



Fundusze Europejskie
dla Rozwoju Społecznego



Rzeczpospolita
Polska

Dofinansowane przez
Unię Europejską



Politechnika Świętokrzyska
Wydział Mechatroniki i Budowy Maszyn

Kierunek studiów:
Transport i Logistyka

Damian Frej, Marek Jaśkiewicz

Materiały dydaktyczne do przedmiotu

Biomechanika obrażeń w zderzeniach pojazdów

opracowane w ramach realizacji Projektu
**„Dostosowanie kształcenia
w Politechnice Świętokrzyskiej do potrzeb
współczesnej gospodarki”**
FERS.01.05-IP.08-0234/23

Kielce, 2024





Spis treści

1. Wprowadzenie do biomechaniki urazów mechanicznych	2
2. Skale nasilenia obrażeń oraz kryteria ich oceny	5
3. Biomechanika obrażeń wypadków drogowych oraz zastosowanie programów komputerowych	8
4. Wyznaczanie prędkości zderzeń, środka ciężkości kończyn,	11
5. Techniki wyznaczania środków mas i momentów bezwładności części ciała	14
6. Literatura.....	23



Materiały dydaktyczne objęte licencją Creative Commons BY 4.0.

Licencja dostępna pod adresem: <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



1. Wprowadzenie do biomechaniki urazów mechanicznych

Biomechanika jest dyscypliną stosunkowo młodą. Termin „biomechanika” pierwszy w Polsce wprowadził w latach trzydziestych naszego wieku profesor anatomii funkcjonalnej i porównawczej. Wykładowca warszawskiej akademii wychowania fizycznego Roman Poplewski. Ruch fascynował badaczy od dawna i w tym sensie prekursorów biomechaniki możemy doszukać się w starożytności. Arystoteles w IV wieku przed Chrystusem w swoich pismach przyrodniczych zamieścił rozważania nad chodem. Wyraził tam opinię, że „zwierzę poruszając się zmienia pozycję poprzez działanie (naciskanie) na podłogę”. Ówczesna obserwacja, potwierdza, że podstawą ruchu w świecie zwierzęcym są interakcje biologiczne i mechaniczne. Lokomocja człowieka w sposób naturalny przyciągała uwagę dawnych myślicieli. Dość szczegółowe spostrzeżenia na ten temat znajdziemy u Leonardo da Vinci, Żyjącego na przełomie. XV i XVI wieku. Zauważył on np. powiązanie rozpoczęcia ruchu przez człowieka z utratą równowagi lub zmianą położenia osi obrotu stopy w zależności do tego czy biegniemy po płaskim terenie pod górę czy też w dół (Bober, Zawadzki, 2003; Gao, Wampler, 2009; Kadziński, Gill, 2002; Kędzior, 2024).

Szczególne zainteresowanie ruchami człowieka i świata zwierzęcego wykazał francuski fizjolog J. Marey (1830-1904), który w tym celu konstruował oryginalne aparaty pomiarowe w tym fotograficzne. Znane są strzelba fotograficzna, chronofotograf, platforma do pomiaru siły reakcji podłoża, czujniki pneumatyczne w obuwiu oraz bębenek Mareya spełniający funkcję rejestratora. Od Mareya pochodzą pierwsze kalkulacje pracy mechanicznej w chodzie, uwzględniające energię potrzebną do wznoszenia i opadania ciała, zachowania prędkości w ruchu postępowym i w ruchu obrotowego, np. nogi podczas wymachu. Na podstawie tych obliczeń sformułował on zasadę minimum energii w lokomocji człowieka (Kadziński, Gill, 2002; Kędzior, 2024).

Fundamentalnym wkład do biomechaniki wnieśli W. Braune'a i O. Fischera, w swojej publikacji pod tytułem „Der Gang des Menschen”. Autorzy ci weszli do badania środków ciężkości segmentów ciała zmarłych a następnie wykorzystali te dane do obliczeń charakterystyk chodu rejestrowanego metodą fotograficzną. Rozwój metod fotograficznych w ubiegłym wieku pozwalał na rejestrację ruchu i przy zachowaniu pewnych zasad na jego badania ilościowe oraz zachęcał do eksperymentów i obserwacji jakościowych. Z tego punktu widzenia niezwykle barwna i interesująca postacią był podróżnik E. Muybridge. Zastosował ona fotografię do utrwalenia biegu i od niego pochodzi konkluzja, że kłusujący koń w pewnym momencie biegu odrywa od podłoża równocześnie cztery kończyny, czyli



można było powiedzieć, że ma fazę lotu. Badacze z pierwszej połowy naszego wieku, których prace są podstawowe w zakresie biomechaniki i mechaniki mięśnia, to m.ni. E. du Bois- Reymond, A.V Hill i W.O Fenn (Bober, Zawadzki, 2003; Kędzior, 2024).

Pierwszy z nich jest znany z zastosowania dźwigni jednostronnej do wyznaczenia położenia ogólnego środka ciężkości ciała na żywym człowieku, co stosowane jest do dzisiaj. Zwrócił on również uwagę na znaczenia oporu powietrza w biegu. Mechaniczną i strukturalną teorię mięśni opracował A.V Hill, który jest znany głównie z badania związku między siłą a prędkością skręcania się mięśnia. Badacz ten interesował się czymś co nazywalibyśmy dzisiaj biomechaniką sportu. Opracował krzywą prędkości w biegi sprinterskim, zajmował się mechaniką biegu pod górę oraz biegiem jako przykładem ruchu, w którym ma miejsce maksymalny wysiłek mięśniowy. Natomiast W.O. Fenna eksperymentując na izolowanych mięśniach stwierdził, wytwarzanie dodatkowego ciepła skurczu aktywnego mięśnia co nazwał Efektem Fenna. Dokonując analizy kinematycznej pracy, określił szacunkowo koszt energetyczny (metaboliczny) lokomocji. Zagadnienia te opisane są opisane są w pracy „Work against gravity and work done due to velocity changes in running” (Bober, Zawadzki, 2003; Gao, Wampler, 2009; Nakano, Matsuura, Tamagawa, Yamanaka, Yukimasa, Kubota, 2010).

Biomechanika jest nauką zajmującą się siłami działającymi na układ biologiczny oraz skutkami tych oddziaływań. Siły, o których mowa mogą być wywołane działaniem zewnętrznym, powstają także wewnątrz układu. Siły działające na człowieka z zewnątrz to przede wszystkim grawitacja, mogą one także podchodzić od osób współcwiczącej. Siłami czynnymi wewnątrz układu są siły generowane przez mięśnie, obok kości i stawów należą do układu ruchu. W podziale zastosowanym w z anatomii opisowej mięśnie obok kości i stawów, należą do układu ruchu. Mięśnie, stanowiące, tzw. Czynny układ ruchu w naukach technicznych traktowane są jako siłowniki a ich działanie jest przenoszone na zewnątrz przez bierny układ ruchu, czyli kości i stawy.

Początki testów zderzeniowych związane są z rozwojem inżynierii samochodowej i poszukiwaniem sposobów na poprawę bezpieczeństwa pasażerów. Pierwsze badania biomechaniczne wykorzystywały ciała zmarłych w celu analizy tolerancji na przeciążenia. Choć były kontrowersyjne, dostarczyły podstawowych danych dotyczących wytrzymałości kości i tkanek. Dopiero rozwój manekinów, takich jak Hybrid III, pozwolił na bezpieczne testowanie skutków zderzeń przy zachowaniu dużej dokładności odwzorowania reakcji ludzkiego ciała. Natomiast wprowadzenie zaawansowanych modeli komputerowych, opartych na metodzie elementów skończonych (FEM), umożliwiło szczegółowe analizy biomechaniczne bez potrzeby wykonywania fizycznych testów. Testy zderzeniowe są jednym z głównych



zastosowań biomechaniki urazów mechanicznych. Ich celem jest (Gao, Wampler, 2009; Smotrova, Morris, McNally, 2021; Virzi Mariotti, 2019).

- Ocena ryzyka urazów podczas kolizji: Analiza skutków działania sił na ciało ludzkie w trakcie wypadków drogowych.
- Projektowanie systemów ochronnych: Opracowanie skuteczniejszych pasów bezpieczeństwa, poduszek powietrznych czy stref kontrolowanego zgniotu w pojazdach.
- Symulacja warunków rzeczywistych: Wykorzystanie manekinów biomechanicznych oraz zaawansowanych modeli komputerowych w celu odwzorowania zachowania ciała ludzkiego podczas zderzeń.

Zatem biomechanika to nauka badająca mechaniczne właściwości układów biologicznych oraz skutki oddziaływania sił zewnętrznych i wewnętrznych na organizmy. W kontekście testów zderzeniowych biomechanika skupia się na analizie kinematyki i dynamiki ciała podczas gwałtownych przeciążeń. Natomiast uraz mechaniczny to uszkodzenie tkanek spowodowane działaniem sił, które przekraczają granice wytrzymałości struktur biologicznych, takich jak kości, stawy czy narządy wewnętrzne. Manekiny wykorzystywane do testów zderzeniowych jest to przede wszystkim Rodzina manekinów która składa się z przeciętnego 50-centylowego „mężczyzny”, niewysokiej 5-centylowej „kobiety” oraz trójki „dzieci” - sześciolatka, trzylatka i 12-miesięcznego niemowlęcia. Każdy z tych manekinów ma bardzo starannie odwzorowane cechy biomechaniczne. Głowa, sztuczne stalowe żebra, stawy w kończynach oraz brzuch mają właściwości biomechaniczne bardzo podobne do właściwości ludzkiego ciała: wszystkie elementy odpowiadają częściom ciała człowieka ze względu na kształt, masę, położenie środka masy i masowe momenty bezwładności. Przegubowe połączenia elementów ruchomych: szyi, barków, łokci, bioder i stóp pozwalają, w zależności od liczby stopni swobody połączeń u żywego człowieka, na obrót względem jednej, dwóch lub trzech osi. Zachowana jest odpowiednia nieliniowa podatność skrętna i tłumienie ze względu na działania obciążeń impulsowych. Manekin może być badany w pozycji siedzącej i stojącej. Ma wbudowane czujniki do pomiaru wielkości potrzebnych do sprawdzenia kryteriów stosowanych do oceny poprawności działania urządzeń bezpieczeństwa biernego. Są to najczęściej (1-3)-osiowe czujniki do pomiaru liniowych przyspieszeń i przemieszczeń kątowych głowy, potencjometr do pomiaru ugięcia kręgosłupa względem mostka oraz czujniki do pomiaru przyspieszeń, prędkości i przemieszczeń klatki piersiowej. Niektóre manekiny mają wiele czujników do pomiaru przyspieszeń lub sił działających na nogi (Gao, Wampler, 2009).

Do testowania zderzeń bocznych jest stosowany w USA manekin SID (Side Impact Dummy). Jest to adaptacja manekina Hybrid III 50-centylowego mężczyzny. Ramiona (ręce) manekina są usunięte, w celu uproszczenia realizacji oddziaływania



obciążenia na tors, i zastąpione przez bloki piankowe. Utrata masy jest skompensowana większą masą klatki piersiowej, która ma stalowe żebra pokryte materiałem tłumiącym drgania. Na żebrach zamontowane są czujniki przyspieszeń.

W Europie do badania zderzeń bocznych stosowano manekin EUROSID-1 (European Side Impact Dummy), zgodny z Europejską Dyrektywą 96/27/EC i Regulaminem 95 ECE. manekin ten jest też modyfikacją manekina reprezentującego 50-centylowego mężczyznę. Jest obowiązujący w testach zderzeniowych od kwietnia 1989 r. Specjalna konstrukcja skróconych ramion pozwala na ich ustawienie w potrzebnej pozycji i wystawienie żeber na bezpośrednie oddziaływanie uderzeń. Gumowy kaftan chroni ramiona, klatkę piersiową, brzuch i miednicę. Manekiny SID i EUROSID-1 różnią się niektórymi wymiarami geometrycznymi.

Od 2004 r. w badaniach zderzeń bocznych samochodów jest stosowany manekin WorldSID, zaprojektowany i testowany przez kilkadziesiąt firm i organizacji z całego świata. Prace nad nim trwały ponad siedem lat. Manekiny mają 212 czujników, które podczas badań mogą zbierać do 1000 informacji na sekundę.

Do badań poprawności konstrukcji siedzeń i zagłówek, które mają chronić przed ryzykiem uszkodzenia kręgosłupa szyjnych, jest również stosowany manekin BioRID II (Biofideic Rear Impact i Dummy II) (Humanetics Group, 2024). Manekiny do zderzeń bocznych (Humanetics Group, 2024):

- Manekin (SID) Side Impact Dummy
- Manekin (EuroSID) European Side Impact Dummy
- Manekin BioSID

Manekiny do zderzeń tylnych:

- Manekin BioRID2

Manekiny do zderzeń czołowych:

- Manekin THOR
- Manekin TNO-IO
- Manekin THUMS4

Biomechanika urazów mechanicznych oraz testy zderzeniowe to fundamenty współczesnych badań nad bezpieczeństwem. Dzięki postępowi technologicznemu możliwe jest coraz dokładniejsze odwzorowanie warunków rzeczywistych, co przyczynia się do poprawy ochrony życia i zdrowia uczestników ruchu drogowego (Humanetics Group, 2024).

2. Skale nasilenia obrażeń oraz kryteria ich oceny

W ocenie urazów mechanicznych kluczowe znaczenie mają skale nasilenia obrażeń, które umożliwiają standaryzację diagnozy i klasyfikację urazów pod względem ich ciężkości. Pozwalają one na ocenę skutków wypadków, analizę



danych epidemiologicznych oraz tworzenie strategii prewencji. Jedną z najczęściej stosowanych skal jest AIS (Abbreviated Injury Scale). Skale nasilenia obrażeń mają na celu (Kadziński, Gill, 2002; Kędzior, 2024; Humanetics Group, 2024):

- Ujednolicenie terminologii: Stosowanie jednolitych kryteriów ułatwia komunikację między lekarzami, badaczami i inżynierami.
- Ocena ciężkości urazów: Skale pozwalają określić, które obrażenia są najpoważniejsze i wymagają priorytetowego leczenia.
- Analiza statystyczna: Dane zebrane w wyniku klasyfikacji obrażeń są wykorzystywane do analiz epidemiologicznych oraz projektowania systemów ochronnych.

Skala AIS została opracowana przez Association for the Advancement of Automotive Medicine (AAAM) i jest jednym z najważniejszych narzędzi w biomechanice urazów. AIS umożliwia klasyfikację obrażeń w skali od 1 do 6, gdzie 1 oznacza obrażenia łagodne, a 6 obrażenia krytyczne, często śmiertelne. Skala AIS dzieli ciało na dziewięć głównych obszarów, z których każdy jest oceniany oddzielnie (Humanetics Group, 2024):

- Głowa.
- Twarz.
- Szyja.
- Klatka piersiowa.
- Brzuch.
- Kręgosłup.
- Kończyny górne.
- Kończyny dolne.
- Powierzchnie zewnętrzne (np. skóra).

Obrażenia w każdym obszarze są klasyfikowane na podstawie ich wpływu na funkcjonowanie organizmu oraz potencjalnego ryzyka śmierci. Skala AIS przypisuje obrażeniom wartości od 1 do 6 (Wang, Wang, Hu, Xu, Yu, 2021; Humanetics Group, 2024):



- AIS 1: obrażenia łagodne, np. drobne skaleczenia, siniaki.
 - AIS 2: obrażenia umiarkowane, np. złamanie kości długiej bez powikłań.
 - AIS 3: obrażenia ciężkie, np. złamania wieloodłamowe lub niewielkie uszkodzenia narządów.
 - AIS 4: obrażenia bardzo ciężkie, zagrażające życiu, np. duże obrażenia mózgu.
 - AIS 5: obrażenia krytyczne, poważne uszkodzenia wielonarządowe, które mogą prowadzić do śmierci.
 - AIS 6: obrażenia nieprzeżywalne, np. całkowite zniszczenie mózgu lub serca.
- Każde obrażenie w skali AIS otrzymuje unikalny kod numeryczny, który

zawiera informacje o:

- Lokalizacji obrażenia.
- Rodzaju obrażenia (np. złamanie, uszkodzenie narządu).
- Nasileniu obrażenia.

Zastosowanie skali AIS (Wang, Wang, Hu, Xu, Yu, 2021; Humanetics Group, 2024):

- Ocena wypadków komunikacyjnych. Skala AIS jest szeroko stosowana w analizach wypadków drogowych, szczególnie w testach zderzeniowych i badaniach nad systemami bezpieczeństwa pojazdów. Umożliwia ocenę skuteczności pasów bezpieczeństwa, poduszek powietrznych i innych elementów ochronnych.
- Epidemiologia urazów. Dzięki skali AIS możliwe jest gromadzenie danych o charakterze i częstotliwości występowania różnych urazów, co wspiera tworzenie strategii prewencyjnych.
- Badania biomechaniczne. W badaniach nad biomechaniką urazów skala AIS pozwala na powiązanie konkretnych mechanizmów zderzeń z rodzajem i ciężkością obrażeń.
- Medycyna ratunkowa. AIS wspiera lekarzy w leczeniu pacjentów z wieloma urazami, pomagając w szybkim podjęciu decyzji diagnostycznych i terapeutycznych.

Skala AIS ocenia poszczególne obrażenia, ale nie uwzględnia ich łącznego wpływu na organizm. Do tego celu służy ISS (Injury Severity Score), który sumuje wyniki AIS dla trzech najpoważniejszych obrażeń. Klasyfikacja obrażeń w skali AIS może być zależna od interpretacji osoby oceniającej, co wprowadza element subiektywności. Skala AIS nie uwzględnia indywidualnych cech pacjenta, takich jak wiek, które mogą wpływać na przeżywalność przy danym urazie. W testach zderzeniowych skala AIS jest kluczowym narzędziem do oceny skutków wypadków. Na przykład: W zderzeniu czołowym u pasażera zapiętego pasami może wystąpić AIS 2 (złamanie mostka) przy dużych przeciążeniach klatki piersiowej. W przypadku braku pasów bezpieczeństwa urazy głowy mogą osiągnąć poziom AIS 4–5, co



wskazuje na krytyczne obrażenia mózgu (Wang, Wang, Hu, Xu, Yu, 2021; Humanetics Group, 2024):

Rozwój technologii, takich jak pojazdy autonomiczne i zaawansowane systemy bezpieczeństwa, wymaga ciągłej aktualizacji skali AIS. W połączeniu z modelami komputerowymi i sztuczną inteligencją możliwe będzie jeszcze precyzyjniejsze przewidywanie ryzyka urazów oraz projektowanie bardziej skutecznych środków ochronnych. Skala AIS pozostaje podstawowym narzędziem w badaniach biomechanicznych, analizie wypadków i medycynie ratunkowej, umożliwiając lepsze zrozumienie mechanizmów urazów oraz skuteczne zapobieganie ich skutkom.

3. Biomechanika obrażeń wypadków drogowych oraz zastosowanie programów komputerowych

Wypadki drogowe są jedną z głównych przyczyn urazów mechanicznych, a analiza biomechaniki obrażeń odgrywa kluczową rolę w projektowaniu systemów bezpieczeństwa i redukcji skutków tych zdarzeń (Nakano, Matsuura, Tamagawa, Yamanaka, Yukimasa, Kubota, 2010; Smotrova, Morris, McNally, 2021). Comparison of standard automotive industry injury predictors and actual injury sustained during significant whiplash events. *European Spine Journal*, 30, 3043–3058]. Dzięki postępowi technologicznemu biomechanika obrażeń łączy badania eksperymentalne z zaawansowanymi programami komputerowymi, umożliwiając dokładną analizę mechanizmów urazów i ich zapobieganie. W biomechanice urazów mechanicznych stosuje się różnorodne kryteria do oceny ryzyka obrażeń powstałych w wyniku wypadków. Kryteria te umożliwiają standaryzowaną analizę potencjalnych urazów i ich wpływu na organizm ludzki. Jednym z najważniejszych wskaźników biomechanicznych jest NIC (Neck Injury Criterion), obok którego stosuje się także inne kryteria, takie jak HIC (Head Injury Criterion), THUMS (Total Human Model for Safety), czy CC (Chest Compression) (Virzi Mariotti, 2019; Wang, Wang, Hu, Xu, Yu, 2021; Humanetics Group, 2024):

NIC jest wskaźnikiem używanym do oceny ryzyka urazów szyi, szczególnie w kontekście gwałtownych przeciążeń, takich jak whiplash (zespół urazowy odcinka szyjnego kręgosłupa). Kryterium to mierzy siły i momenty działające na szyję w wyniku przyspieszenia i opóźnienia, które występują podczas zderzeń, zwłaszcza tylnych. NIC oblicza się na podstawie różnicy pomiędzy przyspieszeniem głowy a przyspieszeniem klatki piersiowej oraz odległości między ich środkami masy wzór nr 1.



$$NIC = \Delta v + 0,2 \cdot a_{head} \quad (1)$$

Gdzie:

- Δv - różnica prędkości pomiędzy głową a klatką piersiową.
- a_{head} - przyspieszenie głowy w czasie zderzenia.

Interpretacja wartości NIC (Kędzior, 2024; Nakano, Matsuura, Tamagawa, Yamanaka, Yukimasa, Kubota, 2010):

- $NIC < 15$: Niskie ryzyko urazu szyi.
- $NIC 15-25$: Umiarkowane ryzyko urazu.
- $NIC > 25$: Wysokie ryzyko poważnych urazów szyi.

NIC jest szczególnie użyteczne w testach zderzeniowych, oceniając skuteczność systemów bezpieczeństwa, takich jak zagłówki czy pasy.

HIC jest najczęściej stosowanym wskaźnikiem do oceny ryzyka urazów głowy, takich jak wstrząśnienie mózgu czy pęknięcie czaszki. Wartość HIC oblicza się na podstawie przyspieszenia głowy podczas zderzenia, wzór nr 2.

$$HIC = \max(t_2 - t_1) \cdot \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \cdot \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^2 \cdot 5 \quad (2)$$

Gdzie:

- t_1, t_2 : czas początkowy i końcowy zderzenia.
- $a(t)$: przyspieszenie głowy w danym momencie.

Interpretacja wartości HIC:

- $HIC < 500$: Niskie ryzyko urazów głowy.
- $HIC 500-1000$: Średnie ryzyko.
- $HIC > 1000$: Wysokie ryzyko poważnych obrażeń mózgu.

HIC jest szeroko stosowany w testach zderzeniowych pojazdów oraz w analizie skuteczności poduszek powietrznych.

Natomiast kryterium CC ocenia ryzyko urazów klatki piersiowej, takich jak złamania żeber lub uszkodzenie narządów wewnętrznych. CC mierzy maksymalne ugięcie klatki piersiowej podczas zderzenia wzór nr 3.

$$CC = \frac{\Delta C}{D} \quad (3)$$



Gdzie:

- ΔC : maksymalne ugięcie klatki piersiowej.
- D : średnica klatki piersiowej.

Interpretacja wartości CC :

- $CC < 30$ mm: Niskie ryzyko urazów.
- $CC 30\text{--}60$ mm: Średnie ryzyko.
- $CC > 60$ mm: Wysokie ryzyko poważnych obrażeń.

Kryterium CC (Chest Compression) jest szczególnie ważne w ocenie skuteczności pasów bezpieczeństwa i innych systemów ochronnych.

Kryterium Femur Force Criterion (FFC) ocenia siły działające na kości udowe, które są szczególnie narażone podczas zderzeń czołowych. Obliczane siły pozwalają określić ryzyko złamań kości udowej za pomocą wzoru nr 4.

$$FFC = F_{max} \quad (4)$$

Gdzie:

F_{max} : maksymalna siła działająca na kość udową.

Interpretacja wartości FFC :

- $FFC < 6$ kN: Brak ryzyka złamania.
- $FFC 6\text{--}10$ kN: Średnie ryzyko.
- $FFC > 10$ kN: Wysokie ryzyko złamania kości udowej.

Kryterium TTI (Thoracic Trauma Index) jest wskaźnikiem oceniającym ryzyko urazów klatki piersiowej w wyniku uderzeń bocznych. Oblicza się go na podstawie przyspieszeń rejestrowanych w dolnych i górnych partiach klatki piersiowej, za pomocą wzoru nr 5.

$$TTI = 0,5 \cdot (a_{upper} + a_{lower}) \quad (5)$$

Gdzie:

a_{upper} : przyspieszenie górnej części klatki piersiowej.

a_{lower} : przyspieszenie dolnej części klatki piersiowej.

Interpretacja TTI :

- $TTI < 85$ g: Niskie ryzyko urazu.
- $TTI 85\text{--}125$ g: Średnie ryzyko.
- $TTI > 125$ g: Wysokie ryzyko obrażeń.

Kryteria takie jak NIC , HIC , CC , FFC i TTI są szeroko stosowane w testach zderzeniowych, oceniając skuteczność systemów bezpieczeństwa, takich jak (Bober,



Zawadzki, 2003; Kadziński, Gill, 2002; Nakano, Matsuura, Tamagawa, Yamanaka, Yukimasa, Kubota, 2010):

- Pasy bezpieczeństwa.
- Poduszki powietrzne.
- Konstrukcja kabiny pasażerskiej.
- Projektowanie systemów ochronnych

Na podstawie wyników analiz biomechanicznych projektuje się systemy redukujące ryzyko urazów w określonych scenariuszach wypadków. Kryteria takie jak NIC, HIC, CC, FFC i TTI są kluczowymi wskaźnikami stosowanymi w biomechanice urazów mechanicznych. Dzięki nim możliwa jest precyzyjna ocena ryzyka obrażeń oraz skuteczności systemów ochronnych. W przyszłości rozwój modeli komputerowych oraz technologii symulacyjnych jeszcze bardziej zwiększy dokładność tych kryteriów, przyczyniając się do poprawy bezpieczeństwa na drogach i w innych środowiskach ryzyka.

4. Wyznaczanie prędkości zderzeń, środka ciężkości kończyn

Wobec faktu, że ciało człowieka stanowi spójny biomechanizm- o elementach składających się na nierozłączną całość – użycie tradycyjnych, powszechnie stosowanych metod w celu zaznaczenia mas lub ciężarów części owego układu nie jest możliwe. Ponieważ jednak informacja o masach segmentów ciała człowieka jest niezbędna do jakiegokolwiek analizy ruchu człowieka. Problem ten rozwiązano odwołując się do metod, które należy uznać za nietypowe. Najprostsze z nich, będące w istocie metodami szacunkowymi, wykorzystującym podobieństwo budowy, wymiarów, kształtu, objętości, składu czy innych cech ciała poszczególnych przedstawicieli populacji ludzkiej. Jeśli to podobieństwo zostanie przez nas zauważone i zaakceptowane, to w konsekwencji powinniśmy uznać, że do przybliżonego wyznaczenia ciężarów części ciała człowieka wystarczy znać średni dla danej populacji, procentowy udział ciężaru poszczególnych części ciała w ciężarze całości (Jaśkiewicz M, 2007).

Te liczbowo wyrażone udziały (najczęściej w procentach całego ciężaru ciała) noszą nazwę względnych ciężarów części ciała i pozwalają na przybliżone (z błędem zależnym od rozrzutu owych parametrów w populacji) wyznaczenie ciężarów części ciała a omawiana metoda przyjęła nazwę metody względnych ciężarów części ciała. Względne ciężary q części ciała człowieka w % ciężaru całkowitego – uzyskane w badaniach na zwłokach oraz na osobnikach żywych przedstawiono w tabeli 1.

**Tabela 1.** Względne ciężary q części ciała człowieka w % ciężaru całkowitego –
uzyskane w badaniach na zwłokach oraz na osobnikach żywych

Źródło	Harles (1860)	Braune i Fischer (1889)	Clauser i wsp. (1969)	Zatziorsky i wsp. (1981)
Liczba próbek	2	3	13	100
Jednostka	$q[\%]$	$q[\%]$	$q[\%]$	$q[\%]$
Części ciała:				
Głowa	7,6	7,0	7,3	6,940
Tułów	44,2	46,1	50,7	43,457
Ramię	3,1	2,9	2,6	2,707
Przedramię	1,7	2,1	1,6	1,625
Ręka	0,9	0,8	0,7	0,614
Udo	11,8	10,7	10,3	14,165
Podudzie	4,6	4,8	4,3	4,330
Stopa	2,0	1,7	1,5	1,371

Metodę względnych ciężarów części ciała należy zatem uznać za metodę przybliżoną, Korzysta ona z uśrednionych (dla badanej próby) współczynników określających udziały poszczególnych części ciała w ciężarze całości (zatem wykorzystuje tylko jedną zmienną – ciężar ciała) Nie uwzględnia więc osobniczego zróżnicowania rozkładu ciężaru pomiędzy segmentami, związanego ze zróżnicowaniem budowy ciała. Wady owe częściowo usunięto, tworząc modyfikację omawianej metody, polegającą na uwzględnieniu związków (oczywistych) występujących pomiędzy ciężarem danej części ciała a np. jej objętością, długością obwodem, szerokością, czy innymi parametrami związanymi bezpośrednio z geometrią rozważanej części ciała. Związki owe wyrażone za pomocą równań kilki zmiennych (wymienionych wyżej) i nazwano je od użytej metody ich opracowania – równaniami regresji. Równania regresji do wyznaczenia ciężarów części ciała człowieka (Badania według C. F. Clausera przedstawiono w tabeli 2. Równania regresji do wyznaczenia ciężarów części ciała człowieka (Badania według V.N Zatziorsky'ego przedstawiono w tabeli 3 (Jaśkiewicz M, 2007).

**Tabela 2.** Równania regresji do wyznaczenia ciężarów części ciała człowieka
(Badania według C. F. Clausera (badania na zwłokach: liczebność próby N=8))

Części ciała	Równania regresji
Głowa	$0,104 (O \text{ głowy}) + 0,015 (Q) - 2,189$
Tułów	$0,349 (Q) + 0,423 (D \text{ tułowia}) + 0,229 (O \text{ klatki piersiowej}) - 35,460$
Ramię	$0,007 (Q) + 0,092 (O \text{ ramienia}) + 0,050 (D \text{ ramienia}) - 3,101$
Przedramię	$0,081 (O \text{ nadgarstka}) + 0,052 (O \text{ przedramienia}) - 1,650$
Ręka	$0,029 (O \text{ nadgarstka}) + 0,075 (S \text{ nadgarstka}) + 0,031 (S \text{ ręki}) - 0,746$
Udo	$0,074 (Q) + 0,123 (O \text{ uda}) + 0,027 [\text{fałd skórny kości udowej}] - 4,216$
Podudzie	$0,111 (O \text{ podudzia}) + 0,047 [W \text{ kłykcia bocznego w kości udowej od podłoża}] + 0,074 (O \text{ na wysokości kostki bocznej}) - 4,208$
Stopa	$0,003(Q) + 0,048(O \text{ na wysokości kostki bocznej}) + 0,027(D \text{ stopy}) - 0,869$
Objaśnienia	D – długość [cm], O – obwód [cm], S – szerokość [cm], Q – masa ciała [kg], W – wysokość [cm].

Tabela 3. Równania regresji do wyznaczenia ciężarów części ciała człowieka
(Badania według V.N Zatziorsky'ego (badania na osobach żywych))

Części ciała	Równanie regresji
Głowa	$1,296 + 0,0171 x_1 + 0,0243 x_2$
Górna część tułowia	$8,2144 + 0,1862 x_1 - 0,0584 x_2$
Środkowa część tułowia	$7,181 + 0,2234 x_1 - 0,0663 x_2$
Dolna część tułowia	$- 7,498 + 0,0976 x_1 + 0,04896 x_2$
Ramię	$0,250 + 0,03012 x_1 - 0,0027x_2$
Przedramię	$0,3185 + 0,01445 x_1 - 0,00114 x_2$
Ręka	$-0,1165 + 0,0036 x_1 + 0,0175 x_2$
Udo	$- 2,649 + 0,1462 x_1 + 0,0137 x_2$
Podudzie	$- 1,592 + 0,0362 x_1 + 0,0121 x_2$
Stopa	$- 0,829 + 0,0077 x_1 + 0,0073 x_2$
Objaśnienie	x1- masa ciała [kg], x2 – wysokość ciała [cm].



5. Techniki wyznaczania środków mas i momentów bezwładności części ciała

Proste praktyczne sposoby wyznaczania środków ciężkości ciał w odniesieniu do części ciała człowieka zawadzą przede wszystkim z powodu niemożności dowolnego oddzielenia ich od siebie. Z kolei metody analityczne, wymagające informacji o rozkładzie masy w ich wnętrzu, dokładnej znajomości wymiarów geometrycznych itp. Należy uznać za zbyt skomplikowane, aby mogły być powszechnie używane. Dlatego też opracowano stosunkowo proste w użyciu i nie wymagające przeprowadzenia skomplikowanych pomiarów metody wyznaczania środków ciężkości części ciała człowieka. Powstawały one równocześnie z metodami wyznaczania ciężarów części ciała i opracowywano je na tym samym materiale badawczym. Konstrukcja tych metod wymagała przyjęcia pewnych założeń upraszczających, z których jako najważniejsze należy wymienić (Jaśkiewicz; 2007):

- Wymiarem dominującym każdej części ciała jest jej długość,
- Pod względem kształtu części ciała przypominają bryły obrotowe, zatem mają oś symetrii.
- Rozkład materii wewnątrz każdej z nich jest symetryczny, względem geometrycznej osi symetrii,
- Wobec powyższego środka ciężkości takich brył będą leżeć na ich osi symetrii,
- Środek ciężkości dzieli zatem długość danej części ciała na dwa odcinki, czyli jego lokalizacja wymaga określenia tylko jednej współrzędnej: odległości środka ciężkości od którego z końców odcinka będącego jej długością.

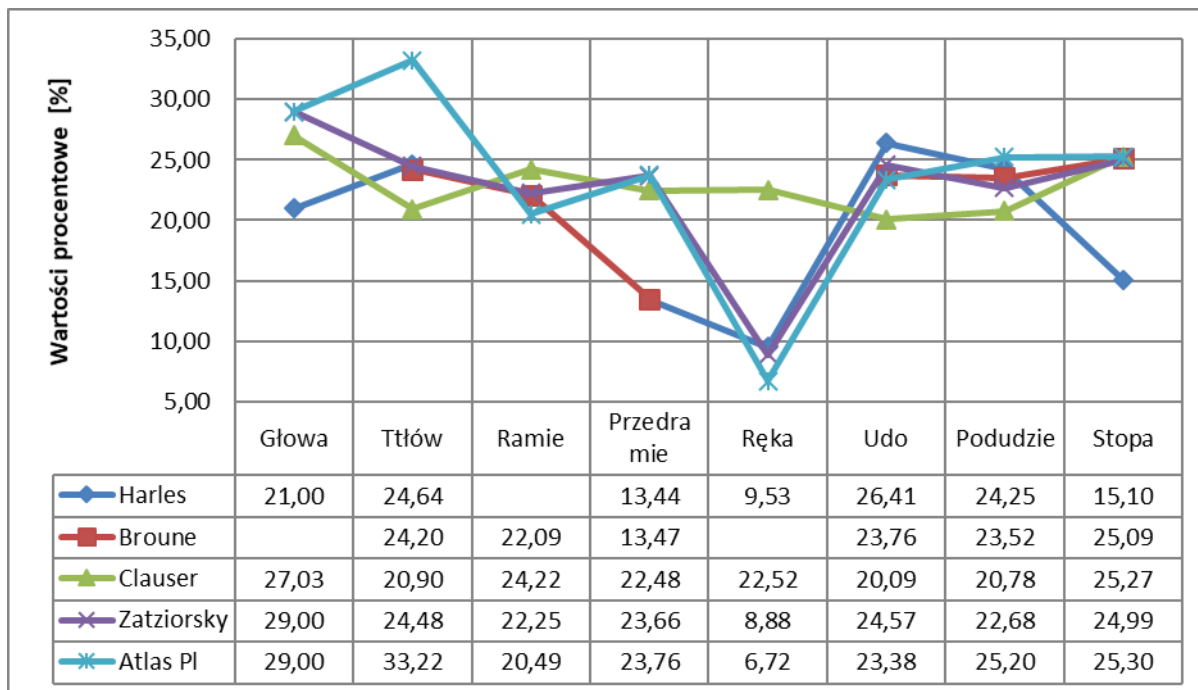
W tabeli nr 4 znajdują się wskaźniki promieni wodzących środka ciężkości poszczególnych części ciała wyrażonych w procentach.

**Tabela 4.** Promienie wodzące środka ciężkości poszczególnych części ciała
wyrażone w procentach

Źródło	Harles	Braune i Fisher	Clauser	Zatziorsk'y	Atlas pl 2000
Jednostka	r[%]	r[%]	r[%]	r[%]	r[%]
Części ciała					
Głowa	36,2	--	46,6	50	50
Tułów	44,8	44,0	38,0	44,5	60,4
Ramię	--	47,0	52,3	45,0	43,6
Przedramię	42,0	42,2	39,0	42,7	43,0
Ręka	39,7	--	48,0	37,0	28,0
Udo	48,9	44,0	37,2	45,5	43,3
Podudzie	43,3	42,0	37,2	40,5	43,3
Stopa	44,4	44,4	44,9	44,2	45,0

Na rysunku nr 1 zostało przedstawione przykładowe porównanie promieni wodzących środka ciężkości poszczególnych części ciała według zastosowanych pięciu metod obliczeń dla charakterystyki centylowej C50.

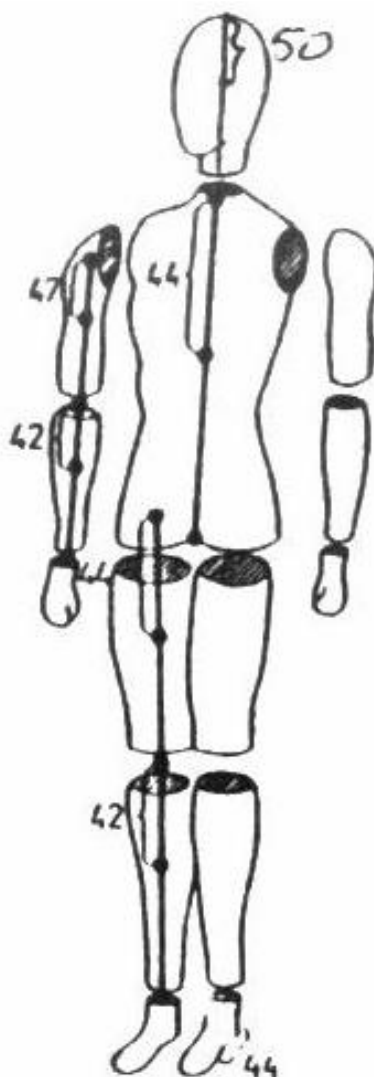
[Tekst alternatywny: Rysunek 1 przedstawia porównanie promieni wodzących środka ciężkości poszczególnych części ciała według różnych metod obliczeń dla charakterystyki centylowej C50. Na osi X zaznaczone są części ciała: Głowa, Tułów, Ramię, Przedramię, Ręka, Udo, Podudzie, Stopa. Na osi Y umieszczono wartości procentowe [%], reprezentujące odległość środka ciężkości wyrażoną w procentach długości danej części ciała. Linie dla różnych metod (Harles, Braune, Clauser, Zatsiorsky, Atlas PI) przedstawione są w różnych kolorach i wykazują zróżnicowane przebiegi w zależności od części ciała.]



Rys. 1. Porównanie promieni wodzących środka ciężkości poszczególnych części ciała według metod zastosowanych obliczeń dla charakterystyki centylowej C50.

Przybliżone położenie środków ciężkości ciała człowieka przedstawia rysunek nr2. Wartości liczbowe podają odległość środka ciężkości wyrażona w procentach długości części ciała. Podobnie jak w odniesieniu do ciężarów części ciała, opracowano również, nieco bardziej złożoną formalnie, metodę wyznaczania środków ciężkości części ciała, w której wykorzystuje się równania regresji.

[Tekst alternatywny: Rysunek 2 przedstawia schematyczną sylwetkę człowieka z zaznaczonymi przybliżonymi położeniami środków ciężkości poszczególnych części ciała. Na rysunku widoczne są oznaczenia liczbowe w miejscach odpowiadających głowie, tułowiowi, kończynom górnym i dolnym, wskazujące procentowy udział środka ciężkości w długości każdej części ciała.]



Rys. 2. Przybliżone położenie środków ciężkości ciała człowieka (Jaśkiewicz M, 2007).

W celu wyznaczenia promieni wodzących środka ciężkości poszczególnych części ciała w procentach ich stosuje się wzór nr 6. Na rysunku nr 3 został przedstawiony schemat wyznaczania środka ciężkości (Jaśkiewicz; 2007).

$$r_p = \frac{r \cdot l_p}{100} [cm] = \frac{[\%] \cdot [cm]}{[\%]} \quad (6)$$

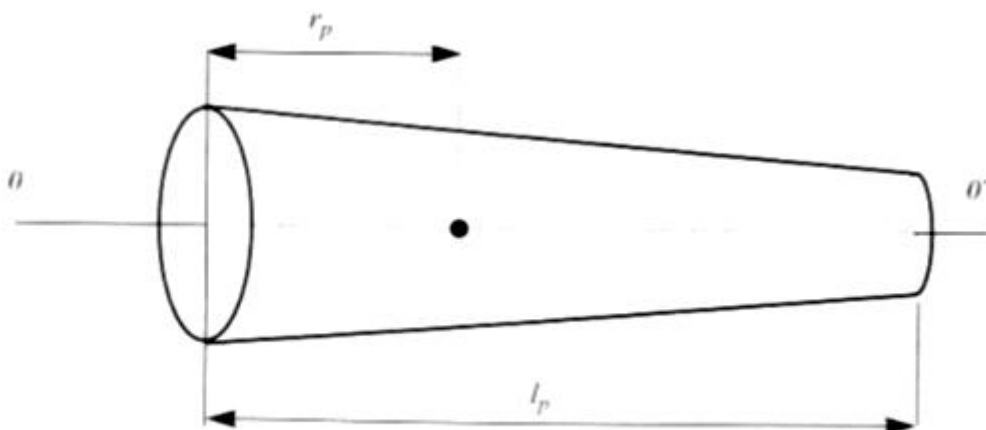
Gdzie:

0-0° – oś symetrii przedramienia,

r_p – promień wodzący środka ciężkości przedramienia,

l_p – długość przedramienia.

[Tekst alternatywny: Rysunek 3 przedstawia schematyczny model wyznaczenia środka ciężkości przedramienia. Przedramię jest przedstawione w formie stożka ściętego z zaznaczonym środkiem ciężkości w jego wnętrzu. Na rysunku widoczne są oznaczenia parametrów: promienia mniejszej podstawy r_p , promienia większej podstawy r_g , długości przedramienia l_p oraz środka ciężkości oznaczonego kropką. Oś długości stożka jest oznaczona linią przerywaną.]



Rys. 3. Wyznaczenie środka ciężkości przedramienia na podstawie danych V.N.Zatziorsky'ego (Jaśkiewicz M, 2007).

W tabeli nr 5 zostały zawarte równania regresji, które są wykorzystywane do obliczenia promieni wodzących środka ciężkości poszczególnych części ciała człowieka.

Tabela. 5 Równania regresji do obliczania promieni wodzących środka ciężkości poszczególnych części ciała

Części ciała	Równanie
Głowa	$r = 8,357 - 0,0025 x_1 + 0,023 x_2$
Górna część tułowia	$r = 3,22 + 0,0076 x_1 + 0,047 x_2$
Środkowa część tułowia	$r = 2,398 + 0,0058 x_1 + 0,045 x_2$
Dolna część tułowia	$r = 2,282 + 0,0028 x_1 + 0,0434 x_2$
Ramię	$r = 2,67 + 0,03 x_1 + 0,0434 x_2$
Przedramię	$r = 0,292 - 0,028 x_1 + 0,093 x_2$
Ręka	$r = 4,22 + 0,026 x_1 + 0,033 x_2$
Udo	$r = -2,42 + 0,038 x_1 + 0,235 x_2$



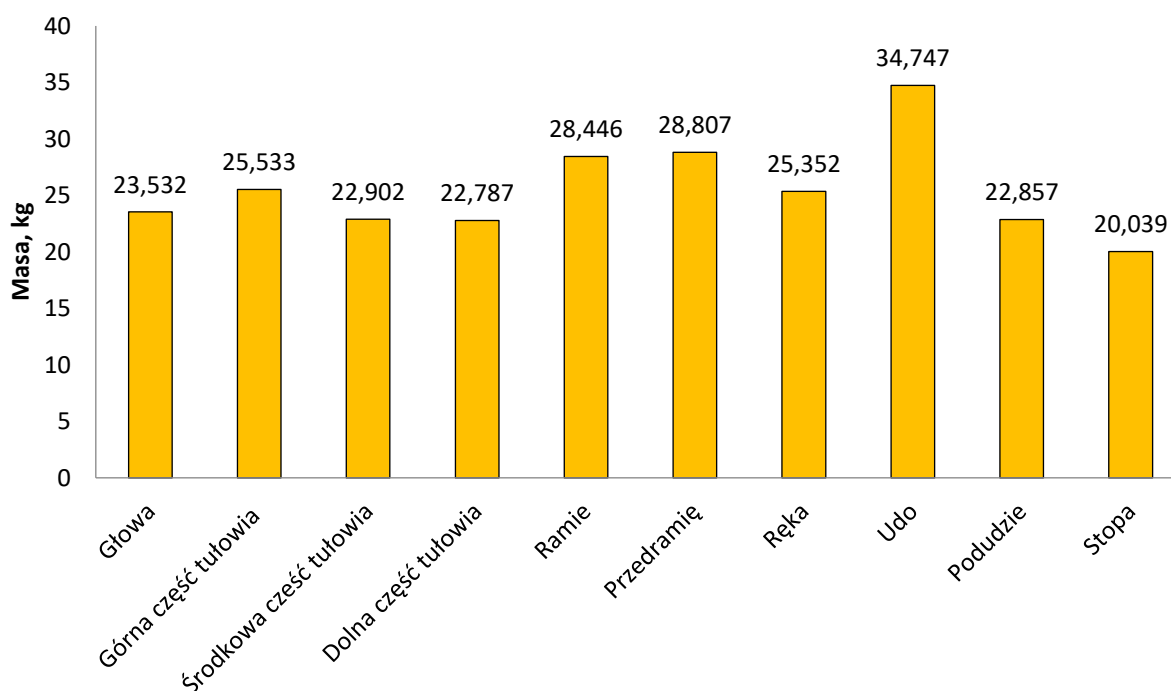
Podudzie	$r = - 6,05 - 0,039 x_1 + 0,242 x_2$
Stopa	$r = 3,767 + 0,065 x_1 + 0,033 x_2$
Oznaczenia	r – promień wodzący środków ciężkości ciała [cm], x1- masa ciała [kg], x2- wzrost [cm]

Poniżej w tabeli 6. zostały przedstawione przykładowe obliczenia dla mężczyzny C50, na rysunku nr 4 zostały przedstawione wyniki obliczeń równań regresji wyznaczające promienie wodzące środka ciężkości poszczególnych części ciała (Jaśkiewicz; 2007).

Tabela 6. Obliczenia dla Mężczyzny C50

Części ciała	Równanie regresji	Wyniki
Głowa	$r = 8,357 - 0,0025 * 229 + 0,023 * 239$	23,532
Górna część tułowia	$r = 3,22 + 0,0076 * 229 + 0,047 * 239$	25,533
Środkowa część tułowia	$r = 2,398 + 0,0058 * 229 + 0,045 * 239$	22,902
Dolna część tułowia	$r = 2,282 + 0,0028 * 229 + 0,0434 * 239$	22,787
Ramię	$r = 2,67 + 0,03 * 229 + 0,0434 * 239$	28,446
Przedramię	$r = 0,292 - 0,028 * 229 + 0,093 * 239$	28,807
Ręka	$r = 4,22 + 0,026 * 229 + 0,033 * 239$	25,352
Udo	$r = -2,42 + 0,038 * 229 + 0,235 * 239$	34,747
Podudzie	$r = - 6,05 - 0,039 * 229 + 0,242 * 239$	22,857
Stopa	$r = 3,767 + 0,065 * 229 + 0,033 * 239$	20,039

[Tekst alternatywny: Rysunek 4 przedstawia promienie wodzące środka ciężkości poszczególnych części ciała dla charakterystyki centylowej C50. Na osi poziomej (X) znajdują się nazwy części ciała: Głowa, Górna część tułowia, Środkowa część tułowia, Dolna część tułowia, Ramię, Przedramię, Ręka, Udo, Podudzie, Stopa. Na osi pionowej (Y) oznaczono masę w kilogramach (kg). Żółte słupki reprezentują wartości, które wahają się od około 20 kg (dla stopy) do około 34,7 kg (dla uda).]



Rys. 4. Promienie wodzące środka ciężkości poszczególnych części ciała dla charakterystyki centylowej C50.

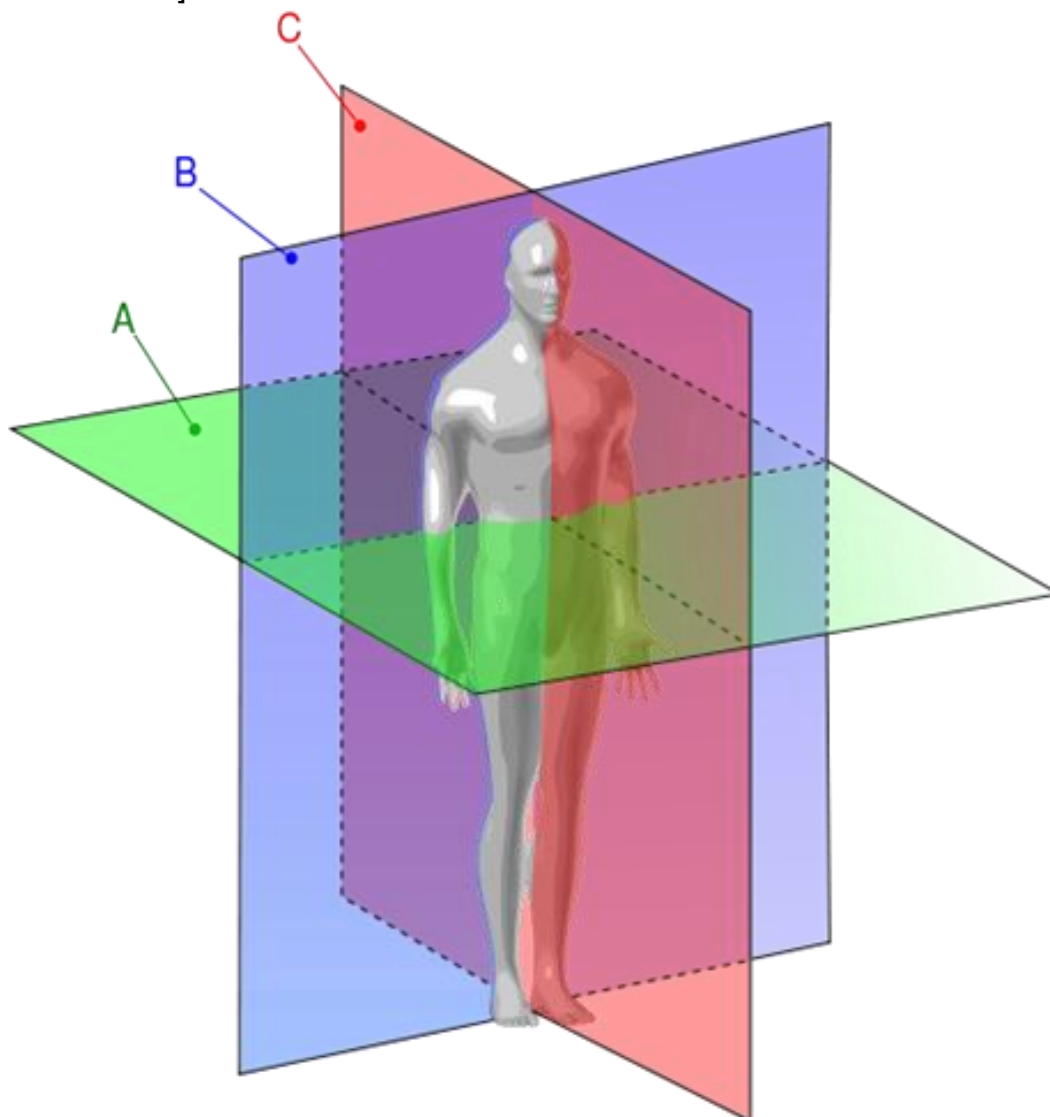
Moment bezwładności części ciała człowieka oraz ich układów np. całej kończyny dolnej, można wyznaczyć korzystając z twierdzenia o momencie bezwładności. Konieczna jest tu jednak znajomość centralnych momentów bezwładności części ciała, ich mas oraz położenia środków ciężkości. Podobnie jak dla ciężarów części ciała i ich środków ciężkości, opracowano równania regresji pozwalające na wyznaczenie centralnych momentów bezwładności części ciała człowieka względem trzech głównych osi, długiej, poprzecznej i strzałkowej. Centralne momenty bezwładności części ciała człowieka zostały przedstawione w tabeli 7. W celu wyznaczenia centralnych momentów bezwładności posłużyliśmy się równaniem regresji typu $I = B_0 + B_1m + B_2L$, która ta zależność zależy od długości ciała (L cm) oraz masy ciała (m kg). Momenty te będą obliczane dla trzech osi (rys 5) (Jaśkiewicz; 2007; Smotrova, Morris, McNally, 2021; Humanetics Group, 2024):

- strzałkowej (C),
- poprzecznej (A),
- długiej (B).

[Tekst alternatywny: Rysunek 5 przedstawia ilustrację trójwymiarowego modelu ludzkiego ciała z zaznaczonymi trzema płaszczyznami odniesienia. Zielona płaszczyzna (A) reprezentuje płaszczyznę poziomą, niebieska płaszczyzna (B)



reprezentuje płaszczyznę czołową, a różowa płaszczyzna (C) reprezentuje płaszczyznę strzałkową. Model ciała znajduje się w centrum, a każda płaszczyzna przecina go pod odpowiednim kątem, wskazując osie, względem których będą wykonywane obliczenia.]



Rys. 5. Ilustracja osi według których wykonywane będą obliczenia (Jaśkiewicz M, 2007).

**Tabela 7.** Dane do równania regresji dla centralnych momentów bezwładności

Segment	Mężczyzna			Kobieta		
	B0	B1	B2	B0	B1	B2
Centralny moment bezwładności w stosunku do osi strzałkowej						
Stopa	-100	0,48	0,626	-92,24	0,486	0,558
Podudzie	-1105	4,59	6,63	-963,1	-3,57	9,04
Udo	-3557	31,7	18,61	-4033,4	44,99	17,08
Dłoń	-19,5	0,17	0,116	-5,71	0,122	0,035
Przedramię	-64	0,95	0,34	-132,1	0,620	0,825
Ramię	-250	1,56	1,512	-151,4	0,107	1,554
Głowa	-78	1,171	1,519	217,8	-0,032	0,059
Górna część tułowia	81,2	36,73	-5,97	-4038,5	28,6	20
Środkowa część tułowia	618,5	39,8	-12,87	-368,7	-6,22	8,86
Dolna część tułowia	1568	12	7,741	-987,6	14,9	3,76
Centralny moment bezwładności w stosunku do osi poprzecznej						
Stopa	-97,09	0,414	0,614	-61,4	0,348	0,406
Podudzie	-11,52	4,594	6,815	-943,3	-2,51	8,57
Udo	-3690	32,02	19,24	-2659,4	50,35	6,96
Dłoń	-13,68	0,088	0,092	-5,97	0,087	0,034
Przedramię	-67,9	0,0855	0,376	-138,5	0,533	0,887
Ramię	-232	1,525	1,343	-330,4	-0,461	2,67
Głowa	-112	1,43	1,73	66,4	-0,447	1,29
Górna część tułowia	367	18,3	-5,73	-2075	15,6	9,4
Środkowa część tułowia	263	26,7	-8	-546,6	2,87	5,1
Dolna część tułowia	-937	11,8	3,44	-633,3	10,8	2,26
Centralny moment bezwładności w stosunku do osi długiej						
Stopa	-15,48	0,144	0,088	23,9	0,337	0,059
Podudzie	-70,5	1,134	0,3	-53,2	0,248	0,489
Udo	-13,5	11,3	-2,28	1339,8	6,30	-8,28
Dłoń	-6,26	0,0762	0,0347	-2,128	0,053	0,0073
Przedramię	5,66	0,306	-0,088	7,4	0,21	-0,08
Ramię	-16,9	0,662	0,0435	-118,6	1,19	0,44
Głowa	61,6	36,03	0,0814	-35,48	2,43	0,237
Górna część tułowia	561	36,03	-9,98	-2823,2	25,8	12,8
Środkowa część tułowia	1501	43,11	-19,8	-672,9	1,47	7,53
Dolna część tułowia	-775	14,7	1,685	715,9	23,5	1,1



6. Literatura

- [1]. Bober T., Zawadzki J. (2003). Biomechanika układu ruchu człowieka. Katedra Biomechaniki Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Wrocław.
- [2]. Gao J., Wampler C. W. (2009). Head injury criterion. MIT Open Access Articles.
- [3]. Humanetics Group, dostępny w: <https://www.humaneticsgroup.com/> (dostęp: 19.10.2024).
- [4]. Jaśkiewicz M. (2007). Rozprawa doktorska, Symulacyjne badania działania ochronnego zagłóweków aktywnych. Politechnika Świętokrzyska w Kielcach, Kielce.
- [5]. Kadziński A., Gill A. (2002). Metoda badania ryzyka utraty zdrowia ludzi w wyniku zderzeń samochodów. Problemy Eksploatacji.
- [6]. Kędzior K. Biomechanika - zakres badań i zastosowań, biomechaniczne modele układu mięśniowo-szkieletowego. Politechnika Warszawska, dostępny w: <https://nop.ciop.pl/opracowane/M3-1.htm> (dostęp: 15.09.2024).
- [7]. Nakano M., Matsuura H., Tamagawa M., Yamanaka M., Yukimasa T., Kubota M. (2010). Theoretical Analysis of Head Injury Criterion (HIC). Journal of Biomedical Fuzzy Systems Association, 12(2), 57–63.
- [8]. Smotrova E., Morris L., McNally D. (2021). Comparison of standard automotive industry injury predictors and actual injury sustained during significant whiplash events. European Spine Journal, 30, 3043–3058.
- [9]. Virzi Mariotti G. (2019). Head Injury Criterion: Mini Review. American Journal of Biomedical Science & Research, 3(2), 405–407.
- [10]. Wang F., Wang Z., Hu L., Xu H., Yu C. (2021). Evaluation of Head Injury Criteria for Injury Prediction Effectiveness: Computational Reconstruction of Real-World Vulnerable Road User Impact Accidents. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 9, 677982.