym zakresie odkształceń materiał pochłania energię uderzenia w bardzo małym stopniu. Pozostała część energii uderzenia jest przekazywana do ochranianego obiektu lub części ciała. Naprężenia o wartości przekraczającej granicę sprężystości powodują pojawienie się w komórkach odkształceń krawędzi i ścianek w zakresie plastycznym

oraz wzrost ciśnienia zawartego gazu. Odształcenia te prowadzą stopniowo do pęknięcia, zniszczenia oraz zetknięcia się ścianek w pewnej ilości komórek pianki. Dal-
szy, nawet nieznaczny wzrost wartości naprężeń powoduje wystąpienie odształceń
o dużej wartości – od 60% do 70%. Jest to główny mechanizm, tzw. plateau, pochła-
niania energii uderzenia przez pianki polimerowe. Zależność naprężenia σ od od-
ształcenia ε w tym zakresie można zapisać następująco

$$\sigma = \sigma_{Yf} + \frac{P_0 \cdot \varepsilon}{1 - \varepsilon - R} \quad \text{dla} \quad \varepsilon_{yf} < \varepsilon < \varepsilon_D \left(1 - \frac{1}{D}\right) \quad (3.43)$$

gdzie:

σ_{Yf} – wartość naprężenia płynięcia przy ściskaniu,

ε_{yf} – wartość odształcenia płynięcia pianki przy ściskaniu,

ε_D – wartość odształcenia, gdy nastąpiło całkowite zagęszczanie pianki [8], którą
można wyznaczyć, korzystając z następującej zależności

$$\varepsilon_D = 1 - 1,4 \cdot \frac{\rho_f}{\rho_s} \quad (3.44)$$

gdzie $R = \rho_f/\rho_s$ to stosunek gęstości pozornej pianki do gęstości polimeru.

W zakresie odształceń nieliniowych autorzy pracy [23] przyjęli, że naprężenie
płynięcia pianki (σ_{Yf}) jest funkcją naprężenia płynięcia polimeru (σ_{YS}) i zapropono-
wali następującą zależność

$$\frac{\sigma_{Yf}}{\sigma_{YS}} \approx 0,3 \left(\Phi \frac{\rho_f}{\rho_s} \right)^{3/2} + A(1 - \Phi) \frac{\rho_f}{\rho_s} + \frac{P - P_0}{\sigma_{YS}} \quad (3.45)$$

gdzie P to ciśnienie gazu w ściskanej komórce pianki. Wartość współczynnika A
zależy od rodzaju pianki. W pracy [23] przyjęto $A = 1$ dla pianki z ekspandowane-
go polistyrenu, a w pracy [106] $A = 0,4$ dla pianki poliuretanowej. Należy zazna-
czyć, że wyznaczenie poprawnej wartości parametru Φ nie jest jednoznaczne. Au-
torzy powyższego modelu przyjęli wartość $\Phi = 0,89$, lecz w literaturze zawiera się
ona w przedziale od 0,60 do 0,90, zależnie od gęstości pianki. Dlatego jego war-
tość przyjmowana jest arbitralnie, zależnie od warunków eksperymentu. W przy-
padku pianek o gęstości pozornej od 0,30 do 0,85 powoduje to duże rozbieżności
wartości, zwłaszcza naprężeń zniszczenia, w stosunku do wyników eksperymental-
nych [105]. W tabeli 3.3 przedstawiono przykładowo wartości naprężeń powodują-
cych odształcenia plastyczne w pianie EPS.

Tabela 3.3. Naprężenia graniczne odkształceń plastycznych pianki EPS, wg [38]

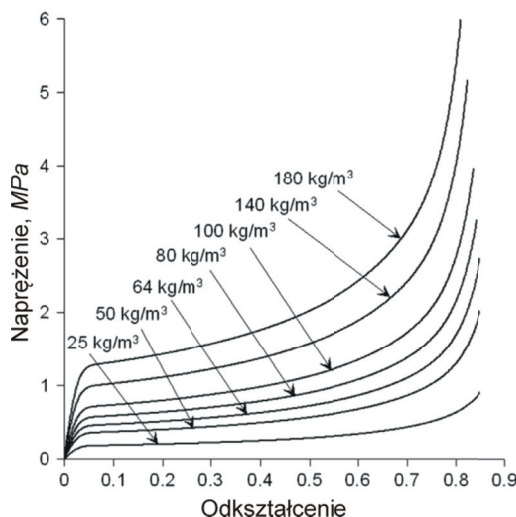
Gęstość pianki, kg/m ³	Naprężenie płynięcia, MPa	Naprężenia w zakresie odkształceń plastycznych, MPa
25	0,18	0,18÷0,38
50	0,35	0,35÷0,76
64	0,45	0,45÷0,97
80	0,58	0,58÷1,20
100	0,72	0,72÷1,51

Dalszy wzrost obciążania powoduje ostatecznie zniszczenie większości komórek oraz zetknięcie się ścianek. Następujący mały wzrost odkształceń skutkuje wykładniczym wzrostem naprężeń i utratą spójności przez materiał. Zależność naprężenia od odkształcenia można wtedy zapisać następująco

$$\sigma = \sigma_Y \frac{1}{D} \left(\frac{\varepsilon_D}{\varepsilon_D - \varepsilon} \right)^m + \frac{P_0 \cdot \varepsilon}{1 - \varepsilon - R} \quad \text{dla} \quad \varepsilon > \varepsilon_D \left(1 - \frac{1}{D} \right) \quad (3.46)$$

gdzie: D , m – współczynniki (dla EPS $D = 2,3$ oraz $m = 1$).

W przedziale z zależności (3.46), gdy następuje zagęszczenie odkształceń wartość pochłanianej energii uderzenia jest stosunkowo mała. Przebieg procesu odkształcania pianek przedstawiony jest na rysunku 3.8.

**Rys. 3.8.** Zależność naprężeń ściskających od odkształcenia w funkcji gęstości pianki EPS [38]

W pracy [2], stosując model Kelvina komórek wyznaczono moduł ściśliwości K materiałów piankowych, który można zapisać w następującej postaci

$$K = \frac{2E}{9(1-\nu)} \cdot \frac{\rho}{\rho_s} + P_0 \quad (3.47)$$

Nie uzyskano jednak dobrej zgodności z wynikami eksperymentalnymi.

Zależność naprężenia σ od odkształcenia ε można zapisać też w następującej postaci [7]

$$\sigma = A \left(1 - e^{(-E_f/A)\varepsilon(1-\varepsilon)^m} \right) + B \left(\frac{\varepsilon}{1-\varepsilon} \right)^n \quad (3.48)$$

gdzie wartości wykładników $0 < m < 1$ oraz $1 < n < \infty$ należy ustalić doświadczalnie.

Pierwszy składnik wyrażenia (3.48) opisuje zależność naprężeń w piance od odkształceń sprężystych oraz niesprężystych. Drugi składnik, z kolei, opisuje zależność naprężeń od odkształceń powodujących zagęszczenie komórek pianki. Po zróżniczkowaniu pierwszego składnika względem odkształcenia dla wartości odkształcenia dążącego do zera otrzymamy

$$\lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \frac{\partial}{\partial \varepsilon} \left(A \left(1 - e^{(-E_f/A)\varepsilon(1-\varepsilon)^m} \right) \right) = E_f \quad (3.49)$$

Sens fizyczny tej zależności jest taki, że tangens kąta nachylenia stycznej do krzywej naprężenie-odkształcenia dla pianki, dla wartości odkształcenia bliskich zeru jest równy początkowej wartości modułu Younga tej pianki. Dla wartości odkształcenia dążącego do nieskończoności otrzymamy dla pierwszego składnika

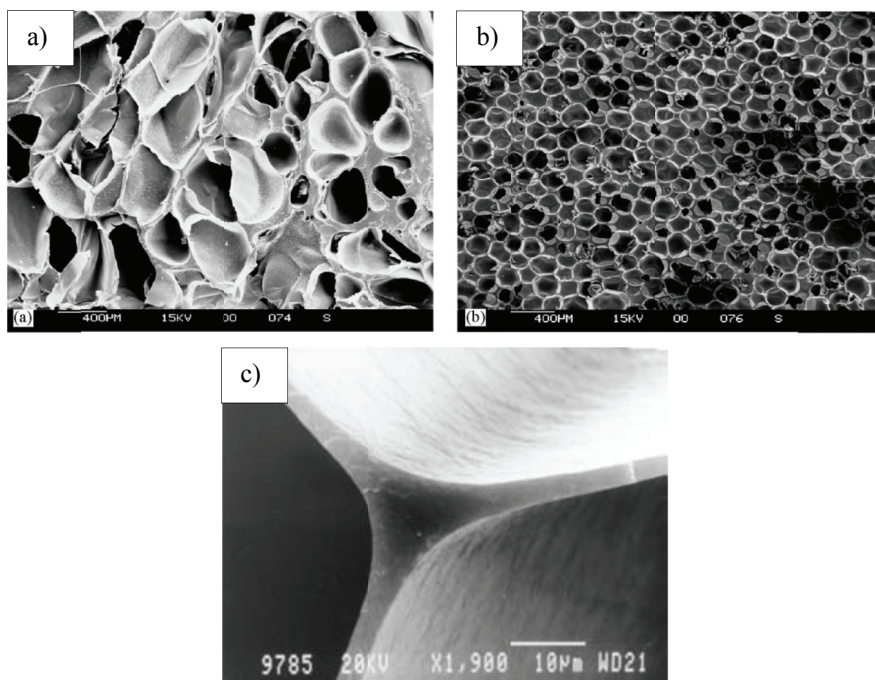
$$\lim_{\varepsilon \rightarrow \infty} \left(A \left(1 - e^{(-E_f/A)\varepsilon(1-\varepsilon)^m} \right) \right) = A \quad (3.50)$$

co oznacza, że dla dużych wartości odkształceń naprężenia są stałe (zakres tzw. plateau), a ich wartości bliskie A . Wartości parametrów E_f oraz A zależą od gęstości pianki. Zaletą tego modelu jest jedno równanie opisujące przebieg naprężeń w całym zakresie odkształceń.

W pracy [135] zaproponowano równania konstytutywne uwzględniające prędkość odkształceń dla przypadku jednoosiowego rozciągania i ściskania, jak również dla trójosiowego ściskania, dla różnych pianek polimerowych. Różnice właściwości statycznych i dynamicznych pianek EPS są zauważalne dla dużych prędkości odkształcenia, większych od 1000/s [36].

Pianki poliuretanowe otrzymywane są głównie z aromatycznych izocyjanianów. Najczęściej są to mieszaniny izomerów różnie podstawionych form diizocyjaniano-

toluileniu (głównie 2,4-diizocyjanianotoluileniu), zwanych wspólnie TDI, oraz mieszaniny różnie podstawionych metyldifenyldiizocyjanianów, wspólnie nazywanych MDI. Drugim reagentem przy produkcji pianek są oligomery poliestrowe lub -eterowe zakończone grupami hydroksylowymi ($-OH$), tzw. poliiole. Niezależnie od rodzaju surowca, np. poliester, polieter, glikol, do reakcji otrzymywania pianek wykorzystuje się tylko obecność grup hydroksylowych. Pianki na bazie poliestrów i MDI są sztywniejsze i mało odporne na czynniki środowiskowe, zaś pianki na bazie polieterów i TDI są bardziej elastyczne i trwalsze. Najczęściej stosowanym środkiem porotwórczym jest woda, z której w wyniku reakcji z izocyjanianami powstaje dwutlenek węgla, powodujący powstanie porów otwartych lub zamkniętych. Stosowane są również izomery pentanu oraz fluorowęglowodory (w aplikacjach, gdzie wymagana jest ognioodporność). Pianki PU można podzielić, stosując jako kryterium gęstość usieciowania na: elastyczne (o małej gęstości), półsztywne (o pośredniej gęstości), sztywne (o dużej gęstości). Znane są też pianki, których warstwa zewnętrzna jest bardzo gęsta, natomiast porowatość warstw wewnętrznych jest znacznie większa. W piankach występują zarówno komórki otwarte, jak i zamknięte, co wpływa istotnie na ich właściwości fizyczne. Gęstość pianek z komórkami zamkniętymi wynosi od 30 do 100 kg/m³, wytrzymałość na ściskanie około 350 kPa.



Rys. 3.9. Zdjęcia pianek polimerowych z mikroskopu skaningowego przy powiększeniu $\times 25$: a) próbka z EPP, b) próbka ze sztywnego PUR [7], c) widok ścian i krawędzi komórki [102]

Z fotografii na rysunku 3.9 wyraźnie wynika, że komórki w piance PUR mają mniejsze wymiary niż w EPP. Pianki PUR o gęstości $25,6 \text{ kg/m}^3$ cechują się modułem Younga o wartości 2,78 MPa, modułem Kirchhoffa – 0,84 MPa, naprężeniem płynięcia – 0,84 MPa, a odkształcenie zagęszczenia wynosi 80% [110].

Znane są pianki PUR o budowie tzw. auksetycznej, których stała Poissona jest ujemna i zawiera się w przedziale od -0,1 do -0,7 [69]. Ujemna wartość stałej Poissona powoduje zwiększenie odporności na działanie naprężeń ścinających, co wynika ze wzrostu wartości modułu Kirchhoffa, zgodnie z zależnością (3.3). Właściwości mechaniczne niektórych pianek, np. PU, można modyfikować poprzez dodawanie małych ilości cząstek mineralnych [106] lub włókien.

Elementy z pianki EPS najczęściej wytwarzane są w procesie dwuetapowym. W etapie pierwszym z polistyrenu otrzymywane są cząsteczki, o średnicy do około 500 μm , zawierające tzw. porofor, np. pentan lub para wodna. Cząsteczki te po podgrzaniu do temperatury 100°C i zwiększeniu objętości do około dziesięciu razy, są ochładzane. Do wnętrza tak otrzymanych porowatych granulek dyfunduje powietrze przez określony czas (do 6 tygodni) [73]. W drugim etapie granulki są spiekane (powyżej temperatury zeszklenia i przy wysokim ciśnieniu) i ekspandowane do pożądanej gęstości (najczęściej od 10 do 100 kg/m^3), a następnie ochładzane, w formie o odpowiednim kształcie. Intensywne ochłodzenie poniżej temperatury zeszklenia polistyrenu powoduje usztywnienie ścianek komórek wokół rozszerzonych pęcherzyków gazu i stabilizację uzyskanej struktury piankowej. Powstaje tak materiał zbudowany ze spieczonych granulek o średnicy od 2 do 4 mm, z gęstymi i sztywnymi ściankami, zawierający małe zamknięte komórki o rozmiarach od 1 nm do 300 μm .

Osobnym problemem jest degradacja spienionych perełek EPS w funkcji temperatury. Badania pokazały, że powyżej temperatury 95°C proces mięknięcia spienionych perełek EPS (który rozpoczyna się już w 70°C) przekształca się w proces ich degradacji. Zjawisko to uzasadnia zalecenia producentów, żeby nie pozostawiać kasków w miejscach narażonych na oddziaływanie słońca, a zwłaszcza w samochodach.

W strukturze pianek EPS można wyróżnić dwie wielkości podstawowych komórek, które deformują się współzależnie. Parametry tych komórek, jak wykazały badania mikroskopowe, mają wpływ na wielkość pochłanianej energii. Badania te przeprowadzone po testach zderzeniowych wykazały też, że rozkład zdeformowanych komórek, w kierunku działania wypadkowej siły zderzenia, nie jest jednorodny. Warstwy materiału znajdujące się bliżej powierzchni zderzenia, ulegają większym odkształceniom, co wynika z falowego charakteru zjawiska rozchodzenia się zaburzenia impulsowego [101, 137]. Powoduje to, że grubość materiału pochłaniającego energię zderzenia jest ważnym parametrem konstrukcyjnym [23].

Moduł Younga pianki EPS przykładowo o gęstości 65 kg/m^3 wynosi około 7,5 MPa, a o gęstości 90 kg/m^3 około 8,6 MPa, natomiast wartość stałej Poissona przyjmowana jest bliska zeru (np. 0,01). Dla pianek o małej gęstości pozornej często przyjmowane jest założenie, że wartość stałej Poissona jest bliska zeru. W pracy [67] przeprowadzono badania eksperymentalne jednoosiowego ściskania pianek EPS, które wykazały, że odkształcenia w kierunkach normalnych do kierunku odkształcenia są mniejsze od 2%. Podczas próby rozciągania pianki EPS wykazują cechy materiału kruchego, natomiast wzrost gęstości powoduje liniowy wzrost wytrzymałości na rozciąganie. Obciążenie ściskające przyłożone w sposób dynamiczny ma mały wpływ na wartość modułu Younga oraz dosyć duży na ilość zniszczonych komórek pianki.

W przypadku gdy gęstość pianki EPS wzrasta, zwiększa się wartość modułu Younga oraz naprężenia płynięcia, lecz zmniejsza się wartość odkształcenia, od którego następuje wykładniczy wzrost naprężenia, co widać na rysunku 3.8. Wzrost gęstości pianki ponad pewną graniczną wartość powoduje, że efekt płynięcia nie występuje. Gęstość pianki ma wpływ ilościowy, jak i jakościowy na jej właściwości mechaniczne. Pianki EPS o małej gęstości absorbują energię uderzenia w dużej objętości materiału przylegającego do miejsca uderzenia. Natomiast pianki o dużej gęstości absorbują tę energię poprzez kruche zniszczenie tylko komórek znajdujących się w pobliżu miejsca uderzenia. Pianki EPS o dużej gęstości absorbują większą ilość energii niż pianki o małej gęstości – dla odkształceń o takiej samej wartości, lecz przekazują większe maksymalne siły i przyspieszenia, działające blisko miejsca uderzenia, na przylegający obiekt lub część ciała, np. głowa rowerzysty. Niemniej jednak, aby pochłonąć taką samą ilość energii, pianka o małej gęstości musi mieć znacznie większą grubość, co wymaga poniesienia dodatkowych kosztów oraz wpływa na estetykę hełmów. Mając podaną grubość pianki, dopuszczalne położenie komórek mogących ulec zniszczeniu oraz wartość energii, która ma być pochłonięta, optymalny projekt powinien wskazać gęstość pianki EPS, tak aby zminimalizować przyspieszenie i siłę maksymalną działającą na ochranianą głowę. Elementy ochronne wykonane z pianek o zbyt małej gęstości mogą ulec całkowitemu zniszczeniu pod wpływem uderzenia o dużej energii, w wyniku czego przestają zabezpieczać głowę. Natomiast w przypadku pianek o zbyt dużej gęstości, uderzenie o małej energii spowoduje zniszczenie pewnej liczby komórek, lecz nie zostanie uzyskany efekt wystarczającego zmniejszenia wartości sił działających na głowę, co wynika z rysunku 3.8. W takiej sytuacji pianka o dużej gęstości oddziałuje na głowę podobnie jak przeszkoda i sama może stanowić zagrożenie. Pochłanianie energii uderzenia przez zaprezentowane materiały związane jest z nieodwracalnymi zmianami struktury, co z punktu widzenia możliwości ich dalszej eksploatacji jest dużym ograniczeniem. Z tego względu

prorowadzone są badania mające na celu opracowanie materiałów absorbujących energię lecz bez trwałych zmian struktury. Jednym z takich materiałów częściowo spełniającym te wymagania jest pianka poliuretanowa o otwartych komórkach, o nazwie handlowej Poron XRD produkowana przez firmę Rogers Cooperation z USA. Inną grupę stanowią materiały polimerowe o właściwościach cieczy nienewtonowskich. Przykładem takich materiałów jest polimer lepkosprężysty VPD (Visco-Elastic Polymer Dough). Stosowany jest też glikol polietylenowy (Poly Ethylene Glycol), który może zwiększyć swoją lepkość o 1000% [109] oraz polimer D30, który posiada właściwości cieczy nienewtonowskiej. Prędkość ścinania tych materiałów zależy od wartości naprężenia ścinającego oraz czasu. Wzrost prędkości ścinania powoduje wykładnicze zwiększenie wartości lepkości. W tabeli 3.4 przedstawiono niektóre właściwości fizyczne polimeru D30.

Tabela 3.4. Właściwości polimeru D30 [www.D30.com]

Badany parametr	Metoda badania	D30 ST	D30 XT	D30 Shock+	D30 Aero
Gęstość, kg/m ³	ISO 845:2009	400÷550	400÷600	500÷700	200÷300
Twardość, Shore'a (00)	ASTM D2240-05 (2010)	60÷75	65÷80	70÷85	30÷50
Ochrona przed uderzeniem, kN	EN 1621 10J na 10 mm	3,8	3,8	5,2	3,6
Wytrzymałość na rozciąganie, MPa	ISO 1798:2008	1,5	1,7	2,2	0,5
Wytrzymałość na rozerwanie, N/mm	ISO 34-1:2004 metoda B	6,8	6,5	9,6	2,2
Wydłużenie przy zerwaniu, %	ISO 1798:2008	180	160	230	200
Odkształcenie po ściskaniu, %	BS EN ISO 1856:2001	< 2	< 1	10	< 2

Polimer D30 może też występować w postaci pianki (D30 Aero). Materiały te również mają swoje słabości, np. konieczność wymiany co dwa lata, mała odporność na niskie temperatury oraz promieniowanie ultrafioletowe.

3.3. Efektywność amortyzacji energii

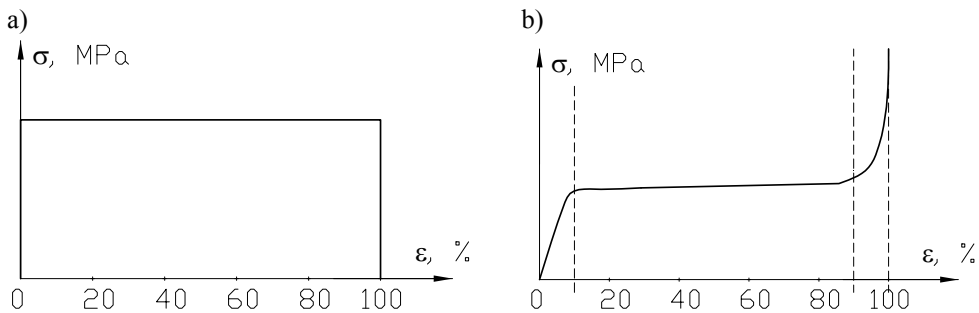
W celu ilościowego określania zdolności materiału do amortyzowania energii uderzenia oraz porównywania stosowanych tworzyw wprowadzone zostały różne parametry [70]. Załóżmy, że ciało o masie m spada na materiał o grubości h_c , powierzchni A_c , module Younga E i wysokości H_c . Rozważmy reakcję na takie uderzenie materiału, o wyidealizowanych – wzorcowych właściwościach amortyzacyjnych oraz właściwościach realnych. W materiale wzorcowym zostanie wytworzone naprężenie ściskające o stałej wartości σ , które spowoduje jego całkowite ściśnięcie, czyli na drodze równej grubości h_c . Materiał ten zaabsorbuje w ten sposób energię równą $W = \sigma A_c h_c$.

W następstwie takiego uderzenia maksymalne odkształcenie materiału o właściwościach realnych wynosi ε_m , a naprężenie σ_m . Energię uderzenia pochłoniętą przez ten materiał możemy wyznaczyć z następującej zależności

$$mgH_c = A_c h_c \int_0^{\varepsilon_m} \sigma(\varepsilon) d\varepsilon \quad (3.51)$$

gdzie wyrażenie $\int_0^{\varepsilon_m} \sigma(\varepsilon) d\varepsilon$ jest równe pracy wykonanej przy odkształcaniu pianki do wartości ε_m , przypadającej na jednostkę objętości.

Na rysunku 3.10 przedstawiony jest przebieg schematyczny krzywych naprężenie – odkształcenie dla obu tych materiałów.



Rys. 3.10. Wykres poglądowy zależności naprężenia od odkształcenia dla materiałów wibroizolacyjnych: a) wyidealizowanych, b) realnych, np. piankowych

Siła ciężkości o wartości mg działająca na powierzchnię o wartości A_c generuje naprężenie statyczne $\sigma_0 = mg/A_c$, które możemy zapisać w następującej postaci

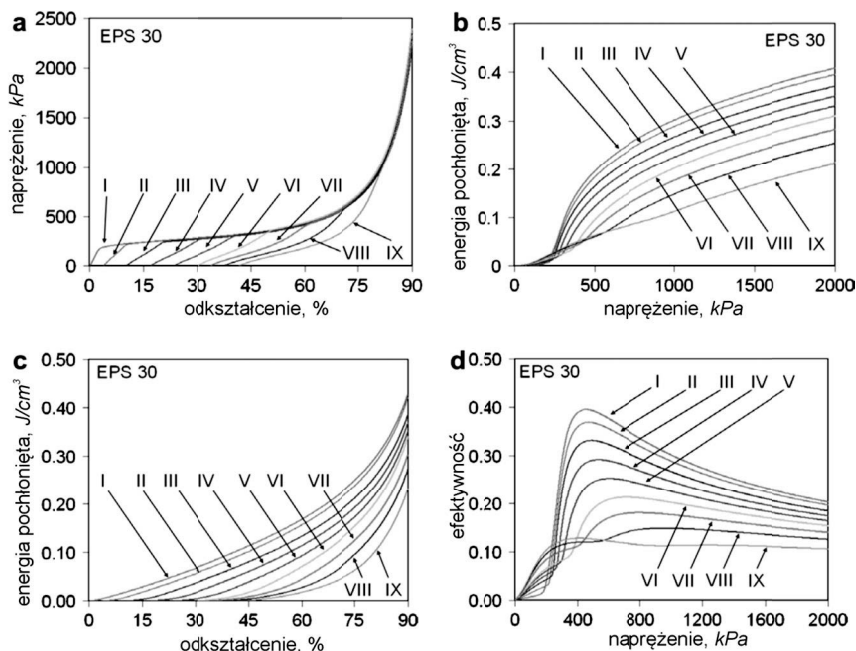
$$\sigma_0 = \frac{h_c}{H_c} \int_0^{\varepsilon_m} \sigma(\varepsilon) d\varepsilon \quad (3.52)$$

Naprężenie maksymalne powstające w tym materiale, znormalizowane względem naprężenia statycznego, możemy zapisać w następującej postaci

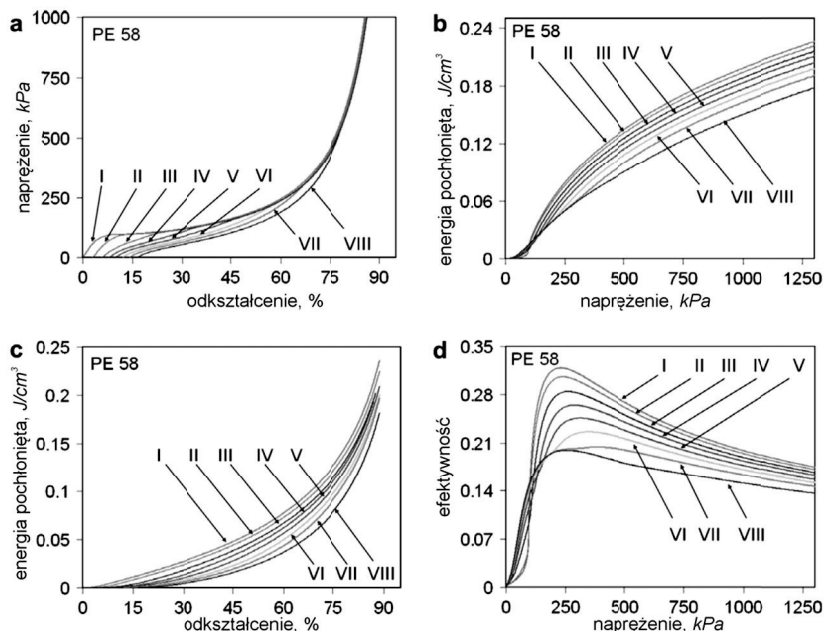
$$G_m = \frac{\sigma_m}{\sigma_0} = \frac{\sigma_m}{mg} A_c = \frac{\sigma_m A_c}{(A_c h_c / H_c) \int_0^{\varepsilon_m} \sigma(\varepsilon) d\varepsilon} = \frac{\sigma_m}{(h_c / H_c) \int_0^{\varepsilon_m} \sigma(\varepsilon) d\varepsilon} \quad (3.53)$$

Dla materiału o znanej charakterystyce naprężenie-odkształcenie, możemy wyznaczyć z zależności (3.53) wartość odkształcenia maksymalnego, dla każdej wartości naprężenia statycznego, grubości materiału amortyzującego oraz wysokości upadku.

Na podstawie zależności (3.51)÷(3.53), znając przebieg krzywych przykładowo pokazanych na rysunku 3.8, wartość energii uderzenia, rodzaj materiału amortyzującego oraz dopuszczalną wartość siły, która może oddziaływać na chroniony obiekt, możemy wyznaczyć optymalną gęstość pianki. Zadanie takie znacznie ułatwia wykreślenie zależności zaabsorbowanej energii od naprężeń lub odkształceń powstających w piance dla jej różnych gęstości, co pokazano na rysunkach 3.11b i 3.11c oraz rysunkach 3.12b i 3.12c.



Rys. 3.11. Zależność dla pianki EPS o gęstości około 30 kg/m³ dla dziewięciu kolejnych prób obciążania: a) naprężenia od odkształcenia, b) pochłoniętej energii od naprężenia, c) pochłoniętej energii od odkształcenia, d) efektywności pochłaniania energii w funkcji [89]



Rys. 3.12. Zależność dla pianki PE o gęstości około 58 kg/m^3 dla ośmiu kolejnych prób obciążania: a) naprężenia od odkształcenia, b) pochłoniętej energii od naprężenia, c) pochłoniętej energii od odkształcenia, d) efektywności pochłaniania energii w funkcji naprężenia [89]

Innym parametrem materiałów pochłaniających energię uderzenia jest efektywność absorpcji. Parametr ten wyznaczamy jako stosunek energii pochłoniętej przez materiał badany poddany odkształceniu o wartości ε do powstającego naprężenia $\sigma(\varepsilon)$. Związek ten można zapisać w następującej postaci [7]

$$E(\varepsilon) = \frac{\int_0^\varepsilon \sigma(\varepsilon) d\varepsilon}{\sigma(\varepsilon)} \quad (3.54)$$

Zależność ta jest nieliniowa i występuje w niej maksimum lokalne. Największe wartości efektywności występują dla wartości odkształceń bliskich odkształceniu zagęszczenia pianki. Parametr ten ułatwia porównywanie właściwości absorpcyjnych różnych materiałów, co widać na rysunkach 3.11d i 3.12d.

Właściwości amortyzujące materiału można też scharakteryzować poprzez podanie stosunku energii pochłoniętej przez badany materiał do energii pochłoniętej przez wzorcowy materiał, przy zachowaniu tej samej wartości naprężenia i odkształcenia. Parametr ten można zapisać następująco

$$I = \frac{E}{\varepsilon} = \frac{\int_0^\varepsilon \sigma(\varepsilon) d\varepsilon}{\sigma \varepsilon} \quad (3.55)$$

W celu porównywania zdolności absorpcji energii uderzenia przez różne materiały, stosowany jest tzw. współczynnik Janssena. Wyznaczany jest on jako stosunek przyspieszenia o maksymalnej wartości, wytwarzanego w badanym materiale, do przyspieszenia generowanego w materiale wzorcowym uderzeniem o tej samej energii. Przyspieszenie a_i w materiale wzorcowym generowane uderzeniem, możemy wyznaczyć z następującej równości energii kinetycznej i pracy [70]

$$\frac{1}{2}mv^2 = ma_i h_c \quad (3.56)$$

gdzie:

v – prędkość zderzenia,

h_c – przemieszczenie.

Możemy więc wyznaczyć przyspieszenie i zapisać następująco

$$a_i = \frac{v^2}{2h_c} \quad (3.57)$$

Zgodnie z wprowadzoną definicją współczynnika Janssena można zapisać

$$J = \frac{a_m}{a_i} = \frac{2 a_m h_c}{v^2} \quad (3.58)$$

W celu porównywania zdolności pochłaniania energii uderzenia przez różne materiały, Rusch [70] zaproponował parametr będący odwrotnością współczynnika Janssena

$$K = \frac{a_i}{a_m} = \frac{v^2}{2 a_m h_c} \quad (3.59)$$

Zaproponował też jako drugi parametr – stosunek energii uderzenia przypadającej na jednostkę objętości badanego materiału do jego modułu Younga

$$T = \frac{W_c}{E} = \frac{\frac{1}{2}mv^2}{A_c h_c} \frac{1}{E} \quad (3.60)$$

Stosunek tych dwóch parametrów określa maksymalną wartość naprężenia znormalizowaną względem modułu Younga badanego materiału

$$R = \frac{T}{K} = \frac{mv^2}{2A_c h_c E} \frac{2 a_m h_c}{v^2} = \frac{ma_m}{A_c} \frac{1}{E} = \frac{\sigma_m}{E} \quad (3.61)$$

Energię pochłoniętą podczas wielokrotnego obciążania pianki można zapisać następująco

$$P(\varepsilon_p, \varepsilon_k) = \int_{\varepsilon_p}^{\varepsilon_k} \sigma(\varepsilon) d\varepsilon \quad (3.62)$$

gdzie:

ε_p – odkształcenie początkowe,

ε_k – odkształcenie końcowe,

σ – naprężenie.

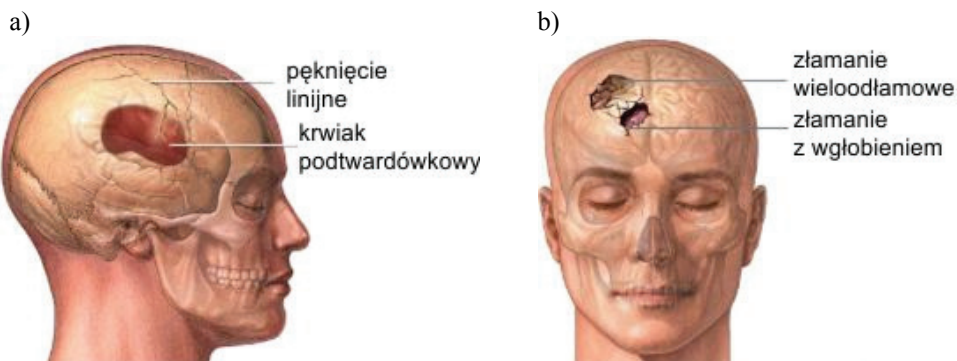
Jednym z parametrów wykorzystywanym do oceny efektywności amortyzowania uderzeń wielokrotnych przez badaną piankę, jest stosunek pochłoniętej energii do naprężenia odpowiadającemu odkształceniu o wartości ε_k [89], zdefiniowany następująco

$$E(\varepsilon_p, \varepsilon_k) = \frac{\int_{\varepsilon_p}^{\varepsilon_k} \sigma(\varepsilon) d\varepsilon}{\sigma(\varepsilon_k)} \quad (3.63)$$

Duża wartość parametru $E(\varepsilon_p, \varepsilon_k)$ oznacza, że pianka może pochłoniąć duże ilości energii uderzenia. Należy zaznaczyć, że przy zderzeniach wielokrotnych o energii powodującej wystąpienie odkształceń niesprężystych w piance, wartość parametru ε_p będzie większa od zera. Spowodowane to jest występowaniem w piance, po zmniejszeniu wartości naprężeń do zera, tzw. odkształceń resztkowych. Każde kolejne obciążenie przekraczające zakres odkształceń sprężystych, a następnie odciążenie, powoduje, że wartość odkształceń resztkowych zwiększa się. Należy zaznaczyć, że podczas każdego kolejnego obciążania moduł Younga pianki zmniejsza swoją wartość, a zależność gęstości zaabsorbowanej energii od naprężenia zbliża się do funkcji liniowej. Proces ten powoduje, że zdolność pianki do pochłaniania energii ulega stopniowemu zmniejszeniu. Pianka EPS 30 maksymalną efektywność pochłaniania energii posiada dla naprężeń o wartości około 0,5 MPa i zawiera się ona w przedziale od 0,4 do 0,2. Wartość tego współczynnika ulega zmniejszeniu przy każdym kolejnym obciążeniu oraz wraz ze wzrostem wartości naprężeń. W przypadku pianki PE 58 zmiany parametru $E(\varepsilon)$ mają podobny przebieg. Występują jednak różnice ilościowe, mianowicie maksimum wartości tego parametru zawiera się w przedziale od 0,3 do 0,2, dla naprężeń o wartości około 0,25 MPa [89]. Potrzeba stosowania wielu parametrów do analizy właściwości amortyzacyjnych różnych materiałów wynika ze złożonej ich struktury oraz różnorodności zastosowań praktycznych. Z przedstawionych wykresów na rysunkach 3.11 i 3.12 wynika, że wielokrotne uderzenia nawet o nieznaczej energii, zmniejszają ich zdolności ochronne. Parametry względne, takie jak efektywność absorpcji $E(\varepsilon)$ ułatwiają analizę zmian tych właściwości, jednak nie dla wszystkich wartości naprężeń, co widać na rysunkach 3.11d i 3.12d.

Kaski dla rowerzystów, użytkowników deskorolek oraz wrotek

Z analizy statystyk lekarskich wynika, że wśród rowerzystów ulegającym wypadkom, spotyka się cztery główne rodzaje urazów głowy: pęknięcia czaszki – linijne, wieloodłamowe lub z wgłobieniem kości, krwiak podtwardówkowy, rozłamy aksonalny uraz mózgu, stłuczenie mózgu (rys. 4.1). Każdy z tych urazów stwarza bardzo duże zagrożenie dla zdrowia rowerzysty.



Rys. 4.1. Schemat pęknięcia czaszki oraz złamania: a) pęknięcie linijne oraz krwiak podtwardówkowy, b) złamanie wieloodłamowe lub z wgłobieniem [www.adam.com/encyclopedia]

W celu uniknięcia oraz ograniczenia skutków tych urazów rowerzysta przed rozpoczęciem jazdy powinien: założyć na głowę kask, następnie należy go dopasować, tak aby był stabilny oraz zapiąć zgodnie z instrukcją producenta. Stabilizację kasku należy sprawdzać dosyć często. Używanie kasków przez dzieci do lat 16 jest obowiązkowe w wielu państwach, natomiast dla dorosłych tylko w niektórych, np. w Australii i Nowej Zelandii. W Polsce nie ma takiego obowiązku. Należy zaznaczyć, że stosowane kaski można podzielić co najmniej na dwie grupy. Pierwsza grupa jest przeznaczona do jazdy rekreacyjnej na rowerze. Natomiast druga dla zawodników sportowych dobrze wyszkolonych technicznie. Technologie kasków dla sportowców wykorzystują najnowsze osiągnięcia inżynierii materiałowej i ich cena może być znacznie wyższa niż kasków dla amatorów. W przypadku kasków do jazdy rekreacyjnej stosowane są rozwiązania optymalne, tzn. muszą być zastosowane nowo-

czesne technologie, lecz ich cena nie może być zbyt wysoka. W niniejszej pracy analizowane są właśnie takie kaski oraz kaski przeznaczone dla dzieci.

4.1. Zasady działania kasku



Rys. 4.2. Czapka skórzana używana przez rowerzystów na początku XX wieku [91]

Kaski stosowane były przez rowerzystów już na początku ubiegłego wieku. Początkowo miały one formę czapek lotniczych (rys. 4.2), wykonane były z bawełny lub ze skóry i chroniły głowę tylko przed słońcem oraz powierzchownymi zranieniami lub otarciami [35].

Pierwsza wojna światowa przyczyniła się do rozwoju technologii i konstrukcji hełmów z twardą zewnętrzną skorupą, najczęściej metalową, oraz różnych systemów mocowania ich na głowie, co zostało dokładniej opisane w rozdziale 1. W okresie międzywojennym rowerzyści używali hełmów metalowych, jak i czapek, których wewnętrzna część wykonywana była z grubego miękkiego materiału, np. wełny owczej. Zaletą metalowej skorupy była dobra ochrona głowy przed zranieniem, natomiast miękka wykładzina czapki zadowalająco amortyzowała i rozpraszała energię ewentualnych uderzeń. Po drugiej wojnie światowej metalowe skorupy stopniowo były zastępowane skorupami z żywic polimerowych, wzmacnianych włóknami, początkowo szklanymi, a później aramidowymi, polietylenowymi, węglowymi, co zwiększało poziom ochrony głowy. Zastosowanie dodatkowych elementów wykonanych z pianek polistyrenowych, pomiędzy głową a wewnętrzną powierzchnią skorupy hełmu, zwiększyło znacznie ich zdolności do amortyzacji uderzeń. Taki typ konstrukcji kasków rowerowych występował do około roku 1990. Szybki rozwój badań w zakresie mechanizmów obrażeń czaszki i mózgu oraz rozwój inżynierii materiałowej pozwolił na opracowanie nowych, konstrukcji kasków. Kask powinien chronić czoło, tył, boki, skronie oraz górę głowy. Ponadto kask musi spełniać następujące podstawowe funkcje:

1. W przypadku kolizji zadaniem warstw zewnętrznych kasku jest rozłożenie powstających przy uderzeniu sił na maksymalnie dużą powierzchnię, aby ograniczyć możliwość pęknięcia kości czaszki.

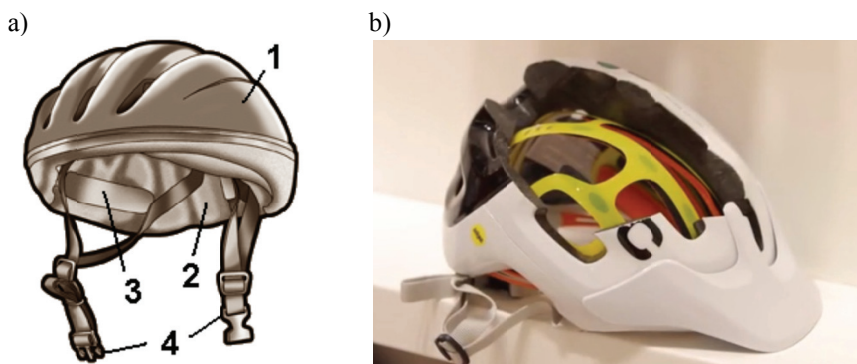
2. Pochłonięcie części energii uderzenia (może zostać uszkodzony) i w ten sposób zmniejszenie przyspieszenia działającego na głowę i mózg, do wartości nie powodujących komplikacji zdrowotnych u rowerzysty.
3. Zachowanie niezmienniej, stabilnej pozycji podczas normalnego używania, a zwłaszcza w czasie jakiegokolwiek kolizji, co powinien zapewnić odpowiednio wytrzymały system pasków mocujących.
4. Ochronienie maksymalnie dużej powierzchni głowy i zabezpieczenie przed penetracją obcych przedmiotów, jednocześnie nie ograniczając widoczności i słyszalności [81].

Kask powinien również ograniczać możliwość przenoszenia obciążenia z głowy na szyję podczas kolizji, a tym samym zapobiegać uszkodzeniu kręgów szyjnych. Działanie ochronne kasku polega na pochłanianiu części energii uderzenia, co z reguły powoduje pojawienie się lokalnych odkształceń niesprężystych w skorupie i wykładzinie piankowej (odkształcenia plastyczne wykładziny pochłaniają około 95% energii uderzenia) [24]. Kask podczas każdego zderzenia może zostać częściowo uszkodzony, bez wyraźnych oznak zniszczenia; w takich sytuacjach najlepiej jest kask zutylizować i kupić nowy. Z tego powodu w niektórych kaskach wykładzina ochronna wykonywana jest z pianki poliuretanowej, która jest bardziej odporna na uderzenia wielokrotne niż pianka EPS. Okres eksploatacji kasku podawany jest przez producenta, lecz nie powinien przekraczać pięciu lat, gdyż materiały, z których jest wykonany podlegają procesom destrukcji. Słabością większości obecnych rozwiązań konstrukcyjnych kasków rowerowych jest uwzględnianie w kryteriach ich oceny tylko przyspieszenia liniowego działającego na głowę, a pomijanie wpływu przyspieszenia i prędkości ruchu obrotowego. Trzeba pamiętać, że jak opisano w rozdziale 2 wpływ ruchu obrotowego na uraz mózgu jest bardzo duży, co potwierdzają badania naukowe. Niestety w obowiązujących normach nie jest on uwzględniany. Ograniczanie wartości parametrów ruchu obrotowego uzyskiwane jest w niektórych konstrukcjach kasków dwoma głównymi sposobami. Pierwszy sposób polega na zmniejszaniu siły tarcia między skorupą kasku a powierzchnią zewnętrzną, z którą jest w kontakcie. Uzyskiwane to jest poprzez nadanie skorupie odpowiedniego kształtu powierzchni wypukłej. Właściwości mechaniczne materiału skorupy powinny być tak dobrane, aby uzyskać odpowiednie odkształcenie oraz zmniejszyć współczynnik tarcia. Drugi sposób polega na zmniejszeniu siły tarcia między skórą głowy użytkownika a wewnętrzną powierzchnią kasku. Uzyskiwane to jest poprzez wprowadzenie do konstrukcji kasku dodatkowych elementów pomiędzy wyściółką a wykładziną wewnętrzną, np. MIPS (zasada działania tego elementu zostanie dokładniej omówiona w rozdziale 4.2), które mogą wykonywać ruch

obrotowy. Elementy takie zmniejszają wartość momentu obrotowego, powstającego w chwili zderzenia, przenoszonego na mózgoczaszkę użytkownika kasku.

4.2. Konstrukcja kasków

Powszechnie stosowane kaski rowerowe zbudowane są z czterech zasadniczych elementów: skorupy, wykładziny ochronnej (piankowej), wykładziny komfortowej (tzw. wyściółki), pasków mocujących i zapięcia, co przedstawiono schematycznie na rysunku 4.3. Zastosowane rozwiązania konstrukcyjne i technologiczne zależą od przewidywanych warunków jazdy, użytkowników oraz ceny.



Rys. 4.3. Budowa kasku rowerowego: a) schemat budowy; 1 – skorupa, 2 – wykładzina ochronna (piankowa), 3 – wykładzina komfortowa (tzw. wyściółka), 4 – paski mocujące i zapięcie [24], b) system MIPS (zaznaczony żółtym kolorem) w kasku POC Trabec, [www.youtube.com]

Współczesne konstrukcje kasków muszą spełniać co najmniej trzy podstawowe kryteria: powinny być bezpieczne, wygodne oraz estetyczne. Dwa ostatnie kryteria mają bardzo duży wpływ na powszechność używania kasków. Dobry kask rowerowy musi charakteryzować się również dodatkowymi określonymi cechami: powinien być lekki i zapewniać bardzo dobrą wentylację głowy. System wentylacyjny, tj. ilość, wielkość i kształt kanałów wentylacyjnych zależy od zastosowanej technologii, co wpływa też na koszty wykonania. Kanały wentylacyjne o dużych rozmiarach i w dużej ilości powodują konieczność zastosowania bardziej złożonych konstrukcji kasków, co zwiększa koszty ich wykonania. Kask powinien być odpowiednio dobrany do wieku użytkownika, co jest szczególnie istotne w przypadku dzieci w wieku do lat siedmiu. Kaski dla dzieci muszą spełniać wszystkie wymagania tak jak dla dorosłych oraz powinny ochraniać większą powierzchnię ich głowy, zarówno z boku, jak i z przodu oraz z tyłu [27]. Wymóg ten powoduje jednak pewne zmniejszenie zakresu widzialności. Materiały zastosowane w ka-

skach dla dzieci nie mogą emitować związków niklu w ilości większej niż $0,5 \mu\text{g}/\text{cm}^2$ w ciągu tygodnia. Żaden z elementów konstrukcyjnych kasku nie może spowodować zranienia użytkownika. Krawędzie wszystkich elementów kasku powinny być gładkie i zaokrąglone. Wewnątrz kasku nie powinno być wystających twardych części. Wystające elementy na zewnętrznej powierzchni, z wyjątkiem daszka, nie powinny mieć wysokości przekraczającej 5 mm oraz powinny łagodnie zrównywać się z otaczającymi je powierzchniami.



Rys. 4.4. Rodzaje kasków: a) POC Trabec MTB [www.pocsports.com], b) POC Octal MIPS [www.bikerumor.com], c) kask miejski Giro – Silo [www.giro.com], d) kask drogowy Giro – Air Attack Shield [www.giro.com], e) Bell – Ramble BMX [www.bellhelmets.com]

Podstawowym zadaniem skorupy kasku jest scalenie wszystkich elementów składowych w jeden wyrób oraz rozłożenie obciążenia spowodowanego uderze-

niem na możliwie największą powierzchnię oraz zabezpieczenie głowy użytkownika przed zranieniem w wyniku penetracji obcych ciał. Aby spełnić te funkcje skorupa nieraz zostaje zniszczona (co powoduje pochłonięcie części energii uderzenia – od 10% do 30%), lecz nie może ulec dezintegracji w wyniku kolizji z przeszkodą. Gdyby tak się stało, wykładzina ochronna również mogłaby ulec zniszczeniu, a głowa rowerzysty zostałaby zraniona. Skorupa wykonywana jest głównie: z polichlorku winylu, poliwęglanu, kopolimeru akrylo-nitrylowo-butadienowo-styrenowego. W niektórych modelach kasków skorupa wykonywana jest z żywic epoksydowych wzmocnianych włóknami szklanymi, aramidowymi lub węglowymi, np. w modelu Trabec firmy POC, pokazanym na rysunku 4.4, skorupa wzmocniona została włóknami aramidowymi. Energia konieczna do zniszczenia skorup kompozytowych (zużywana głównie na: rozciąganie włókien, delaminację, pękanie matrycy) jest znacznie większa niż skorup termoplastycznych (zużywana głównie na zginanie oraz odkształcenia plastyczne). Sztywność skorup kompozytowych jest większa niż termoplastycznych, co powoduje, że przy takiej samej energii uderzenia, deformacje w tych pierwszych są znacznie mniejsze. Właściwości tych materiałów zostały przedstawione dokładniej w rozdziale 3.

Występują również kaski z wielowarstwową skorupą (np. podwójna w modelu Receptor+ firmy POC), co zwiększa stopień ochrony. Niektóre kaski posiadają też dodatkowy system konstrukcyjny zabezpieczający głowę przed ruchem obrotowym np. MIPS (Multidirectional Impact Protection System), pokazany na rysunku 4.3b, który może wystąpić przy zderzeniu z przeszkodą. Idea działania tego systemu polega na tym, że część kasku kontaktująca się z głową może obracać się niezależnie od skorupy i wykładziny. Ruch ten uzyskiwany jest w wyniku rozdzielenia głowy od wykładziny dodatkowym elementem konstrukcyjnym wykonanym z materiału o małym współczynniku tarcia. Element ten może wykonywać małe ruchy obrotowe niezależnie od skorupy, co znacznie zmniejsza wartość momentu obrotowego działającego na głowę. System ten jest coraz częściej stosowany i występuje np. w modelu Receptor backcountry MIPS (podwójna wentylowana skorupa, część zewnętrzna wzmocniona włóknami aramidowymi oraz wewnętrzna z PC/PTFE, wykładzina ochronna z pianki EPP). Grubość skorupy wynosi zależnie od modelu kasku i zastosowanej technologii in-mold od 0,4 mm do 0,7 mm, a jej masa to około 40 g. Materiał i jakość powierzchni skorupy powinny minimalizować wartość współczynnika tarcia (do około 0,1) i siły oporu ruchu po powierzchni obiektu, po którym przemieszcza się (po zderzeniu), ponieważ można w ten sposób również zmniejszyć wartość momentu obrotowego działającego na głowę. W pracach [17, 22, 34] wskazano, że kask rowerowy ze sztywną skorupą w 64% zmniejsza ryzyko rowerzysty przed poważnymi lub śmiertelnymi urazami głowy, podczas gdy kask z elastyczną skorupą w 41%. Kask ze sztywną skorupą zmniejsza ryzyko uszkodzenia twarzy

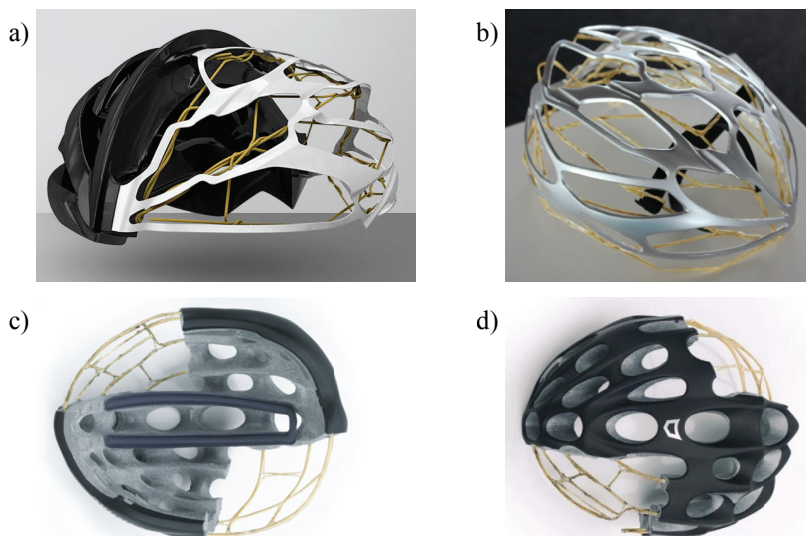
o 34%. Słabością sztywnej skorupy jest niebezpieczeństwo wielokrotnych odbić, mniejsza wymiana ciepła, natomiast słabością skorup wykonywanych technologią in-mold jest niebezpieczeństwo przebiccia i zranienia głowy. Należy jednak zaznaczyć, że autorzy przywołanych publikacji podkreślają nieznaczny wpływ kasków na wartość prawdopodobieństwa równoczesnego zranienia głowy, twarzy oraz szyi.

Skorupa kasku powinna pokrywać całkowicie wykładzinę ochronną (piankową), a na jej powierzchni, zarówno wewnętrznej, jak i zewnętrznej, nie powinny występować miejscowe nierówności o wysokości ponad 5 mm (nie dotyczy kanałów wentylacyjnych). Funkcją tej wykładziny jest tłumienie energii uderzenia, tak aby przyspieszenia oraz siły działające na głowę oraz mózg były jak najmniejsze i zgodne z odpowiednimi normami. Wykładziny piankowe wykonywane są przede wszystkim z ekspandowanego: polistyrenu (EPS), polipropylenu (EPP), poliuretanu (EPU). Właściwości pianek polimerowych omówione zostały szerzej w rozdziale 3. Gęstość pianki EPS stosowanej w kasku zawiera się w przedziale od 30 kg/m^3 do 100 kg/m^3 , a jej grubość wynosi od 20 do 30 mm i jest zróżnicowana zależnie od chronionej części głowy oraz producenta, co przedstawiono w tabeli 4.1. W częściach bocznych kasku grubości pianek są najmniejsze.

Tabela 4.1. Wybrane parametry konstrukcyjne przykładowych kasków rowerowych wykonanych z zastosowaniem technologii in-mold [79]

Model kasku	Giro Indicator	Bell Avanti	Bell Arc	Specialized S1
Rozmiar	uniwersalny	uniwersalny	uniwersalny	duży
Masa całkowita, g	260	321	321	247
Masa skorupy, g	25	35	30	–
Grubość skorupy, mm	$0,5 \pm 0,05$	$0,4 \pm 0,05$	$0,35 \pm 0,05$	$0,6 \pm 0,1$
Długość wewnętrzna u podstawy, mm	220	220	220	220
Szerokość wewnętrzna u podstawy, mm	175	180	175	175
Gęstość wykładziny ochronnej, $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$	81	81	90	101
Grubość wykładziny ochronnej, mm:				
– część czołowa	29	27	28	22
– część boczna	24	22	23	23
– część wierzchołkowa	28	30	26	26

W literaturze przedmiotu występują opinie, że gęstość stosowanych pianek jest zbyt duża, co może być bardzo niebezpieczne dla użytkownika kasku [18]. Niektórzy producenci kasków, z tego względu, stosują dwie warstwy pianek (rzadką np. 30 kg/m^3 oraz gęstą np. 70 kg/m^3) odpowiednio kształtowo połączonych ze sobą. Sposób połączenia pianek o różnych właściwościach mechanicznych wpływa na proces deformacji tych materiałów oraz charakter ruchu głowy (rozkład przyspieszeń głowy w funkcji czasu), zwłaszcza w ciągu pierwszych 6 ms po wystąpieniu zderzenia. Przy zderzeniach o małej energii pianka o mniejszej gęstości ulega stopniowo ściśnięciu oraz deformacji niesprężystej, amortyzując tak uderzenie. Natomiast funkcją pianki gęściejszej jest amortyzacja uderzeń o dużej energii. Powszechnie stosowane pianki polimerowe mają właściwości izotropowe. Znane są również pianki polimerowe o właściwościach anizotropowych i małej gęstości średniej, które w większym stopniu pochłaniają energię uderzenia niż izotropowe, lecz ze względów ekonomicznych są rzadko stosowane. Nieraz pianki są wzmacniane włóknami o dużej wytrzymałości np. węglowymi lub aramidowymi, w celu ograniczenia propagacji pęknięć oraz zmniejszenia wartości sił działających na głowę. Przykładem takich konstrukcji są kaski firmy POC, np. model Crane (wykładzina o dwóch gęstościach). W modelu Catlike Mixino oraz Bontrager wykładzina wzmacniana jest dodatkowo graphenem, co pokazano na rysunku 4.5.



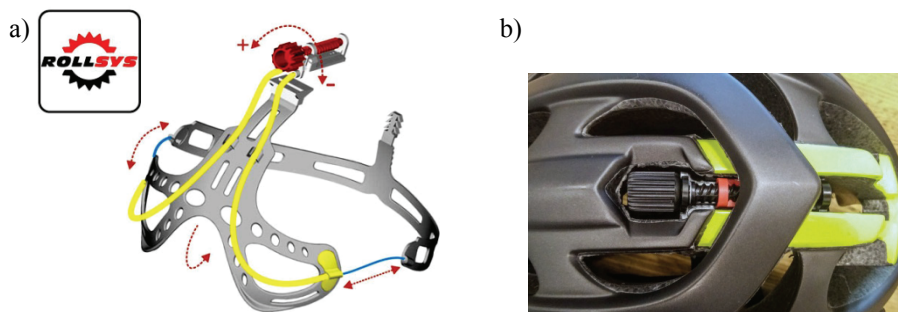
Rys. 4.5. Wzmocnienie wykładziny ochronnej konstrukcją z kompozytów oraz włókien w kasku firmy: a) Bontrager – Velocis – wykładzina z EPS oraz szkielet [www.bikerumor.com], b) Bontrager – Velocis – szkielet kasku [www.roadcyclinguk.com], c) Catlike Mixino – widok wewnętrznej części kasku oraz włókna aramidowe [www.catlike.es], d) Catlike Mixino – widok zewnętrznej części kasku oraz włókna aramidowe [www.soonwatt.com]

Słabością obecnie stosowanych wykładzin piankowych, zwłaszcza z EPS, jest występowanie odkształceń niesprężystych przy małych wartościach naprężeń, co powoduje nieodwracalne zmiany w ich strukturze. Następstwem takich właściwości jest zalecana wymiana kasku po każdym uderzeniu, ponieważ mógł on stracić swoje cechy ochronne. Ze względów praktycznych nie zawsze jest to możliwe, np. podczas wycieczki rowerowej w góry. Wykładziny z pianek EPP posiadają większą odporność na wielokrotne uderzenia, stosowane są przykładowo w modelach Receptor firmy POC. Powoduje to konieczność dalszych poszukiwań materiałów dobrze pochłaniających energię uderzenia, nie ulegających przy tym zniszczeniu, które można zastosować w kaskach. W niektórych kaskach stosowana jest w tym celu pianka poliuretanowa o nazwie handlowej Poron XRD, produkowana przez firmę Rogers Cooperation z USA. Firma POC w kasku Skull Orbic X zastosowała oprócz wykładziny ochronnej z pianki EPP, w części czołowej, dodatkową nakładkę z polimerem lepkosprężystym VPD. Stosowany jest też polimer D30 oraz glikol polietylenowy [109]. Polimer D30, posiada właściwości cieczy nienewtonowskiej, dylatacyjnej. W tabeli 3.4 przedstawiono niektóre właściwości fizyczne polimeru D30. Materiały te również mają swoje słabości, np. konieczność wymiany co dwa lata, mała odporność na niskie temperatury oraz promieniowanie ultrafioletowe.

Stosowane są dwa sposoby połączenia skorupy i wykładziny ochronnej. Pierwszy polega na sklejeniu obu elementów; stosowany jest głównie do skorup wykonanych z ABS lub PVC. Zaletą tej technologii jest możliwość otrzymania grubszych skorup, bardziej odpornych na przebicie, o grubości około 3 mm. Słabością jest natomiast większa masa kasku oraz możliwość oddzielenia się obu elementów w sytuacji zderzenia. Drugi sposób, tzw. in-mold, polega na wspólnym wytworzeniu skorupy i wykładziny w jednej operacji technologicznej, w wysokiej temperaturze i ciśnieniu. Otrzymany tak produkt ma bardzo cienką warstwę zewnętrzną, o małej masie i dobrych parametrach mechanicznych – niektóre firmy, np. Alpina, stosują określenie powłoka ceramiczna. Materiałem skorupy jest dobrej jakości poliwęglan, np. General Electric Lexan ELX; materiały ABS i PVC nie są stosowane ponieważ mogłyby ulec stopieniu. Słabością tego produktu jest mniejsza odporność na przebicie.

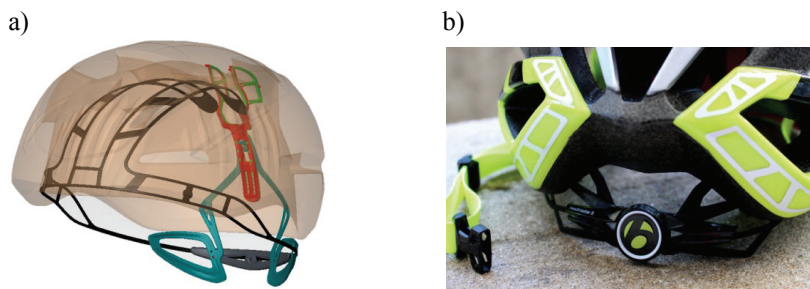
Wiele z produkowanych kasków wykonywanych jest w jednym lub trzech rozmiarach. Powoduje to konieczność dopasowania kasku do głowy użytkownika poprzez zastosowanie elementów pośredniczących tzw. wykładzin. Rozwiązanie to z ekonomicznego punktu widzenia jest uzasadnione, natomiast ma pewne ograniczenia ze względu na zapewnienie maksymalnego poziomu bezpieczeństwa. Wykładzina komfortowa i rozmiarowa (tzw. wyściółka) ma za zadanie ułatwić dopasowanie i stabilizację kasku do głowy [123] oraz zmniejszać uciążliwość jego noszenia. Wykładzina ta najczęściej wykonywana jest z pianki poliuretanowej o otwartych komórkach. Słabością tego rozwiązania jest nadmierna masa, a zwłaszcza rozmiary kasku, co może spowodować zwiększenie wartości sił oraz

momentu obrotowego działającego na głowę. Inne rozwiązanie tego zagadnienia polega na wbudowaniu do kasku zespołu pasków, linek oraz pokrętła tworzących mechanizm, który umożliwia jego dopasowanie do głowy. Przykładem takiego mechanizmu jest system Lazer Rollsys® pokazany na rysunku 4.6.



Rys. 4.6. Mechanizm firmy Lazer, który umożliwia dopasowanie kasku do głowy rowerzysty: a) zasada działania systemu [www.cxmagazine.com], b) widok pokrętła w kasku Lazer Blade [www.roadcyclinguk.com]

Cechą charakterystyczną tego systemu jest umieszczenie pokrętła regulującego w górnej części kasku. Obracanie tego pokrętła powoduje symetryczne, stopniowe przyleganie elementów mocujących do powierzchni głowy. Zbliżone, co do zasady działania, mechanizmy występują też w kaskach innych producentów, przykładowo w kaskach firmy Bontrager, Giro np. w modelu Athlon lub Hex i jest to system Roc Loc®5, którego schemat przedstawia rysunek 4.7. Jedną z głównych różnic między tymi systemami jest umiejscowienie pokrętła regulacyjnego. Pokrętło to z reguły jest umiejscowione z tyłu, w dolnej części kasku.



Rys. 4.7. Schemat wbudowanego systemu regulacji położenia kasku na głowie: a) system Giro Roc Loc ®5 [www.athleteshop.co.uk], b) widok z tyłu systemu Headmaster II firmy Bontrager [roadcyclinguk.com]

Podczas jazdy kask przesuwają się nieznacznie do przodu lub tyłu, w płaszczyźnie poziomej oraz pionowej. Systemy te pozwalają korygować zmianę położenia kasku

jedną ręką, nawet w trakcie jazdy. Zmiana położenia kasku spowodowana może być również dodatkowymi elementami (np. kamerą lub latarką) instalowanymi na kasku. Elementy te zwiększają masę całkowitą, którą obciążona jest głowa, a to może być przyczyną dodatkowych sił i momentów działających również na kręgi szyjne [76].

Układ mocujący to zespół elementów i pasków, trwale połączonych w bezpieczny sposób z kaskiem, mających za zadanie utrzymywanie kasku na głowie w odpowiednim położeniu, zwłaszcza podczas zderzenia. Powinny one być jednak tak skonstruowane, aby nie dopuścić w krytycznych sytuacjach do nadmiernego zaciśnięcia na szyi, a nawet uduszenia. Jest to szczególnie istotne w kaskach dla dzieci (takie tragiczne przypadki miały miejsce). Pasek podbródkowy, najczęściej wykonany z nylonu lub polipropylenu, o szerokości nie mniejszej niż 15 mm nie powinien zawierać ochraniacza na podbródek. Układ mocujący powinien być wyposażony w mechanizm do regulacji i utrzymywania odpowiedniej wartości napięcia paska. Sprzączka spinająca nie może znajdować się na kościach szczęki rowerzysty. Paski mocujące kasku oraz wyściółka kontaktują się ze skórą i mają wpływ na komfort użytkowania. Materiał, z którego są wykonane powinien wchłaniać pot i nie powodować podrażnienia skóry. W tym celu w niektórych modelach stosowane są włókna z powłoką ze srebra.

Kaski można podzielić na: szosowe, MTB, miejskie oraz do sportów rowerowych ekstremalnych. Te ostatnie można podzielić na dwie główne grupy: zjazdowe, np. downhill, freeride, oraz do akrobacji rowerowych tzw. BMX. Różnią się one budową oraz efektywnością systemu wentylacyjnego. Najczęściej są używane kaski do jazdy terenowej typu MTB – ich cechą charakterystyczną jest dołączany daszek. Chroni on w pewnym stopniu twarz i oczy rowerzysty przed słońcem, deszczem oraz uderzeniami gałęzi. Jednak w przypadku upadku lub zderzenia może powodować dodatkowe obrażenia twarzy i nosa. Przykładowe kaski tego typu pokazane są na rysunku 4.8. Masa tych kasków wynosi około 300 g.

Przykładowe kaski przeznaczone do jazdy z dużą prędkością po drogach z utwardzoną, równą nawierzchnią, tzw. szosowe, pokazane są na rysunku 4.9. W kaskach szosowych, których masa wynosi około 220 g, przeznaczonych do długotrwałej jazdy, wymagającej dużego wysiłku fizycznego, organizm wydziela znaczne ilości potu. Częściowym rozwiązaniem tego problemu jest skuteczny system wentylacyjny zbudowany z dużych otworów wlotowych powietrza znajdujących się w przedniej części, a wylotowych w tylnej, co powoduje, że ciepło odprowadzane jest równoległe do powierzchni głowy. Rozmiary otworów wentylacyjnych, w nowych modelach kasków, są coraz większe. Ilość tych otworów również jest zwiększana. Dodatkowo, wewnętrzne powierzchnie kasku są odpowiednio kształtowane, tak aby tworzyły kanały wentylacyjne. Konstrukcja taka pozwala zwiększyć wymianę ciepła pomiędzy głową a otoczeniem oraz komfort temperatu-

rowy rowerzysty. W tych okresach roku, gdy temperatura powietrza jest dosyć niska problemem systemu wentylacyjnego jest nadmierna wymiana ciepła. W takich sytuacjach producenci kasków proponują używanie specjalnych nakładek chroniących głowę przed nadmiernym wychłodzeniem. Kaski MTB oraz szosowe mają bardzo zbliżoną budowę. Różnią się jednak między innymi współczynnikiem oporu aerodynamicznego, masą oraz powierzchnią chronionego obszaru głowy [40]. Kaski do jazdy miejskiej wyglądem są zbliżone do wojskowych z pierwszej połowy XX wieku. Przykładowe modele są pokazane na rysunku 4.10.



Rys. 4.8. Przykładowe modele kasków MTB: a) Bell Trooper [www.bellhelmets.com], b) Lazer – Oasis MIPS [www.lazersport.com], c) Catlike – Kompact'o [www.sklep-triathlon.pl]

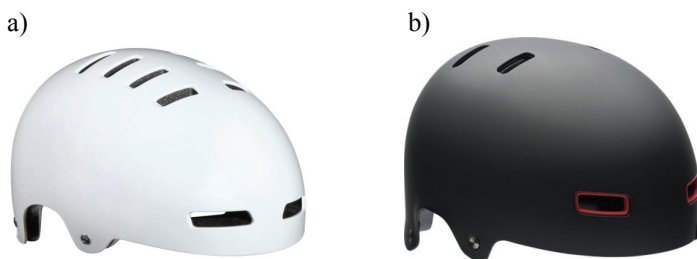


Rys. 4.9. Przykładowe modele kasków szosowych: a) Lazer Z1 – widok z przodu [www.lazersport.com], b) Lazer Z1 – widok z tyłu [www.lazersport.com], c) Catlike – Mixino [www.kingbarcelona.com]



Rys. 4.10. Kask do jazdy miejskiej: a) Lazer – Armor [www.lazersport.com], b) Giro – Reverb [www.giro.com], c) Carrera – Foldable [www.pedal-pedal.co.uk]

W kaskach do jazdy miejskiej problem wymiany ciepła ma mniejsze znaczenie niż w szosowych lub MTB. Kaski BMX, tzw. orzeszki, do uprawiania akrobacji rowerowych mają znacznie wzmocnioną skorupę oraz rozbudowaną dodatkowo część tylną chroniącą potylicę rowerzysty, co pokazano na rysunku 4.11.



Rys. 4.11. Kask BMX: a) Lazer Next [www.lazersport.com], b) Bell Reflex [www.bellhelmets.com]

Kaski zjazdowe, tzw. pełne (ang. fullface), używane podczas uprawiania sportów rowerowych ekstremalnych, np. downhill, freeride, mają budowę zbliżoną do kasków motocyklowych, co widać na rysunku 4.12, lecz są lżejsze. Występują też inne różnice, co powoduje, że nie należy używać ich w sportach motorowych.



Rys. 4.12. Kask zjazdowy: a) Lazer – Phoenix [www.lazersport.com], b) Giro – Cipher [www.giro.com], c) POC – Cortex DH MIPS [www.pocsports.com]

Prawdopodobieństwo przebicia tych kasków podczas jazdy jest duże, co zmusiło producentów do zastosowania grubej skorupy z materiałów termoplastycznych, np. z ABS, PC lub kompozytowych. Zwiększona jest również powierzchnia ochrona głowy rowerzysty. Przykładowo w kasku POC-Cortex DH MIPS skorupa zbudowana jest z dwóch warstw: wewnętrznej wykonanej z kompozytu polimerowego wzmocnianego włóknami węglowymi oraz wewnętrznej wykonanej z poliwęglanu oraz pianki EPP wzmocnianej włóknami aramidowymi. Masa kasku wynosi około

1000 g. W każdym kasku zjazdowym ochronie podlega również twarz oraz szczęka rowerzysty. W kaskach tych ciepło głowy odprowadzane jest prostopadle do jej powierzchni, lecz system wentylacyjny jest mało skuteczny. Współczesne kaski zabezpieczają głowę lepiej niż te starego typu, lecz w dalszym ciągu mają dużo niedoskonałości, np. nie zabezpieczają mózgu w wystarczającym stopniu przed negatywnymi skutkami ruchu obrotowego. Dążenie do zmniejszania masy oraz zwiększania komfortu cieplnego spowodowało m.in. zmniejszenie grubości skorupy oraz powierzchni głowy objętej ochroną [68].

4.3. Badanie właściwości ochronnych kasków

Zgodnie z obowiązującą Dyrektywą Rady 89/686/EWG [28] producent kasku ponosi całkowitą odpowiedzialność za jego jakość. Powoduje to, że wartości parametrów wyprodukowanego kasku zapewniające maksymalny możliwy poziom ochrony głowy rowerzysty, muszą być co najmniej zgodne z tymi, które wynikają z obowiązujących norm. Taki stan prawny stworzył uprzywilejowaną pozycję przepisów administracyjnych nad wiedzą naukową, co ogranicza w pewnym stopniu ich rozwój techniczny. Producenci kasków nie są zmuszani do opracowywania nowych konstrukcji, materiałów, o ile wartości parametrów technicznych ich wyrobów są zgodne z normami. Najbardziej znane normy dotyczące kasków rowerowych to: europejskie PN-EN 1078 [93] oraz PN-EN-1080 [94], jak również amerykańskie CPSC 1998 [19], SnellB95 [115] i ASTM F1447-12 [5] oraz australijskie AS/NZS 2063 [6] i japońskie JIS 8134-1982 [53]. Zróżnicowane wymagania dla kasku zawarte w normach dotyczą głównie: zdolności amortyzacji, skuteczności oraz wytrzymałości systemu mocującego, pola widzenia, obszaru badania, czyli zakresu ochrony głowy, oraz warunków przeprowadzania eksperymentów. W niektórych normach badana jest odporność na przebicie. W pracy zostaną dokładniej omówione badania: zdolności amortyzacji, skuteczności oraz wytrzymałości systemu mocującego na przykładzie Polskiej Normy PN-EN 1078 + A1: 2013-04. Najważniejsze cechy tej normy to:

1. Określenie kształtu i gabarytów próbek wzorcowych stalowych (tzw. kowadeł), z którymi następuje zderzenie kasku osadzonego na modelu głowy i spadającego swobodnie.
2. Określenie dopuszczalnej prędkości kasku w chwili zderzenia do $5,42_0^{+0,1}$ m/s na płaskim kowadle lub $4,57_0^{+0,1}$ m/s na kowadle w kształcie krawężnika (prędkości te teoretycznie odpowiadają upadkowi z wysokości odpowiednio 1497 mm lub 1064 mm).
3. Określenie dopuszczalnej wartości przyśpieszenia działającego na model głowy, po zderzeniu z kowadłem – nie większe niż 250 g.

4. Badanie skuteczności układu mocującego, czyli stabilności w próbie dynamicznej zsunęcia kasku z modelu głowy.
5. Badanie wytrzymałości układu mocującego w próbie dynamicznej; rozciągnięcie po zakończeniu próby nie powinno przekraczać 25 mm.

Badania należy przeprowadzać na czterech próbkach każdego rozmiaru kasku. Kolejność przeprowadzania badań wg tej normy jest następująca (tab. 4.2):

1. Skuteczność układu mocującego (próba zsuwania kasku z modelu głowy).
2. Zdolność amortyzowania uderzenia.
3. Wytrzymałość układu mocującego.

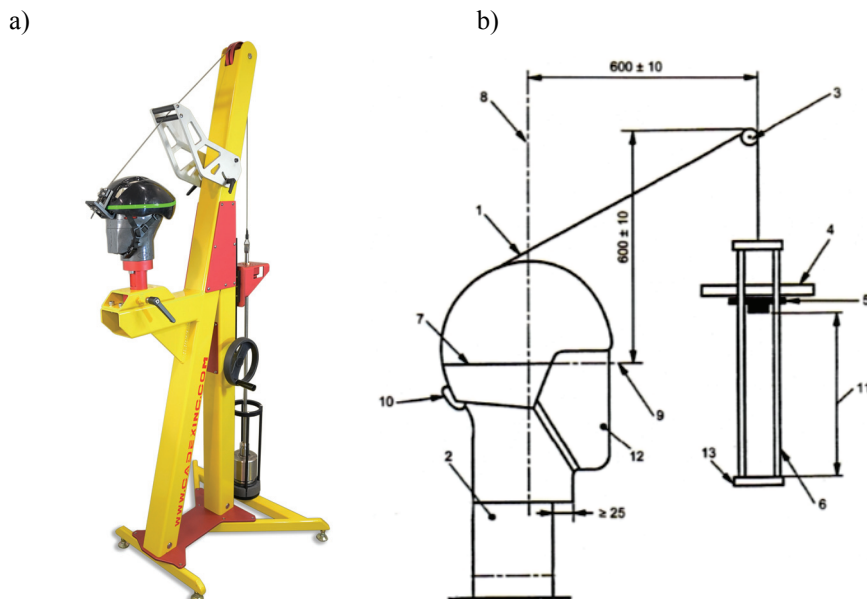
Tabela 4.2. Etapy badań kasków rowerowych według PN-EN 1078 + A1: 2013-04

Nr badania	Rodzaj badania	Numer próbki		
1	Skuteczność układu mocującego	1	–	–
2	Zdolność amortyzowania uderzenia	1	2	3
3	Wytrzymałość układu mocującego	–	2	3

W przypadku negatywnego wyniku któregoś z badań można go wykonać ponownie na czwartej próbce. Badania należy przeprowadzić w temperaturze otoczenia $20 \pm 2^\circ\text{C}$, jak też po kondycjonowaniu kasku w temperaturze niskiej $-20 \pm 2^\circ\text{C}$ oraz wysokiej $50 \pm 2^\circ\text{C}$, w przedziale czasu od 4 do 6 godzin, przy różnej wilgotności, zgodnie z normą. Do sprawozdania z przeprowadzonych badań powinna być dołączona analiza niepewności pomiarów.

Układ mocujący kasku służy do utrzymywania go na głowie rowerzysty. Zbudowany jest z: elementów trwale połączonych w bezpieczny sposób z kaskiem, paską podbródkowego oraz urządzenia spinającego. Pasek podbródkowy nie powinien mieć szerokości mniejszej od 15 mm oraz nie powinien zawierać ochraniacza na podbródek. Utrzymywanie i regulowanie napięcia tego paska powinno zapewniać urządzenie spinające. Sprzączka tego urządzenia nie powinna znajdować się na kościach szczęki.

Badanie skuteczności układu mocującego polega na sprawdzeniu, czy siła przyłożona dynamicznie do krawędzi przedniej kasku, stycznie do powierzchni zewnętrznej, w sposób pokazany na rysunku 4.13a, nie spowoduje jego zsunęcia z modelu głowy. Stanowisko pomiarowe powinno składać się ze sztywnej podstawy, do której zamocowany będzie model głowy, linki stalowej, układu do prowadzenia spadającej masy oraz toru pomiarowego jej prędkości uderzenia w metalowy zderzak. Zasada metody polega na dynamicznym obciążeniu kasku impulsem siły przyłożonym do jego przedniej krawędzi. Rejestrowany jest kąt obrotu kasku. Schemat stanowiska do tych badań pokazany jest na rysunku 4.13b.



Rys. 4.13. Stanowisko do badania skuteczności układu mocującego: a) stanowisko pomiarowe firmy [www.cadexinc.com], b) schemat stanowiska wg [95]. Oznaczenia: 1 – lina stalowa, 2 – podstawa, 3 – krążek, 4 – rama, 5 – spadająca masa, 6 – system prowadzenia, 7 – linia odniesienia na hełmie, 8 – główna oś pionowa, 9 – płaszczyzna odniesienia, 10 – hak, 11 – wysokość spadania, 12 – model głowy, 13 – zderzak końcowy

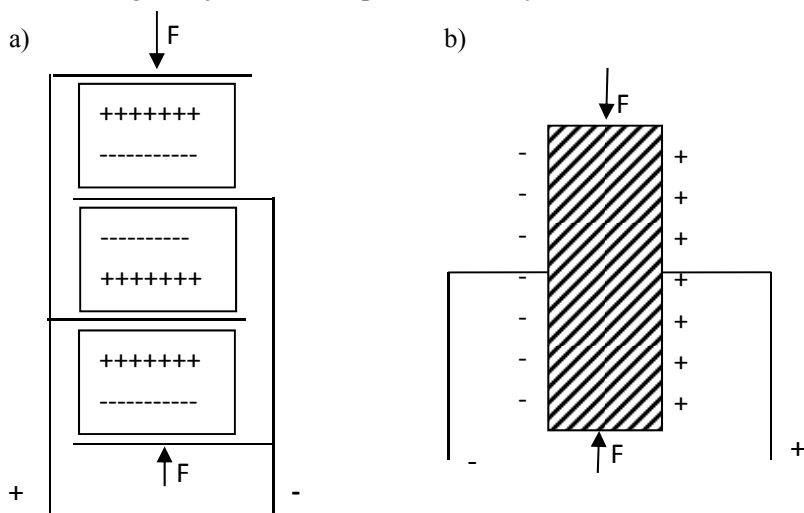
Aparatura do badań zdolności amortyzowania uderzenia zbudowana jest z następujących podzespołów:

- kowadło zamocowane sztywno do podstawy,
- układ kierujący swobodnym spadaniem,
- ruchomy układ podtrzymujący model głowy z kaskiem,
- model głowy według normy PN-EN-960 wyposażony w trójosiowy czujnik do pomiarów przyspieszenia,
- miernik do pomiaru i rejestracji przyspieszenia,
- układ zapewniający, że miejscem uderzenia będzie środek kowadła.

Podstawa, do której mocowane jest kowadło, powinna być lita, wykonana ze stali, betonu lub kombinacji tych materiałów i mieć masę nie mniejszą od 500 kg. Górna warstwa podstawy powinna być wykonana ze stali o grubości nie mniejszej niż 25 mm i sztywno zamocowana do betonu, jeżeli został zastosowany. Żadna część podstawy lub kowadła nie powinna mieć częstotliwości drgań własnych mogącej oddziaływać na wynik pomiaru. Płaskie stalowe kowadło powinno mieć okrągłą roboczą powierzchnię o średnicy 130 ± 3 mm. Kowadło stalowe w kształcie pryzmy (symulujące krawężnik) powinno mieć dwie płaszczyzny, których nachy-

lenie od pionu wynosi $52,5 \pm 2,5^\circ$ i które stykając się tworzą krawędź uderzenia zaokrągloną promieniem $15 \pm 0,5$ mm. Wysokość kowadła powinna być nie mniejsza od 50 mm, a szerokość nie mniejsza niż 125 mm. Miejsca uderzenia w kask powinny być oddalone od siebie co najmniej o 150 mm i tak wybrane, aby reprezentowały najgorsze przypadki zderzeń oraz powinny być skoncentrowane na środku kowadła. Dokładna liczba i położenie punktów uderzenia na hełmie określona jest w normie [93]. Trójosiowy czujnik przyśpieszenia powinien mieć zdolność wykonywania pomiarów zaburzeń o amplitudzie do 2000 g oraz masę mniejszą od 50 g. Zmierzone przyśpieszenie, zgodnie z normą EN-PN 1078, nie może przekraczać wartości 250 g. W niektórych normach występuje też warunek, że całkowity czas, gdy przekracza ono wartość 150 g, nie powinien być większy niż 5 ms lub 80 g w każdym momencie pomiaru.

W piezoelektrycznych czujnikach wykorzystywane jest zjawisko pojawiania się ładunków elektrycznych na powierzchniach przetwornika, na które działa zmienne (dynamiczne) obciążenie, w kierunku równoległym lub prostopadłym do kierunku propagacji fali odkształceń (tzw. wzdłużny lub poprzeczny efekt piezoelektryczny). W celu wykorzystania efektu wzdłużnego elementy pomiarowe formowane są w kształcie walców o małej wysokości. Ładunek elektryczny powstający w takim elemencie wytwarzany jest na powierzchni, do której przykładane jest naprężenie i nie zależy od jej wielkości. Aby zwiększyć wartość wyjściową takiego ładunku należy połączyć kilka walców zgodnie z kierunkiem propagacji fali odkształceń. Powstaje zwarty i wytrzymały element pomiarowy o strukturze warstwowej. Zasada działania takiego czujnika została pokazana na rysunku 4.14.



Rys. 4.14. Zasada działania czujnika pomiarowego wykorzystującego: a) wzdłużny efekt piezoelektryczny, b) poprzeczny efekt piezoelektryczny [11]

Ładunek elektryczny powstający na powierzchni elementu piezoelektrycznego jest proporcjonalny do naprężenia wywieranego na membranę czujnika. Napięcie elektryczne U powstające w obwodzie wynosi:

$$U = \frac{Q}{C} = \frac{k\sigma}{C_p + C_u} \quad (4.1)$$

gdzie:

k – stała piezoelektryczna,

σ – naprężenie,

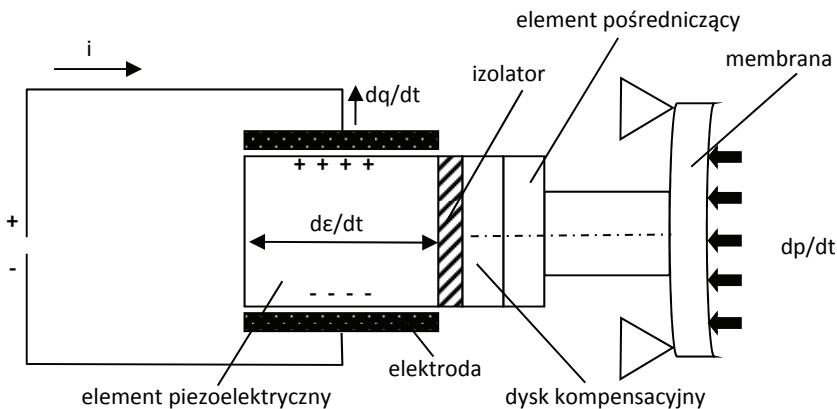
C_p – pojemność elektryczna elementu piezoelektrycznego,

C_u – pojemność elektryczna układu pomiarowego.

Równoległe połączenie n -elementów piezoelektrycznych powoduje, że zarówno wytworzony ładunek elektryczny wzrasta n razy oraz ich pojemność. Wytworzone tak napięcie wynosi:

$$U = \frac{Q}{C} = \frac{nk\sigma}{nC_p + C_u} \quad (4.2)$$

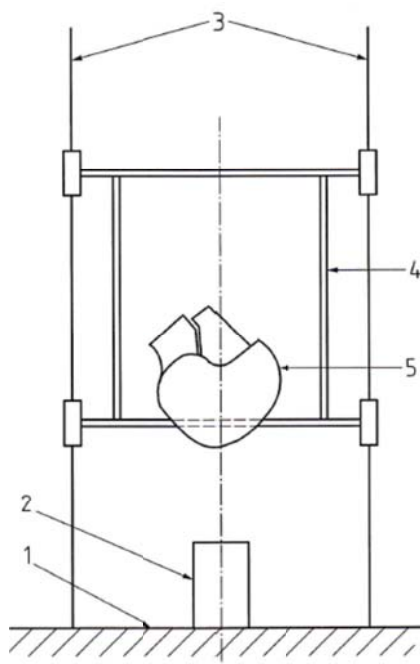
Przykładowy schemat działania przetwornika piezoelektrycznego został przedstawiony na rysunku 4.15.



Rys. 4.15. Schemat działania przetwornika piezoelektrycznego [11]

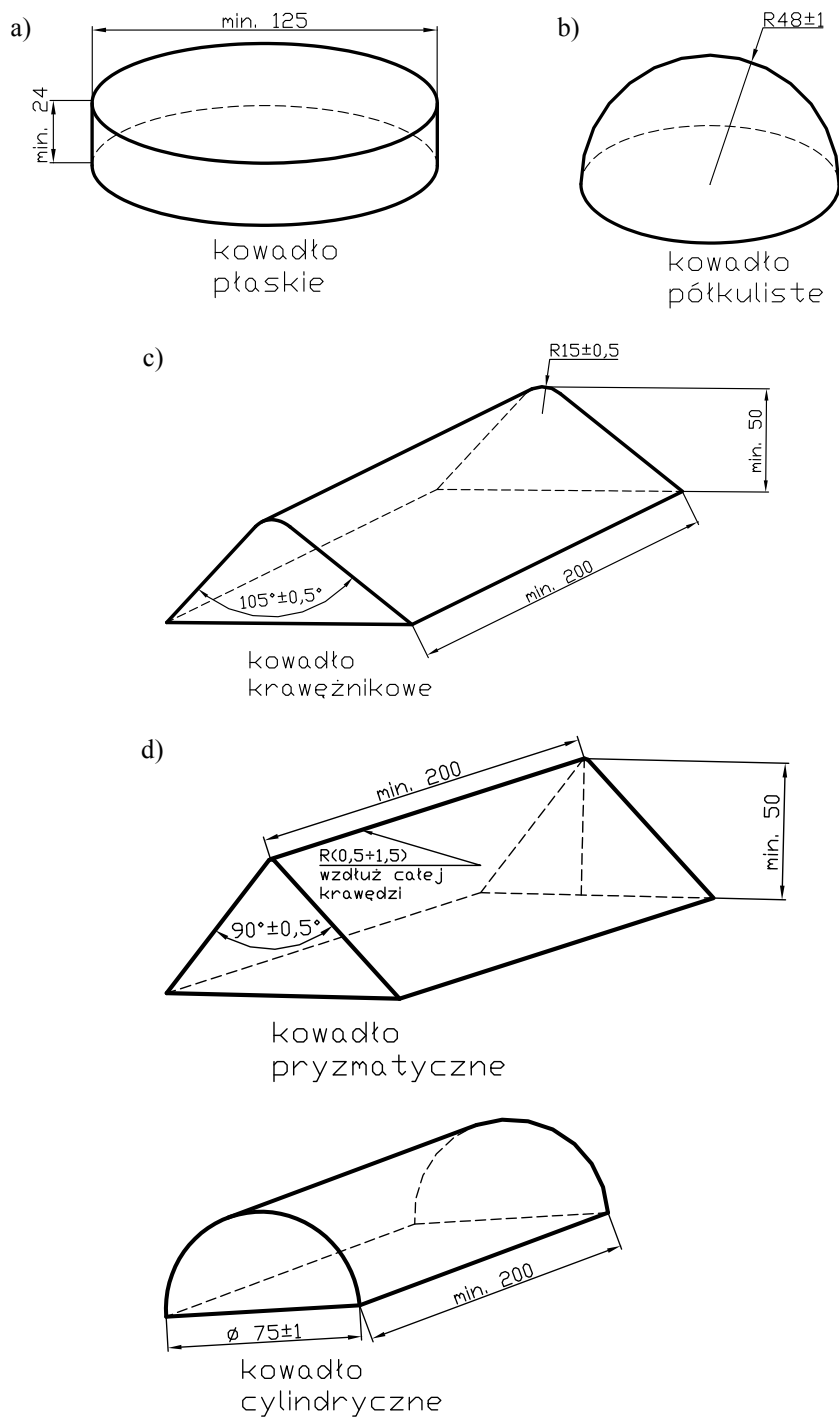
Aby wykorzystać poprzeczny efekt piezoelektryczny, element pomiarowy powinien mieć kształt pręta. Oś symetrii tego pręta powinna być równoległa do kierunku propagacji fali odkształceń, a ładunek elektryczny powstaje wtedy na jego powierzchniach bocznych. Ilość powstającego ładunku zwiększa się wraz ze wzrostem smukłości tego pręta. Wytrzymałość mechaniczna piezoelektrycznego pręta

oraz dopuszczalne rozmiary czujnika są ograniczeniem dla nadmiernego zwiększania smukłości. Element pomiarowy o takim kształcie powinien mieć jednorodną strukturę, co zależy od zastosowanej technologii. Właściwości piezoelektryczne materiałów (np. SiO_2 , LiNbO_3 , LiTAO_3) bardzo zależą od temperatury i wraz z jej wzrostem szybko maleją. Właściwości piezoelektryczne kwarcu (SiO_2) znacząco maleją w temperaturze 523 K i zanikają przy 846 K. Ortofosforan galu (α GaPO_4) jest stabilny do temperatury 1206 K, a jego czułość jest stała do temperatury 773 K. Z powyższych rozważań wynika wniosek, że podczas pomiarów należy zwracać szczególną uwagę na utrzymanie stabilnej temperatury pracy przetwornika piezoelektrycznego.



Rys. 4.16. Stanowisko do badań zderzeniowych [94]; oznaczenia: 1 – podstawa, 2 – kowadło, 3 – szyny prowadzące, 4 – układ podtrzymujący, 5 – model głowy z kaskiem

Należy zaznaczyć, że kowadła wymagane do przeprowadzenia badań, mają podobne kształty, lecz mogą mieć różne wymiary, zależnie od normy zgodnie z którą są przeprowadzane eksperymenty, co zostało przedstawione na rysunku 4.17 oraz w tabeli 4.3.



Rys. 4.17. Kowadła do badania zdolności amortyzowania uderzenia, wg www.caldexinc.com

Tabela 4.3. Rodzaje kowadeł stosowanych w różnych normach do badań amortyzacji uderzenia

Norma	PN EN 1078: 2012	SnellB95	AS/NZS 2063: 2008	BS 6658:1985
Kowadło płaskie	$D = 130 \pm 3 \text{ mm}$	$D = 127$	$D = 127$	$D = 130$
Kowadło półkuliste		$R = 48 \pm 0,5$	$R = 48 \pm 0,5$	$R = 50$
Kowadło pryzmatyczne		180 x 6,3 x 35		
Kowadło cylindryczne		$\Phi 50 \times 200$		
Kowadło krawężnikowe	125 x 50 x 15		90 x 85 x 0,5	

Częstotliwość próbkowania mierzonego sygnału powinna wynosić co najmniej 6 kHz. Badania te należy przeprowadzić w miejscach znajdujących się powyżej linii pomiarowej, położenie której określone zostało w normie [93]. Przykładowe wyniki badań zdolności amortyzowania uderzeń dla różnych kasków, przeprowadzone w Szwecji przez organizację konsumencką Folksam, przedstawione zostały w tabeli 4.4.

Tabela 4.4. Wyniki badań zdolności amortyzowania uderzeń dla różnych kasków, wg www.folksam.se

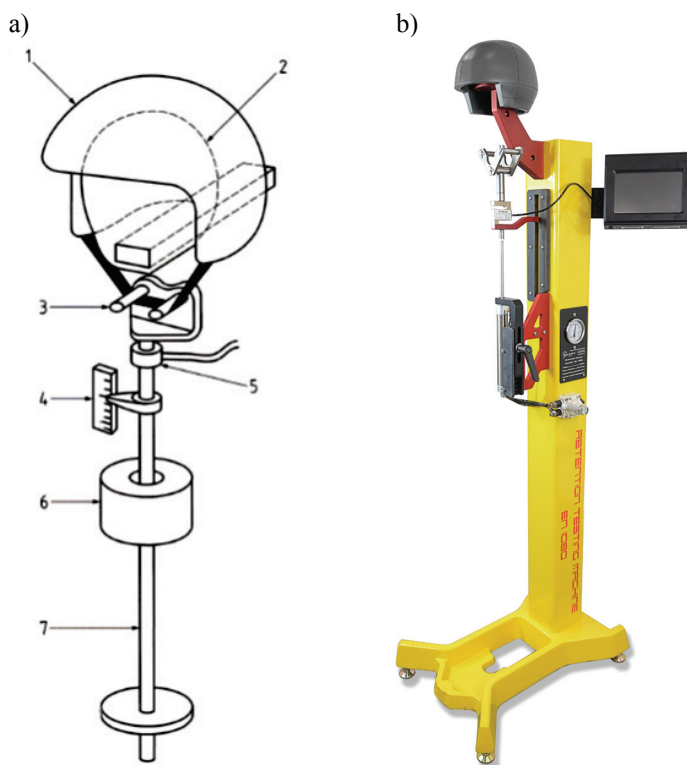
Model kasku	Zmierzone przyspieszenie, g	Orientacyjna cena, PLN
Abus S-Force Peak	202	400
Bell Stoker MIPS	155	600
Carrera Foldable	225	400
Casco Active TC	170	300
Giro Savant MIPS	153	550
Giro Sutton MIPS	212	450
POC Octal	135	1200
Scott Stego MIPS	166	750

Badanie wytrzymałości układu mocującego polega na:

- osadzeniu hełmu na modelu głowy,
- dynamicznym obciążeniu sztucznego podbródka siłą skierowaną w dół,

- sprawdzeniu wydłużenia paska podbródkowego, które nie powinno przekraczać 35 mm, a po relaksacji odkształceń, pozostałość wydłużenia nie powinna przekraczać 25 mm (przy spadającej masie spoczywającej na metalowym zderzaku końcowym).

Po przeprowadzeniu badań, nawet gdy kask jest jeszcze obciążony, powinno być możliwe odpięcie go jedną ręką. W wyniku przeprowadzenia badań kask nie powinien zostać uszkodzony w stopniu, który mógłby spowodować zranienie użytkownika. Stanowisko pomiarowe powinno składać się z następujących elementów: sztywnej konstrukcji, w której zostanie zamocowany model głowy, tak aby nie mógł się przemieszczać, sztucznego podbródka, układu do prowadzenia spadającej masy oraz toru pomiarowego jej prędkości uderzenia w metalowy zderzak, toru pomiarowego przemieszczenia sztucznego podbródka. Prędkość uderzenia masy spadającej nie powinna być mniejsza niż 95% prędkości swobodnego spadku. Dokładność pomiaru prędkości na drodze ostatnich 60 mm nie powinna być mniejsza od 1%.

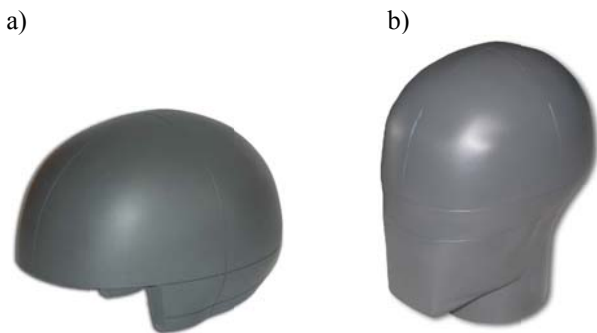


Rys. 4.18. Stanowisko do badań wytrzymałości układu mocującego kasków: a) schemat wg [93]; oznaczenia: 1 – kask, 2 – model głowy, 3 – sztuczny podbródek, 4 – tor pomiaru wydłużenia, 5 – układ uruchamiający spadek obciążnika, 6 – obciążnik, 7 – prowadnica, b) zdjęcie stanowiska do badań wytrzymałości układu mocującego kasków dla dzieci [www.cadexinc.com]

Na rysunku 4.18 przedstawiony jest schemat stanowiska pomiarowego do badań wytrzymałości układu mocującego.

W przypadku kasków dla dzieci występuje niebezpieczeństwo „uwięzienia” głowy w kasku, co może doprowadzić do uduszenia lub powieszenia. Dlatego w kaskach nowej generacji przeznaczonych dla dzieci stosuje się mechanizm samouwalniający, który powinien zadziałać, gdy wartość siły rozciągającej pasek podbródkowy będzie w przedziale od 90 N do 160 N. Do badania zdolności pochłaniania energii uderzenia przez kaski dla dzieci stosuje się kowadło płaskie o takich samych gabarytach, jak zaznaczono w normie PN-EN 1078, a długość kowadła o kształcie zbliżonym do krawężnika wynosi $130 + 3$ mm. Odległość pomiędzy kolejnymi punktami uderzeń została zmniejszona ze 150 mm do 120 mm, ze względu na mniejsze gabaryty tych kasków. Badany kask po zakończeniu testów powinien pozostać na modelu głowy, nie powinien być uszkodzony w stopniu zagrażającym zdrowiu użytkownika oraz wykładzina ochronna nie powinna ulec rozcaleniu w obszarze skorupy. Zgodnie z normą [93] na każdym kasku powinny znajdować się wyraźnie widoczne informacje identyfikujące ten model oraz napis ostrzegający, iż użytkowanie go przez dzieci w celach niezgodnych z przeznaczeniem grozi uduszeniem lub powieszeniem.

Podczas badań kask osadzony jest na znormalizowanym modelu głowy, przykładowo pokazanym na rysunku 4.19, w taki sposób, aby był stabilny [52, 92].



Rys. 4.19. Model głowy w wersji: a) $\frac{1}{2}$, b) pełnej [www.cadexinc.com]

Model głowy o częstotliwości drgań własnych nie mniejszej od 2 kHz, wykonany powinien być z metalu nie wpływającego na parametry rozchodzącego się zaburzenia, np. ze stopu magnezu K1A o właściwościach ($\rho = 1740 \text{ kg/m}^3$, $E = 38 \text{ GPa}$, $\nu = 0,34$). Stosowane są również modele głowy wykonane z innych materiałów np. drewna [15]. Modele te różnią się między innymi właściwościami sprężystymi, krzywiznami powierzchni, chropowatością, momentami bezwładności, co utrudnia interpretację i porównywanie uzyskiwanych wyników badań. Należy zaznaczyć, że

znormalizowane modele głowy mają inne właściwości niż głowa rowerzysty. Może być to przyczyną wzrostu wartości niepewności typu B wyników pomiarów [11], co zostało omówione w podrozdziale 4.4.

Masa modelu głowy (w wersji: pełnej, $\frac{3}{4}$ lub $\frac{1}{2}$), zależnie od normy, powinna zawierać się w przedziale od 1970 ± 75 g do 6100 ± 180 g. Próby zderzeniowe przeprowadzane są na stanowisku laboratoryjnym umożliwiającym swobodny, kontrolowany spadek odpowiedniego modelu głowy (rozmiary: A, E, J, M, O) wraz z badanym kaskiem. Podczas eksperymentu kask zamocowany na modelu głowy, w taki sam sposób jak na głowie rowerzysty, spada na kowadło o odpowiednim kształcie z odpowiedniej wysokości, tak że uzyskuje prędkość zgodnie z normą. Przyśpieszenie liniowe zmierzone zamontowanym w środku ciężkości modelu głowy przetwornikiem piezoelektrycznym, w chwili zderzenia kasku z kowadłem nie może przekraczać wartości 250 g.

W Stanach Zjednoczonych obowiązuje kilka norm, np. [5, 19, 115], dla kasków rowerowych, w których badane parametry i ich wartości są zbliżone, lecz nie identyczne, co przedstawiono w tabeli 4.5. Różnią się przykładowo procedurą doboru kasków do badań. Dla użytkowników deskorolek została opracowana oddzielna norma ASTM 1492 dotycząca kasków. Podobnie zostały opracowane oddzielne normy na kaski dla rowerzystów: uprawiających downhill lub mountains – ASTM 1952 oraz dla uprawiających BMX – ASTM 2032. Za najbardziej rygorystyczną w USA uważana jest norma Snell 95 [115]. Australia i Nowa Zelandia posiadają wspólną normę, zbliżoną do norm amerykańskich. W państwach Unii Europejskiej obowiązuje jedna norma. Pozostałe państwa europejskie posiadają swoje własne normy. Kolejność przeprowadzania badań w normach amerykańskich jest następująca: skuteczność, a następnie wytrzymałość układu mocującego oraz na końcu badanie zdolności amortyzowania uderzenia. W EU i Australii dwie ostatnie próby przeprowadzane są w odwrotnej kolejności. Wilgotność, temperatura i ciśnienie, w których należy przeprowadzać badania według norm amerykańskich są inne niż w normie PN-EN 1078. Dopuszczalna wartość przyśpieszenia w badaniu zdolności amortyzowania uderzenia w USA zmierzona przetwornikiem jednoosiowym (np. przetwornik Endevco 7264C-2000, zakres ± 2000 g, częstotliwość próbkowania 39 kHz) [20] wynosi 300g, a w EU zmierzona przetwornikiem trójosiowym – 250 g.

W normie australijskiej [6] oprócz dopuszczalnych wartości przyśpieszenia podawany jest również czas jego oddziaływania na głowę. Norma ta dopuszcza uszkodzenie do 10% masy kasku w trakcie przeprowadzonego badania. Siła działająca na głowę po zderzeniu, w obszarze kołowym o powierzchni 100 mm^2 wokół punktu pomiarowego, nie powinna przekraczać 500 N.

Wytrzymałość układu mocującego w USA i EU badana jest w próbach dynamicznego obciążania, a w Japonii i Szwecji w próbach statycznego obciążania.

Warunek swobodnego kontrolowanego spadku w każdej normie jest realizowany w inny sposób. Normy różnią się również wymaganiami dotyczącymi obszaru chronionej głowy oraz sposobu osadzania kasku, dokładności pomiarów prędkości w chwili zderzenia, i innymi. Zróżnicowane procedury badań, kryteria, wartości dopuszczalne mierzonych parametrów, oprócz ceny, utrudniają rowerzyście ocenę, który kask gwarantuje najwyższy możliwy poziom bezpieczeństwa.

Należy zaznaczyć, że używanie kasków i hełmów jest obowiązkowe w wielu dyscyplinach sportowych, np. sportach zimowych, jeździe konnej, rugby. Dla każdej z nich zostały opracowane odpowiednie normy. Różnice w tych normach (zarówno procedura badania, jak i wartości kryteriów) wynikają głównie ze specyfiki tych dyscyplin. W tabeli 4.6 zestawiono normy oraz niektóre ich parametry, dla arbitralnie wybranych dyscyplin sportowych. Główne elementy konstrukcyjne tych hełmów są podobne jak w kaskach rowerowych, często jednak posiadają twardą kompozytową skorupę oraz wizjer.

Dla niektórych kasków (np. do sportów jeździeckich) wymagane jest przeprowadzenie badania odporności na przebicie [95]. Przebijak używany do badań spada z określoną energią na kask przymocowany do bloku badawczego. Sprawdzane jest, czy nastąpiło zetknięcie przebijaka z tym blokiem. Półkulisty blok badawczy z twardego drewna z wkładką z miękkiego metalu, położoną na wierzchołku jego osi głównej jest montowany na sztywnym podłożu. Stosowane są dwa rodzaje przebijaków: stożkowe oraz z płaskim ostrzem. Przebijak stożkowy ma masę 3000 ± 25 g, kąt wierzchołkowy $60 \pm 1^\circ$, promień wierzchołka $0,5 \pm 0,1$ mm, twardość zakończenia $45 \div 50$ HRC oraz minimalną wysokość stożka 40 mm. Przebijak z płaskim ostrzem ma masę 400 ± 10 g, szerokość części górnej $6,00 \pm 0,25$ mm, kąt zbieżności części dolnej $40 \pm 2^\circ$, szerokość płaskiego zakończenia $0,25 \pm 0,05$ mm, twardość zakończenia $45 \div 50$ HRC. Podczas badania przebijak powinien swobodnie spaść z określoną energią w wyznaczony wcześniej punkt uderzenia. Należy sprawdzić, czy nastąpiło zetknięcie przebijaka z blokiem badawczym, czy też powierzchnia wkładki z miękkiego metalu w bloku badawczym została uszkodzona w widoczny sposób.

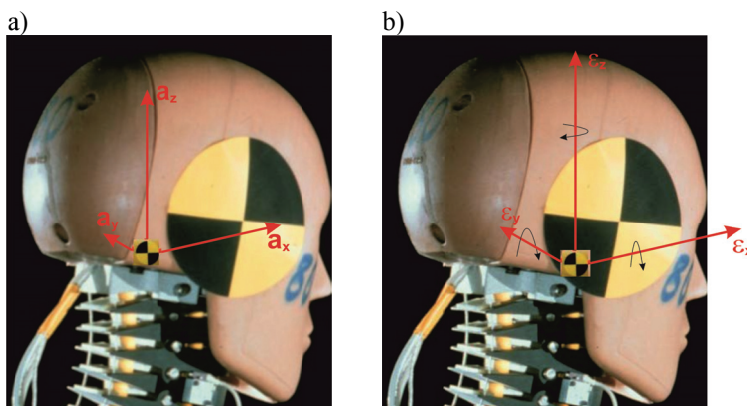
W obowiązujących aktualnie normach dotyczących właściwości ochronnych kasków nie jest uwzględniany wpływ ruchu obrotowego głowy, który może wystąpić po zderzeniu z przeszkodą. W rozdziale 4 problem ten został dokładniej omówiony. Ruch obrotowy głowy może wystąpić w sytuacji rzeczywistej kolizji użytkownika kasku z nawierzchnią drogi, a zwłaszcza z pojazdem mechanicznym. Procedura tych badań nie została znormalizowana, lecz są one przeprowadzane w laboratoriach badawczych oraz przez organizacje konsumenckie (np. Folksam w Szwecji) porównujące właściwości kasków różnych producentów. W badaniach tych stosowane są również modele głowy manekinów antropomorficznych, co pokazano na rysunku 4.20, ponieważ pozwalają one zmierzyć również reakcję szyi.

Tabela 4.5. Porównanie wybranych parametrów norm dotyczących kasków rowerowych

Norma	EN 1078	ASTM F1447	CPSC	Snell B-95	AS/NZS 2063
Państwo	Unia Europejska	USA	USA	USA	Australia/Nowa Zelandia
Dopuszczalne przyspieszenie głowy, po zderzeniu	250 g	300 g	300 g	300 g	250 g lub 200 g dla 3 ms lub 150 g dla 6 ms
Kowadło	płaskie, pryzma	płaskie, półkula, pryzma	płaskie, półkula, pryzma	płaskie, półkula, pryzma	płaskie
Próba zderzenia	swobodny, kontrolowany spadek	swobodny, kontrolowany spadek	swobodny, kontrolowany spadek	swobodny, kontrolowany spadek	kontrolowany spadek
Model głowy	EN 960:2006 $f_0 > 2$ kHz	ISO DIS 6220-1983	ISO DIS 6220-1983	ISO DIS 6220-1983 $f_0 > 3$ kHz	ISO DIS 6220-1983
Prędkość upadku lub energia lub wysokość upadku na kowadło: a) płaskie, b) innego kształtu	5,42 m/s 4,57 m/s	2 m (6,2 m/s) 1,2 m (4,8 m/s)	6,2 m/s 4,8 m/s	100 J (2 m) 65 J (1,3 m)	1,5 m 1,5 m
Wytrzymałość układu mocującego	obciążanie dynamiczne	obciążanie dynamiczne	obciążanie dynamiczne	obciążanie dynamiczne	obciążanie dynamiczne (od 2008)

Tabela 4.6. Porównanie norm dotyczących hełmów stosowanych w różnych dyscyplinach sportowych [71]

Dyscyplina sportowa	Norma	Rodzaj badań uderzeniowych	Energia	Kowadło	Kryteria
Rugby	IRB Law 4M-98g	swobodny, kontrolowany spadek	13,8 J	Płaskie	od 200 g do 550 g
Hokej na lodzie	CAN/CSA Z262.1-M90	swobodny, kontrolowany spadek oraz penetracja	50 J	Płaskie	< 275 g (GSI < 1500)
Football amerykański	ASTM F429 i F717	swobodny, kontrolowany spadek (24 próby)	75 J, 5 kg, 5,47 m/s	MEP Modular Elastomeric Programmer	< 275 g średnia z 3 prób w 6 punktach, < 300 g w końcowych 6 próbach
Sporty na śniegu	ASTM F2040-02	swobodny, kontrolowany spadek	6,2 m/s, 96 J przy 5 kg	płaskie, półsferyczne, przyzma	< 300 g
Baseball	NOCSAE	piłka uderzająca w kask	52 J (27 m/s)	Model głowy wg NOCSAE	SI < 1200
Cricket	AS 4499	przebijak z piłką (5 kg)	30 J	przebijak spadający na kask	przyspieszenie mniejsze o 25% w próbie z hełmem w porównaniu do próby bez hełmu



Rys. 4.20. Modele głowy manekina Hybrid III – 50% mężczyzna, z zaznaczonymi układami współrzędnych do pomiarów: a) przyspieszeń liniowych, b) przyspieszeń kątowych, wg www.folksam.com



Rys. 4.21. Stanowisko pomiarowe do badań przyspieszeń głowy w przypadku gdy kask zderza się z przeszkodą pod kątem innym niż 90° , wg www.folksam.com

Na rysunku 4.21 pokazano stanowisko pomiarowe do badań przyspieszeń głowy w przypadku gdy kask zderza się z przeszkodą pod kątem innym niż 90° . Badania takie przeprowadza się w kierunku każdej osi układu współrzędnych kartezjańskich, w wybranych punktach położonych na części bocznej, tylnej oraz przedniej kasku. Procedura takich badań nie jest jednak znormalizowana.

W tabeli 4.7 przedstawione są wyniki takich pomiarów dla przyspieszeń i prędkości występujących w kierunku osi pionowej głowy, dla różnych kasków. Wyniki te potwierdzają, że mimo zewnętrznego podobieństwa kasków różnią się one nie tylko ceną, lecz również właściwościami ochronnymi. Róż-

nice właściwości ochronnych występują nawet pomiędzy różnymi modelami kasków tego samego producenta.

Tabela 4.7. Porównanie przyspieszeń i prędkości występujących w kierunku osi pionowej głowy, dla różnych kasków, wg www.folksam.com

Model kasku	Przyspieszenie liniowe, g	Przyspieszenie kątowe, rad/s ²	Prędkość kątowa, rad/s
Abus S-Force Peak	145	14400	39,5
Bell Stoker MIPS	114	10500	39,1
Carrera Foldable	157	15500	42,3
Casco Active TC	76	10100	44,4
Giro Savant MIPS	103	9500	38,7
Giro Sutton MIPS	139	13700	41,0
POC Octal	74	10200	42,1
Scott Stego MIPS	86	9400	42,8

Analizując wyniki przedstawione w tabeli 4.7, należy pamiętać, że są to wyniki badań tylko jednego z parametrów służących do oceny kasków. Analiza niepewności tych pomiarów nie została przedstawiona. Dlatego bazując tylko na takich danych trudno jest obiektywnie ocenić jakość kasku.

4.4. Analiza niepewności pomiarów

Pojęciem pomiar można określić wszystkie operacje, których celem jest wyznaczenie wartości wielkości będącej cechą badanego obiektu, przy czym cechę tę można wyróżnić jakościowo i określić ilościowo [11]. Wynik tak rozumianego pomiaru jest liczbą rzeczywistą [124]. Żaden pomiar niezależnie od metod jakimi jest wykonywany i od staranności, z jaką został przeprowadzony nie daje idealnie dokładnego wyniku [1]. Powoduje to, że ważnym problemem związanym z zastosowaną procedurą pomiarową jest ocena jakości uzyskanych wyników, która stanowi bezwzględny błąd pomiaru, będący różnicą między wynikiem pomiaru a wartością rzeczywistą, wyznaczany według zależności:

$$\Delta x = x - x_r \quad (4.3)$$

gdzie:

Δx – błąd bezwzględny pomiaru,

x – wynik pomiaru,

x_r – wartość rzeczywista mierzonej wielkości.

Wartości tego błędu nie można obliczyć, ponieważ wartość rzeczywista mierzonej wielkości pozostaje nieznana. Można natomiast wyznaczyć błąd, który umownie uznaje się za prawdziwy, a określany jest następującą zależnością:

$$\Delta x \approx x - x_0 \quad (4.4)$$

gdzie x_0 to wartość poprawna mierzonej wielkości.

Oprócz błędu bezwzględnego często wyznacza się błąd względny, stosując w tym celu dwie następujące zależności:

$$\delta = \frac{\Delta x}{x_0} \quad \text{lub} \quad \delta = \frac{\Delta x}{x_0} \cdot 100\% \quad (4.5)$$

Błąd względny jest najczęściej wyrażany w procentach.

W 1995 roku opublikowano instrukcję dotyczącą standaryzacji określania niepewności pomiarowych. Instrukcja ta w oryginale „ISO Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement” została opublikowana w 1999 roku przez Główny Urząd Miar pod tytułem „Wyrażanie niepewności pomiarowych. Przewodnik” [96]. W pracy tej zaproponowano wprowadzenie pojęcia niepewności pomiaru zamiast błędu pomiaru. Niepewność pomiaru została zdefiniowana jako parametr, związany z wynikiem pomiaru, charakteryzujący rozrzut wyników, które można w uzasadniony sposób przypisać wielkości mierzonej. Charakteryzuje on szerokość przedziału, wewnątrz którego można z zadowalającym prawdopodobieństwem usytuować wartość wielkości mierzonej.

W opracowaniu tym wyróżniono:

1. Niepewność standardową obliczaną metodą typu A – wyznaczaną metodami analizy statystycznej na podstawie serii wyników pomiarów wykonanych w tych samych warunkach i związaną z oddziaływaniami przypadkowymi. Oddziaływania takie zawsze występują podczas procesu pomiarowego i powodują, że uzyskane wyniki charakteryzuje pewien rozrzut uzyskanych wielkości.
2. Niepewność standardową obliczaną metodą typu B – określaną na podstawie wiedzy przyjętej z góry (założonej), o czynnikach wpływających na dokładność pomiaru. Jest to niepewność wyznaczana innymi metodami niż metody statystyczne, np. na podstawie specyfikacji technicznej przyrządów pomiarowych, wiedzy i doświadczenia eksperymentatora itp.

Niepewnością standardową wyznaczaną metodą typu A w pomiarach bezpośrednich jest estymator odchylenia standardowego dla wartości średniej, wyrażany zależnością:

$$u_A = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n(n-1)}} \quad (4.6)$$

gdzie estymatorem mierzonych wielkości x_i jest wartość średnia arytmetyczna z n obserwacji obliczana według następującego algorytmu:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (4.7)$$

W celu wyznaczenia granic przedziału ufności, który zawiera nieznaną wartość rzeczywistą mierzonej wielkości z przyjętym poziomem ufności α konieczne jest obliczenie tzw. niepewności rozszerzonej u_{CA} , zdefiniowanej w następujący sposób:

$$u_{CA} = k_A(\alpha) \cdot u_A \quad (4.8)$$

Standardowa niepewność odpowiadająca wartości współczynnika $k_A(\alpha) = 1$ wyznaczana jest dla poziomu ufności $\alpha = 0,6827$. Gdy nie ma podstaw do odrzucenia hipotezy zerowej o zgodności analizowanej zmiennej z rozkładem normalnym, a analizowaną próbę można uznać za liczną (ilość wyników pomiarów $n > 30$), współczynnik k_A przyjmuje wartości z tablic rozkładu normalnego dla założonego poziomu ufności. Wartości współczynnika rozszerzenia k_A przyjmowane dla rozkładu normalnego zmiennej pokazano w tabeli 4.8.

Tabela 4.8. Wartości współczynnika rozszerzenia $k_A(\alpha)$ przyjmowane dla rozkładu normalnego [96]

Poziom ufności	0,6827	0,90	0,95	0,9545	0,99	0,9973
$k_A(\alpha)$	1,000	1,645	1,960	2,000	2,576	3,000

Dla próby o rozkładzie zgodnym z rozkładem normalnym, ale o liczebności mniejszej od 30, wartość współczynnika $k_A(\alpha)$ odczytuje się, korzystając z tablic rozkładu t Studenta dla założonego poziomu ufności i liczby stopni swobody $n - 1$ wynikającej z liczebności próby.

Przybliżoną formą wyznaczenia tego współczynnika jest przyjęcie wartości 2 dla poziomu ufności 95%, lub wartości 3 dla poziomu ufności 99%. Wyznaczenie niepewności całkowitej daje podstawy do ostatecznego zapisu otrzymanego wyni-

ku pomiaru w postaci przedziału ufności: $p(\bar{x} - u_{CA} < x < \bar{x} + u_{CA}) = \alpha$ lub w postaci granic przedziału ufności dla określonego prawdopodobieństwa α : $x = \bar{x} \pm u_{CA}$ dla przyjętego przykładowo $\alpha = 95$ lub $\alpha = 99$.

Jeżeli wynik pomiaru wyznaczany jest za pomocą metod pośrednich, co oznacza, że mierzona wielkość jest funkcją wielu zmiennych x_j (dla których indeks j przyjmuje wartości od 1 do m), ogólną postać funkcji wyrazić można, jako: $y = f(x_j)$. W tym przypadku dla każdej mierzonej bezpośrednio wielkości x_j wykonuje się najpierw serię pomiarów, następnie wyznacza wartość średnią $\bar{x}_j$ oraz niepewność standardową u_{A_j} . Dla funkcji liniowej i zmiennych niezależnych można wyznaczyć pośrednio wartość średnią $\bar{y}$ analizowanej wielkości y :

$$\bar{y} = f(\bar{x}_j) \quad (4.9)$$

oraz niepewność standardową dla wyznaczonej średniej $\bar{y}$:

$$u_{A\bar{y}} = \sqrt{\sum_{j=1}^m \left(\frac{\partial y}{\partial \bar{x}_j} \right)^2 \cdot u_{A_j}^2} \quad (4.10)$$

Jeżeli rozważana funkcja $y = f(\bar{x}_j)$ jest nieliniowa to należy rozwinąć ją w szereg Taylora i uwzględnić składniki wyższych rzędów [96], wówczas zależność (4.10) przyjmuje następującą postać:

$$u_{A\bar{y}} = \sqrt{\sum_{j=1}^m \left(\frac{\partial y}{\partial \bar{x}_j} \right)^2 \cdot u_{A_j}^2 + \sum_{j=1}^m \sum_{k=1}^m \left[\frac{1}{2} \left(\frac{\partial^2 f}{\partial \bar{x}_j \partial \bar{x}_k} \right)^2 + \frac{\partial f}{\partial \bar{x}_j} \frac{\partial^3 f}{\partial \bar{x}_j \partial^2 \bar{x}_k} \right] u_{A_j}^2 u_{A_k}^2} \quad (4.11)$$

W przypadku gdy zmienne losowe x_j są skorelowane w równaniu (4.11) należy uwzględnić ich kowariancję i można zapisać następująco:

$$u_{A\bar{y}} = \sqrt{\sum_{j=1}^m \left(\frac{\partial y}{\partial \bar{x}_j} \right)^2 \cdot u_{A_j}^2 + \sum_{j=1}^m \sum_{k=1}^m \left[\frac{1}{2} \left(\frac{\partial^2 f}{\partial \bar{x}_j \partial \bar{x}_k} \right)^2 + \frac{\partial f}{\partial \bar{x}_j} \frac{\partial^3 f}{\partial \bar{x}_j \partial^2 \bar{x}_k} \right] u_{A_j}^2 u_{A_k}^2 + 2 \sum_{j=1}^{m-1} \sum_{k=j+1}^m \frac{\partial f}{\partial \bar{x}_j} \frac{\partial f}{\partial \bar{x}_k} cov(\bar{x}_j, \bar{x}_k)} \quad (4.12)$$

W równaniu (4.12) $cov(\bar{x}_j, \bar{y}_k)$ oznacza kowariancję pomiędzy zmiennymi $\bar{x}_j, \bar{y}_j$.

Niepewność rozszerzoną mierzonej pośrednio wielkości y możemy wyznaczyć w oparciu o znajomość wartości średniej $\bar{y}$ oraz niepewności standardowej $u_{A\bar{y}}$ następująco:

$$u_{AC} = k_A(\alpha) \cdot u_{A\bar{y}} \quad (4.13)$$

a granice przedziału ufności, w którym znajduje się nieznaną wielkość y można zapisać jako: $p(\bar{y} - u_{AC} < y < \bar{y} + u_{AC}) = \alpha$.

Niepewność standardową wyznaczaną metodą typu B, najczęściej określa się, gdy wyniki pomiarów obciążone są błędem systematycznym, wynikającym z dokładności przyrządów wykorzystanych w torze pomiarowym. W takim przypadku niepewność tę można w pomiarach bezpośrednich określić jako [96]:

$$u_B = \frac{\Delta g}{\sqrt{3}} \quad (4.14)$$

gdzie Δg to błąd pomiaru wynikający z klasy przyrządu.

W zależności (4.14) zakłada się rozkład jednostajny prawdopodobieństwa wystąpienia wartości prawdziwej w przedziale $\pm \Delta g$. Całkowitą niepewność typu B można wyznaczyć z zależności:

$$u_{BC} = k_B(\alpha) \cdot u_B \quad (4.15)$$

gdzie $k_B(\alpha)$ oznacza wartość zmiennej standaryzowanej określonego rozkładu prawdopodobieństwa (np. dla rozkładu jednostajnego $k_B(\alpha) = \alpha \cdot \sqrt{3}$).

W przypadku wykonywania pomiarów pośrednich w ocenie niepewności całkowitej, należy uwzględnić wszystkie niepewności standardowe typu B zgodnie z następującą zależnością [96]:

$$u_{By} = \sqrt{\sum_{j=1}^m \left(\frac{\partial y}{\partial x_j} \right)^2 \cdot u_{Bj}^2} \quad (4.16)$$

Zakładając, że funkcja $y = f(x_j)$ jest liniowa oraz zmienne x_j nie są skorelowane a $\left(\frac{\partial y}{\partial x_j} \right)^2 = 1$ niepewność rozszerzona obliczana metodą typu B przyjmuje postać:

$$u_{BC} = k_B(\alpha) u_{By} \quad (4.17)$$

W takim przypadku, aby wyznaczyć wartość współczynnika $k_B(\alpha)$ na określonym poziomie prawdopodobieństwa α , musimy znać spłot rozkładów jednostajnych. Jeżeli liczba składowych niepewności standardowych uwzględnianych w metodzie typu B jest większa niż dwa, to spłot trzech i więcej rozkładów jednostajnych jest zbieżny do rozkładu normalnego.

W przypadku niepewności z dwiema składowymi łączna niepewność standardowa wyznaczana metodą typu B wynosi:

$$u_{B\perp} = \sqrt{u_{B1}^2 + u_{B2}^2}$$

Spłot dwóch rozkładów jednostajnych jest rozkładem trapezowym (lub rozkładem trójkątnym, gdy obydwa rozkłady jednostajne mają równe wariancje).

Jeżeli podczas przeprowadzania pomiarów występują równocześnie obydwa typy niepewności to należy wyznaczyć niepewność standardową łączną, jako pierwiastek z sumy kwadratów tych niepewności:

$$u_{AB} = u_{\perp} = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (4.18)$$

natomiast niepewność całkowitą można wyznaczyć z zależności:

$$u_{ABC} = k_{AB}(\alpha) \cdot u_{AB} \quad (4.19)$$

Współczynnik $k_{AB}(\alpha)$ zależy od poziomu ufności α oraz od ilorazu odchyłeń standardowych rozkładów składowych $k_{AB}(\alpha) = f\left(\alpha, \frac{\sigma_A}{\sigma_B}\right)$. Przyjmuje się, że niezany spłot rozkładu normalnego i jednostajnego można przybliżyć:

- a) rozkładem normalnym, gdy $\sigma_N \geq \sigma_J$ lub gdy $u_{ACy} \geq u_{BCy}$,
- b) rozkładem jednostajnym, gdy $\sigma_N < \sigma_J$ lub gdy $u_{ACy} < u_{BCy}$.

Niepewność standardowa dla średniej $\bar{y}$ wynosi:

$$u_{\bar{y}} = \sqrt{\sum_{j=1}^m \left(\frac{\partial y}{\partial \bar{x}_j}\right)^2 u_{\bar{x}_j}^2} \quad (4.20)$$

W przypadku gdy zmienne losowe x_j oraz związane z nimi średnie $\bar{x}_j$ są skorelowane, fakt ten należy uwzględnić podczas wyznaczania niepewności standardowej dla średniej, uwzględniając w równaniu (4.20) kowariancję zgodnie z równaniem (4.12). Oceniając niepewność całkowitą współczynnik $k(\alpha)$, można przyjąć dla przyjętego poziomu ufności według tabeli 4.7 lub zastosować metodę przybliżoną.

Literatura

- [1] Adamczak St., Pomiary geometryczne powierzchni. Zarysy kształtu, falistości i chropowatości, PWN, Warszawa 2008
- [2] Almanza O.A., Masso-Moreu Y., Mills N.J., Rodríguez-Pérez M.A., Thermal expansion coefficient and bulk modulus of polyethylene closed-cell foams, *J Polym Sci: Part B: Polym Phys* 42:3741-3749 (2004)
- [3] Antona-Makoshi J., Davidsson J., Ejima S., Ono K., Brodin K., Anata K., Correlation of Global Head and Brain Tissue Injury Criteria to Experimental Concussion derived from Monkey Head Trauma Experiments, *IRCOBI Conference*, 41:509 -522, 2013
- [4] APROSYS SP 5, Final report for the work on “Biomechanics” (SP 5), Deliverable report AP SP90-0005
- [5] ASTM F1447-12, Standard Specification for Helmets Used in Recreational Bicycling or Roller Skating, 2012
- [6] AS/NZS 2063: 2008 Bicycle helmets, norma australijska
- [7] Avalor M., Belingardi G., Montanini R., Characterization of polymeric structural foams under compressive impact loading by means of energy-absorption diagram, *International Journal of Impact Engineering* 25 (2001), pp. 455- 472.
- [8] Avalor M., Belingardi G., Ibba A., Mechanical models of cellular solids: Parameters identification from experimental tests, *International Journal of Impact Engineering* 34 (2007) 3-27
- [9] Bartsch A., Hybrid III response to head impacts and potential implication for athletic headgear testing, *Accident Analysis and Prevention* vol. 48, 2012, pp. 285-291
- [10] Baumgartner D., Willinger R., Numerical modeling of the human head under impact: new injury mechanisms and tolerance limits w Gilchrist M.D. (ed.), *IUTAM Proceedings on Impact Biomechanics: From Fundamental Insights to Applications*, pp. 195-203, 2005 Springer, ISBN 1-4020-3795-3 (HB), ISBN 978-1-4020-3795-5 (HB), ISBN 1-4020-3796-1 (e-book), ISBN 978-1-4020-3796-2 (e-book)

- [11] Bąkowski A., Radziszewski L., Analiza wybranych deskryptorów sygnałów z silnika spalinowego z wykorzystaniem programu R, Wydawnictwo Politechniki Świętokrzyskiej, monografie, studia, rozprawy nr 68, Kielce 2015
- [12] Beckwith J.G. et al., Measuring Head Kinematics in Football: Correlation Between the Head Impact Telemetry System and Hybrid III Headform, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 40, No. 1, January 2012, pp. 237-248, DOI: 10.1007/s10439-011-0422-2
- [13] Brinn J., Staffeld S.E., Evaluation of impact test accelerations: A damage index for the head and torso, in 14 Stapp car crash and field demonstration conference proceedings 17-18 November 1970, paper 700992 SAE 1970, p. 188-202
- [14] Brands D., Predicting brain mechanics during closed head impact: numerical and constitutive aspects, praca doktorska, Technische Universiteit Eindhoven, Eindhoven 2002, ISBN 90-386-2713-0
- [15] BS 6658:1985, Specification for protective helmets for vehicle users, norma angielska
- [16] Chinn B., Motorcycle safety helmets, Cost 327, Office for official publications of the European Community, Luxemburg 2001
- [17] Cook A., Sheikh A., Trends in serious head injuries among English cyclists and pedestrians. *Injury Prevention* 9(3), 266-267, 2003
- [18] Corner J.P., Whitney C.W., O'Rourke N., Morgan D.E., Motorcycle and Bicycle Protective Helmets - Requirement Resulting from a Post Crash Study and Experimental Research, Report No. CR 55. Federal Office of Road Safety, Canberra (1987)
- [19] CPSC 1998 Safety standard for bicycle helmets, Consumer Product Safety Commission
- [20] Cripton P.A. et al., Bicycle helmets are highly effective at preventing head injury during head impact: Head-form accelerations and injury criteria for helmeted and un-helmeted impacts, *Accident Analysis and Prevention* 70 (2014) 1-7
- [21] Curnow W.J., Bicycle helmets: a scientific evaluation, w *Transportation Accident Analysis and Prevention* red. Smet A. D., pp. 141-177 © 2008 Nova Science Publishers, Inc., ISBN: 978-1-60456-288-0
- [22] Curnow W.J., The efficacy of bicycle helmets against brain injury, *Accident Analysis and Prevention* 35(2), 287-292 (2003)

- [23] Di Landro L. et al., Deformation mechanisms and energy absorption of polystyrene foams for protective helmets, *Polymer Testing* 21 (2002) 217-228
- [24] Depreitere B., A rational approach to pedal cyclist head protection, PhD dissertation, K.U. Leuven, 2004.
- [25] Derski W., Ziemia St., *Analiza modeli reologicznych*, PWN, Warszawa 1968
- [26] Doroszewski W., *Słownik języka polskiego*, PWN, Warszawa 1964
- [27] Draft B-90 & B-95 Child Helmet Addendum 2/4/98, Addendum to standards for protective headgear, for children four years of age and younger, for use in bicycling, Snell 1998
- [28] Dyrektywa Rady 89/686/EWG – środki ochrony indywidualnej, wersja skonsolidowana w języku polskim, strona internetowa :<http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/site/pl/consleg/1989/L/01989L0686-20031120-pl.pdf>
- [29] Dyrektywa Środki ochrony indywidualnej 89/686/EWG, Ministerstwo Gospodarki, Polskie Centrum Badań i Certyfikacji, ISBN 978-83-62782-09-3, Warszawa 2010
- [30] Dziennik Ustaw Nr 129 poz. 844, Rozporządzenie Ministra Pracy i Polityki Socjalnej z dnia 29 września 1997 r. w sprawie ogólnych przepisów bezpieczeństwa i higieny pracy
- [31] Dz.U. Nr 169, poz. 1650, Obwieszczenie Ministra Gospodarki, Pracy i Polityki Społecznej z dnia 28 sierpnia 2003 r. w sprawie ogłoszenia jednolitego tekstu rozporządzenia Ministra Pracy i Polityki Socjalnej w sprawie ogólnych przepisów bezpieczeństwa i higieny pracy
- [32] Dz.U. z 2009 r. Nr 167, poz. 1322, ze zm., Obwieszczenie Marszałka Sejmu Rzeczypospolitej Polskiej z dnia 22 września 2009 r. w sprawie ogłoszenia jednolitego tekstu ustawy o ubezpieczeniu społecznym z tytułu wypadków przy pracy i chorób zawodowych
- [33] Dz.U. Nr 259, poz. 2173, Rozporządzenie Ministra Gospodarki z dnia 21 grudnia 2005 r. w sprawie zasadniczych wymagań dla środków ochrony indywidualnej
- [34] Elvik R., Publication bias and time-trend bias in meta-analysis of bicycle helmet efficacy: A re-analysis of Attewell, Glase and McFadden, 2001, *Accident Analysis and Prevention* 43 (2011) 1245-1251, doi:10.1016/j.aap.2011.01.007
- [35] Fernandes F., Alves de Sousa R., Motorcycle helmets – A state of the art review, *Accident Analysis and Prevention* 56 (2013) 1-21

- [36] Fernandes F. et al., Finite Element Analysis of Helmeted Impacts and Head Injury Evaluation with a Commercial Road Helmet, IRCOBI Conference 2013
- [37] Final economic assessment, FMVSS No. 201, Upper interior head protection, NHTSA 1995
- [38] Forero Rueda M.A., Cui L., Gilchrist M.D., Optimisation of energy absorbing liner for equestrian helmets. Part I: Layered foam liner., *J. Mater Des* 2009;30:3405-13
- [39] Frost H.M.: The Utah paradigm of skeletal physiology: an overview of its insights for bone, cartilage and collagenous tissue organs, *J of Bone and Mineral Metabolism*. 2000; 18:305-316
- [40] Franz Konstantin Fuss, Routledge Handbook of sports Technology and Engineering, 2014 ISBN 978-0-203-85103-6
- [41] Gadd P. (1966), Use of Weighted Injury Criterion for Estimating Injury Hazard, SAE 660793
- [42] Gibson L.J., Ashby M.F., Cellular solids, Oxford 1988 Pergamon Press
- [43] Gong L., Kyriakides S., Jang W., Compressive response of open-cell foams, Part I: Morphology and elastic properties, *International Journal of Solids and Structures* 42 (2005), pp. 1355-1379
- [44] Ho J., Generation of Patient Specific Finite Element Head Models, School of Technology and Health Royal Institute of Technology, praca doktorska, Sztokholm 2008, ISBN: 978-91-7415-191-6
- [45] Hopes P.D., Chinn B.P., Helmets: a new look at design and possible protection, IRCOBI Conference on Biomechanics of Impacts, Stockholm 1989, pp. 39-54
- [46] Hopes P.D., Chinn B.P., The correlation of damage to crash helmets with injury, and the implication for injury tolerance criteria, IRCOBI Conference on Biomechanics of Impacts, Lyon, 1990, pp. 319-331
- [47] Hutyra A., Środki ochrony indywidualnej, PARP, Gdańsk 2001, ISBN 83-912868-2-7
- [48] Jacob C., Charras F., Trosseille X., Hamon J., Pajon M., Lecoq J.Y., Mathematical models integral rating, *Int. J. of Crashworthiness*, vol. 5, No. 4, pp. 417-432, 2000
- [49] Jang W., Kraynik A., Kyriakides S., On the microstructure of open cell foams and its effect on elastic properties *Int. J. Solid Structure* 45, pp. 1845-1875

- [50] Jebur Q.H., Characterisation and Modelling of Transversely Isotropic Flexible Viscoelastic Foam, A thesis for the degree of Doctor of Philosophy (PhD) Submitted to the School of Engineering, College of Science and Engineering, University of Glasgow, 2013
- [51] Jiroušek O., Jíra J., Jírová J., Micka M., Finite Element Model of Human Skull Used for Head Injury Criteria Assessment, Gilchrist M. D. (ed.), IUTAM Proceedings on Impact Biomechanics: From Fundamental Insights to Applications, 2005, 459-467
- [52] ISO DIS 6220-1983, Headforms for Use in the Testing of Protective Helmets
- [53] JIS 8134-1982 Protective Helmets for bicycle users, norma japońska
- [54] Kellar K., Ciesielska D., Fizykochemia polimerów, Politechnika Poznańska 1997
- [55] Kijak J., Hełmy wojska polskiego 1917-2000, Bellona, Warszawa 2004
- [56] Kimpara H. et al., Head injury prediction methods based on 6 degree of freedom head acceleration measurements during impact, Int. Journal of automotive engineering 2 2011, 13-19
- [57] Kimpara H., Iwamoto M., Mild Brain Injury Predictors Derived From Dummy 6 DOF Motions, 40th International Workshop on Human Subjects for Biomechanical Research, Savannah-GA (USA), 2012
- [58] King A., Yang K., Zhang L., Hardy W., Is head injury caused by linear or angular acceleration? IRCOBi Conference, pp. 1-12, 2003
- [59] Kleiven S., Evaluation of head injury criteria using a finite element model validated against experiments on localized brain motion, intracerebral acceleration, and intracranial pressure. International Journal of Crashworthiness Vol. 11, 65-79, No. 1, 2006. doi:10.1533/ijcr.2005.0384
- [60] Kodeks pracy, art. 237⁶, 211 (J.t.: Dz.U. z 2014 r. poz. 1502; zm.: Dz.U. z 2014 r. poz. 1662, z 2015 r. poz. 1066, 1220, 1224, 1240 i 1268)
- [61] Komar W., Lepkosprężyste związki konstytutywne w tkaninach technicznych, praca doktorska, Wydział Inżynierii Łądowej i Środowiska, Politechnika Gdańska, 2007
- [62] Konarzewski K., Matyjewski M., Rzymkowski C., Wybrane zagadnienia biomechaniki zderzeń [w:] Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000 red. Nałęcz M., tom 5 – Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacyjna, s. 747-797, PAN, Oficyna Exit, Warszawa 2004

- [63] Koruba Z., Osiecki J.W., *Mechanika elementarna*, Politechnika Świętokrzyska, Kielce 2005
- [64] Kraynik A.M., Neilsen M.K., Reinelt D.A., Warren W.E., *Foam Micromechanics. Structure and Rheology of Foams, Emulsions and Cellular Solids*. In: Sadoc F, Rivier N (eds) *Foams and Emulsions*. NATO ASI Series. Kluwer, Dordrecht, p. 259, 1999
- [65] Kuppa S., *Injury criteria for side impact dummies*, NHTSA, 2004
- [66] Laroussi M., Sab A., Alaoui A., *Foam mechanics, nonlinear response of an elastic 3D- periodic microstructure*, *Int. J. Solid Structure*, 39, pp. 3599-3623
- [67] Liang Cui, Stephen Kiernan and Michael D. Gilchrist, *Designing the energy absorption capacity of functionally graded foam materials*, *Materials Science and Engineering A* 507(1-2):215-225, 2009
- [68] Lierde C. et al., *Clinical and biomechanical research for bicycle helmet optimisation*, w Michael D. Gilchrist (red.), *IUTAM Proceedings on Impact Biomechanics: From Fundamental Insights to Applications*, 247-254, Springer 2005
- [69] Lisiecki J. i in., *Wytworzenie i badanie elastycznej pianki poliuretanowej o ujemnym współczynniku Poissona*, *Modelowanie Inżynierskie* 42, s. 241-248, 2011 Gliwice
- [70] Liu Yanping, *A study of warp knitted spacer fabrics as cushioning materials for human body protection*, praca doktorska, The Hong Kong Polytechnic University, 2013
- [71] *Madymo software documentation*, TNO/TASS, The Netherlands 1992-2010
- [72] Majchrzycka K., *Interpretacja postanowień dyrektywy 89/656/EWG w zakresie oceny zgodności środków ochrony indywidualnej z zasadniczymi wymaganiami bezpieczeństwa*, CIOP-PIB Warszawa 2006
- [73] Majewski J., *Pianki polistyrenowe w budownictwie-struktura a właściwości - Tworzywa Sztuczne i Chemia* Nr 1 (32) 2007
- [74] Marjoux D. et al., *Head injury prediction capability of the HIC, HIP, SIMon and ULP criteria*, *Accident Analysis and Prevention* 40 (2008) 1135-1148
- [75] Marguiles S.S., Thibault L.E., *A proposed tolerance criterion for diffuse axonal injury in man*, *J Biomech*, Aug 25(8), pp. 917-23 (1992)
- [76] Merkle A., Kleinberger M., Uy O., *The Effects of Head-Supported Mass on the Risk of Neck Injury in Army Personnel*, *Johns Hopkins Apl Technical Digest*, vol. 26, no. 1 (2005)

- [77] Mertz J.H., Prasad P., Nusholtz G., Head Injury Risks Assessment for Forehead Impacts, SAE 960099, 1996
- [78] Mills N.J., Zhu H., The high strain compression of closed-cell polymer foams, *J. Mech. Phys. Solids* 47:669-695, 1999
- [79] Mills N.J., Gilchrist A., Oblique impact testing of bicycle helmets, *International Journal of Impact Engineering* 35 (2008), pp. 1075-1086
- [80] Mills N.J. et al., Finite element micromechanics model of impact compression of closed-cell polymer foams, *Int. J. of solid and structures*, 46 (2009), pp. 677-697
- [81] Młyński R., Kozłowski E., Żera J., Attenuation of noise by motorcycle safety helmets, *Int. J. of Occupational Safety and Ergonomics*, 2009 vol. 15, pp. 287-293.
- [82] Moskowitz G., Joseph Rose, Stephen-Gordon, An approach to head impact analysis, Symposium on Biodynamics Models and Their Applications, Ohio 1970, USA
- [83] Nadolski A., *Studia nad uzbrojeniem polskim w X, XI, XII wieku*, Łódź 1954
- [84] National Highway Traffic Safety Administration, Department of Transportation (DOT), Occupant crash protection – head injury criterion S6.2 of FMVSS 571.208', Docket 69-7, Notice 17, NHTSA, Washington, DC, 1972
- [85] Newman J., A generalized acceleration model for brain injury threshold (GAMBIT), IRCOBI Conference, 1986
- [86] Newman J.A., Shewchenko N., Welbourne E., A Proposed New biomechanical head injury assessment function – The maximum power index, *Stapp car crash Journal*, vol. 44, Paper-362, SAE Technical Paper Series 2000-01-SC16
- [87] Ono I., Kikuchi A., Nakamura M., Kobayashi H., Nakamura N. (1980): Human head tolerance to sagittal impact reliable estimation deduced from experimental head injury using subhuman primates and human cadaver skulls, *Proc. 24th Stapp Car Crash Conf.*, SAE 801303
- [88] Osiecki J.W., *Podstawy analizy drgań mechanicznych*, Politechnika Świętokrzyska, Kielce 1979
- [89] Ozturk U.E., Anlas G., Energy absorption calculations in multiple compressive loading of polymeric foams, *Materials and Design* 30 (2009) 15-22

- [90] Paciorek-Sadowska J. i in., Nowy polioli boroorganiczny do produkcji sztywnych pianek poliuretanowo-poliizocyjanurowych, cz. II. Otrzymywanie sztywnych pianek poliuretanowo-poliizocyjanurowych z zastosowaniem nowego polioliu boro organicznego, *Polimery* 2010, 55, nr 2.
- [91] P&K Military Antiques, <http://www.pandkmilitaryantiques.com>.
- [92] PN-EN 960:2006, Head forms for use in the testing of protective helmets.
- [93] PN-EN 1078+A1:2013-04, Kaski dla rowerzystów, użytkowników deskorolek oraz wrotek
- [94] PN-EN 13484:2012, Kaski dla użytkowników saneczek
- [95] PN-EN 13087-4:2003, Hełmy ochronne. Metody badań. Część 4: Skuteczność systemu utrzymującego
- [96] Przewodnik. Wyrażanie niepewności pomiaru. Główny Urząd Miar, Warszawa 1999
- [97] Radziszewski L., Bicycle helmet function and design [in:] Study of problems in modern science: new technologies in engineering, advanced management, efficiency of social institutions, pp. 219-286, red. Shalapko Y. i in., Khmelnytsky National University, 2015
- [98] Radziszewski L., Ranachowski J., Badanie parametrów propagacji fal ultradźwiękowych i modułów sprężystości w spiekanych proszkach miedzi, *Prace IPPT PAN*, 34/1986
- [99] Radziszewski L., Saga M. i in., Wybrane zagadnienia układów redukcji drgań i hałasu, monografie Katedry Automatyzacji Procesów AGH w Krakowie, Kraków 2015, ISBN 978-83-64755-09-5
- [100] Radziszewski L., Balistyka końcowa pocisków amunicji małokalibrowej przy strzelaniu do wybranych celów, *Politechnika Świętokrzyska*, Kielce 2007
- [101] Radziszewski L., Analiza współoddziaływania fali mechanicznej silnej nieciągłości z czujnikiem piezoelektrycznym, Wydawnictwo Politechniki Świętokrzyskiej, monografie, studia, rozprawy nr 65, Kielce 2015
- [102] Rodríguez-Pérez M.A., Crosslinked Polyolefin Foams: Production, Structure, Properties, and Applications, *Adv Polym Sci* (2005) 184: 97-126, DOI 10.1007/b136244
- [103] Rzymkowski C., Modelowanie i symulacja procesów udarowych w biomechanice, *Prace naukowe Mechanika z. 262*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, 2013

- [104] Ruan J.S., Khalil T., King A.I. (1993), Finite element modeling of direct head impact. In: Proceedings 37th Stapp Car Crash Conference, SAE Paper, vol. 933114, pp. 69-81
- [105] Saint-Michel F. et al., Mechanical properties of high density polyurethane foams: I. Effect of the density / Composites Science and Technology 66 (2006) 2700-2708.
- [106] Saint-Michel Fabrice, Laurent Chazeau, Jean-Yves Cavaille, Mechanical properties of high density polyurethane foams: II Effect of the filler size, Composites Science and Technology 66 (2006) 2709-2718
- [107] Salottolo K. et al., The impact of the AIS 2005 revision on injury severity scores and clinical outcome measures, Injury, Int. J. Care Injured 40 (2009) 999-1003
- [108] Schmitt K., Niederer P., Felix Walz F., Trauma Biomechanics (Introduction to Accidental Injury) ISBN 978-3-540-22299-6, ISBN 978-3-662-05448-2 (eBook), DOI 10.1007/978-3-662-05448-2 Springer 2004
- [109] Sha X., Yu K. et. al., Shear thickening behavior of nanoparticle suspensions with carbon nanofillers, Springer Science. June 2013
- [110] Shim V., Tu Z., Lim C., Two-dimensional response of crushable polyurethane foam to low velocity impact, International Journal of Impact Engineering 24 (2000) 703-731
- [111] Shorten M.R., Estimated risk of head injury on artificial turf surfaces with Brock underlayment. Report to Brock USA, Inc., 2009; BioMechanica, LLC, Portland, Oregon, USA
- [112] Shuger T.A., Transient structural response of the linear skull - brain system, SAE paper No 751161, 1975
- [113] Skrzypek J., Ganczarski A., Mechanika nowoczesnych materiałów, modele, anizotropia, powierzchnie graniczne, materiały kompozytowe, procesy dyssypatywne. Wydawnictwo Politechniki Krakowskiej, Kraków 2013
- [114] Slattenschek A., Tauffkirchen W., Critical evaluation of assessment methods for head impact applied in appraisal of brain injury hazard, in particular in head impact on windshields, in: International Automobile Safety Conference Compendium, 1970, pp. 1084-1112
- [115] SnellB95 1995 Standard for protective headgear - 1998 revision, for use in bicycling, 2000 Snell Memorial Foundation, Inc.

- [116] Stalnaker R.L., Low T.C., Lin A.C., Translational energy criteria and its correlation with head injury in the sub-human primate, Proceedings of the international IRCOBI conference on the biomechanics of impacts 1987
- [117] Takhounts E., Hasija V., Ridella S. et al, Kinematic rotational brain injury criterion (BRIC), 22nd Enhanced Safety of Vehicles Conference. Paper No. 11-0263, 2011
- [118] Takhounts et al., On the development of the SIMon finite element head model. Stapp Car Crash J. 47, 107-133, 2003
- [119] Takhounts E.G. et al., Development of Brain Injury Criteria (BrIC), Stapp Car Crash Journal, Vol. 57 (November 2013), pp. 243-266
- [120] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M., Biomechanika narządu ruchu człowieka, ITE Radom-Gliwice 2011, ISBN 978-83-7204-998-8
- [121] The Greek Gold, <http://www.greekgold.com>.
- [122] Trumble Ch.C. et al., Blunt head injury protection for paratroopers, U.S. Army Aeromedical Research Laboratory Report No. 2005-05, Fort Rucker 2005, <http://www.usaarl.army.mil/techreports/2005-05.pdf>
- [123] Tso-Liang Teng, Cho-Liang Liang and Van-Hai Nguyen, Development and validation of finite element model of helmet impact test, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L: Journal of Materials Design and Applications 2013 227: 82, DOI: 10.1177/1464420712451806
- [124] Turzeniecka D., Ocena niepewności wyniku pomiaru, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, 1997
- [125] Tyrell D.C., Severson K.J., Marquis B.P., Analysis of occupant protection strategies in train collisions, Crashworthiness and occupant protection in transportation systems, ASME AMD vol. 210/BED, vol. 30, 1995
- [126] Wang F., Lee H.P, Lu C., Cheng Q.H., Evaluation of human head injury in tracked vehicle subjected to mine blast, w Michael D. Gilchrist (ed.), IUTAMProceedings on Impact Biomechanics: From Fundamental Insights to Applications, 273-280, Springer 2005
- [127] Ward C.C., Thompson R.B., The development of a detailed finite element brain model, SAE paper No 751163, 1975
- [128] Wiciak J., Wybrane zagadnienia redukcji drgań i dźwięków strukturalnych. Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne Akademii Górniczo-Hutniczej im. Stanisława Staszica, 2008

- [129] Willinger R., Baumgartner D., Numerical and physical modelling of the human head under impact – toward new injury criterion. *Int. J. Vehicle Des.* 32 (1-2), 94-115 2001
- [130] Verschueren P., Biomechanical analysis of head injuries related to bicycle accidents and a new bicycle helmet concept, Phd thesis, Katholieke Universiteit Leuven, 2009
- [131] Viano D.C., Head impact biomechanics in sport (Implications to Head and Neck Injury Tolerances), w Michael D. Gilchrist (red.), *IUTAM Proceedings on Impact Biomechanics: From Fundamental Insights to Applications*, pp. 121-130, 2005 Springer
- [132] Ying Chen, Biomechanical analysis of traumatic brain injury by mri-based finite element modeling, praca doktorska, University of Illinois at Urbana-Champaign, 2011
- [133] Yoganandan N. et al., Biomechanics of temporo-parietal skull fracture, *Clinical Biomechanics* 19 (2004) pp. 225-239, doi:10.1016/j.clinbiomech.2003.12.014.
- [134] Yoganandan N., Physical properties of the human head: Mass, center of gravity and moment of inertia, *Journal of Biomechanics* 42 (2009) 1177-1192, doi:10.1016/j.jbiomech.2009.03.029.
- [135] Zhang J., Kikuchi N., Li V., Yee A., Nuscholtz G., Constitutive modeling of polymeric foam material subjected to dynamic crash loading, *International Journal of Impact Engineering*, Vol. 21, No. 5 369-386 1998.
- [136] Zhang L., Yang K.H., King A.I., A Proposed Injury Threshold for Mild Traumatic Brain Injury, *Journal of Biomechanical Engineering* 2004, Vol. 126, pp. 226-236, DOI: 10.1115/1.1691446.
- [137] Zheng Z., Liu Y., Yu J., Reid S., Dynamic crushing of cellular materials: Continuum-based wave models for the transitional and shock modes, *International Journal of Impact Engineering* 42 (2012) 66-79.
- [138] Żygulski Z., *Broń w dawnej Polsce na tle uzbrojenia Europy i Bliskiego Wschodu*, PWN, Warszawa 1975

Strony internetowe wykorzystywane w pracy

<http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/site/pl/consleg/1989/L/01989L0686-20031120-pl.pdf>

<http://www.pandkmilitaryantiques.com>

www.adam.com

www.cadexinc.com

www.cordis.lu/cost-transport/home.html

www.folksam.se

www.mathworld.wolfram.com/topics/MiscellaneousPolyhedra.html

<http://www.specwargear.com/images/Helmet-PASGT-2.jpg>

www.wikipedia.com