

PRÓBA OSZACOWANIA CZĘSTOTLIWOŚCI DRGAŃ WŁASNYCH CZĘŚCI CIAŁA DZIECKA

DARIUSZ WIĘCKOWSKI¹

Przemysłowy Instytut Motoryzacji

Streszczenie

W ostatnim okresie, coraz częściej zwraca się uwagę na przewożone w fotelikach samochodowych dzieci, które powinno traktować się jak „zwykłych” pasażerów, szczególnie podczas przejazdów na długich dystansach. Stosunkowo szeroko opisane jest zagadnienie wpływu drgań na organizm ludzi dorosłych, o czym świadczą opracowane dokumenty normatywne [S1] do [S13]. Natomiast w przypadku dzieci tematyka ta wciąż jest w początkowej fazie rozpoznania.

Na podstawie powyższych uwag można powiedzieć, że kwestią otwartą jest ocena komfortu jazdy małych dzieci, których cechy antropologiczne są inne niż osób dorosłych [1].

Artykuł porusza zagadnienie drgań własnych elementów ciała człowieka i zwraca uwagę na brak danych dotyczących częstotliwości drgań własnych części ciała dziecka. Zaproponowano metodę umożliwiającą szacowanie częstotliwości drgań własnych dla narządów i części ciała dziecka, w oparciu o dane zebrane dla człowieka dorosłego. Przedstawiono sposób obliczeniowy szacowania częstotliwości drgań własnych części ciała. Przedstawiono wyniki badań eksperymentalnych drogowych z wykorzystaniem manekina osoby dorosłej (HYBRID II) i manekina dziecka, wykonanych w Przemysłowym Instytucie Motoryzacji.

Słowa kluczowe: dziecko, samochód, drgania pionowe, częstotliwości drgań własnych części ciała.

1. Częstotliwości drgań własnych części ciała człowieka dorosłego

Największe zagrożenie dla zdrowia ludzkiego wywołują drgania rezonansowe narządów wewnętrznych, ponieważ te narządy mają największe możliwości przemieszczania się. Ciało ludzkie jest najbardziej wrażliwe na drgania wzdłuż osi podłużnej ciała (drgania pionowe). Uszkodzenie narządów wewnętrznych występuje wtedy, gdy tłumienie drgań (poprzez narządy, tkanki, płyn otrzewnowy, powietrze, gazy znajdujące się w narządach) jest niewystarczające, aby dostatecznie wytłumić rezonansowe drgania narządów wewnętrznych. W przypadku pozycji siedzącej największe wytłumianie drgań, szczególnie wysokich

¹ Przemysłowy Instytut Motoryzacji, Laboratorium Badań Symulacyjnych ul. Jagiellońska 55, 03-301 Warszawa, e-mail: d.wieckowski@pimot.org.pl

częstotliwości, następuje przez pośladki. Dalsze ich wytłumianie zachodzi przy przeniesieniu ich przez kręgosłup, który posiada dość duże zdolności tłumienia drgań (otoczony jest elementami wiązadłowo-chrzęstnymi). W tym przypadku małe częstotliwości drgań powodują na przemian ściskanie oraz rozciąganie kolumny kręgowej i rozchodzenie się fali drganiowej wzdłuż ciała człowieka. Gdy w czasie tego rozchodzenia nastąpi wytłumienie amplitudy drgań, to na głowę człowieka może być przeniesiona już tylko nieznaczna część drgań. W przypadku kręgosłupa istotny jest rodzaj postawy siedzącej [2]. Postawa może mieć duży wpływ na wielkość przekazywania drgań osobom siedzącym i determinuje stopień szkodliwych skutków. W rejonie rezonansów ciała zmiana pozycji lub naprężenia mięśni może pomóc w redukcji oddziaływania drgań. Efekty zmiany postawy rosną ze wzrostem częstotliwości, mogą powodować istotne zmiany w przekazywaniu drgań w górę kręgosłupa do głowy. Zmiana pozycji ciała, która zmienia kontakt z drgającą powierzchnią, jak oparcie fotela, także wpływa na zmianę efektów oddziaływania drgań [3]. Człowiek w pozycji siedzącej jest 10-krotnie wrażliwszy na drgania przy częstotliwości 5 Hz niż przy 100 Hz [4]. Jednocześnie badania realizowane przez: M. J. Griffin'a, N. i J. Mansfielda, oraz A.J. Messengera, i G.S. Paddana [5], [6], [7], [8] wykazały, że istotny wpływ na wyniki badań ma rodzaj pozycji siedzącej osoby – odchylenia tułowia badanego od pozycji pionowej. Największe napięcie i ciśnienie w dysku kręgosłupa występuje przy kącie odchylenia równym 90° i maleje wraz ze wzrostem rozwartości kąta odchylenia pleców.

W pozycji stojącej efekty pionowych drgań są często podobne do tych występujących przy pozycji siedzącej. Przy czym wpływ częstotliwości powyżej 3 Hz może być bardzo zredukowany w przypadku zgiętego kolana [3].

W tablicy 1 zamieszczono zestawienie częstości drgań własnych wybranych narządów i części ciała ludzkiego (człowieka dorosłego) wyznaczonych metodą eksperymentalną wywołujących również poczucie silnego dyskomfortu [9].

Tablica 1. Przykładowe częstotliwości drgań własnych narządów i części ciała człowieka dorosłego wyznaczone drogą eksperymentu [9]

Nazwa narządu	Częstotliwość [Hz]	Zaobserwowane objawy chorobowe możliwe do wystąpienia
głowa	4÷5; 17÷25	bóle, zawroty głowy, zaburzenia równowagi, uczucie ucisku w krtani,
głowa z szyją	20÷30	mdłości, wymuszony ruch rotacyjny głowy,
barki i głowa	20÷30	utrudnienia mowy, ogólny stan zmęczenia
szczeka	6÷8	psychofizycznego
gałki oczne	60÷90; 40÷90	
narządy jamy brzusznej:	4,5÷10	wrażenie wibrowania organów
wątroba	3÷4	wewnętrznych, bóle, mdłości, uczucie
żołądek	2÷3	pełności, parcie na mocz i kał, osłabienie
pęcherz moczowy	10÷18	i zmęczenie
nerki	6÷8	
klatka piersiowa	5÷7 4÷11	zaburzenie oddychania, uczucie ściskania, płytki oddech, piekące bóle w klatce piersiowej

narządy klatki piersiowej płuca serce tchawica, oskrzela	5÷9 4÷11 4÷6 12÷16	zaburzenia oddychania, duszności, przyspieszenie oddechu, uczucie niepokoju, przyspieszenie pulsu, zmiany ciśnienia krwi, przyspieszone bicie serca, zaburzenia mowy, ogólne złe samopoczucie
górną część tułowia: barki i głowa	4÷5 20÷30	bóle stawowe i mięśniowe, bóle kręgosłupa w odcinku szyjnym, wzrost napięcia mięśniowego, uczucie zmęczenia
dolną część tułowia: miednica kręgosłup kręgosłup krzyżowy kręgosłup lędźwiowy	4÷6 5÷9 10÷12 8÷12 8÷12	bóle stawowe i mięśniowe, bóle kręgosłupa w odcinku krzyżowym i lędźwiowym, wzmożone napięcie mięśni, uczucie zmęczenia
kończyny dolne: biodra łydki stopy	5 5 20 -	bóle stawowe, wzmożone napięcie mięśniowe, drętwienie i mrowienie mięśni
kończyny górne: ramię przedramię ręka	4÷5 16÷30 4÷6 20÷30	bóle stawowe, wzmożone napięcie mięśniowe, bóle mięśniowe, mimowolne skurcze mięśni powodujące dodatkowe ruchy ręki, utrudnienie wykonywania zadań

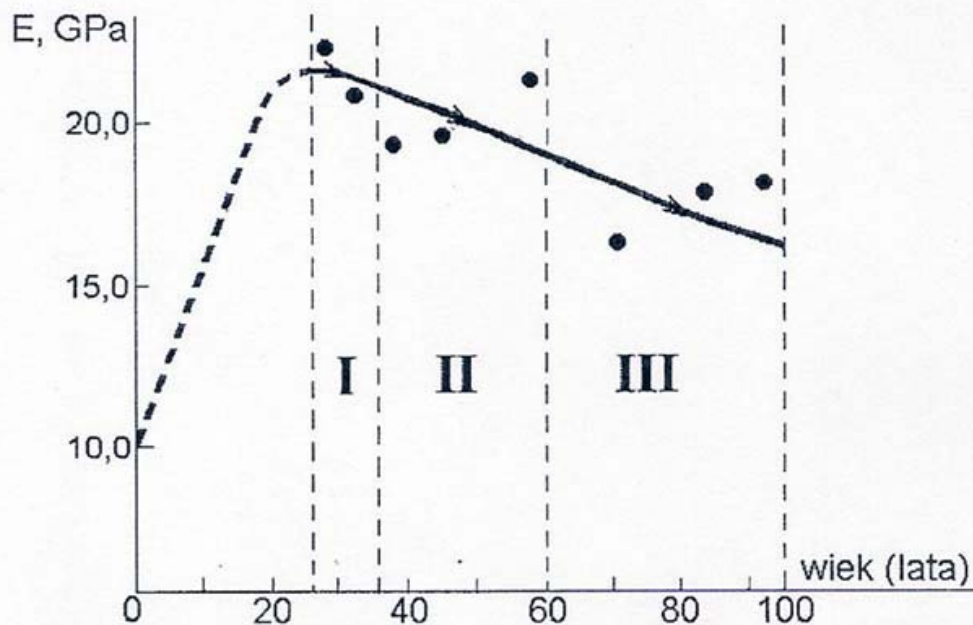
2. Częstotliwości drgań własnych części ciała dziecka

W tabelicy 2 zamieszczono porównanie proporcji ciała dziecka-novorodka i człowieka dorosłego. Wraz z wiekiem zmienia się stosunek długości głowy do długości ciała. U dziecka mającego 2 lata wynosi on 1/5, 6 lat – 1/6, 15 lat – 1/7 długości ciała [10].

Tempo wzrostu poszczególnych odcinków układu kostnego jest różne. Wraz z wiekiem zmienia się wartość modułu sprężystości E , przy czym do około 25 lat jego wartość rośnie – rys. 1. Jednocześnie z wiekiem maleje wartość energii absorbowanej przy uderzeniu: z 30 kJ/m² w wieku 2 lat do 8 kJ/m² w wieku 90 lat. Zmienia się wytrzymałość na rozciąganie według zależności $\sigma_r = 134 - 0,61T$ MPa (gdzie: T – wiek w latach) [11].

Tabela 2. Porównanie proporcji ciała dziecka-novorodka i człowieka dorosłego [10].

Części ciała	Dzieci (odniesienie do długości ciała)	Dorosły (odniesienie do długości ciała)
Głowa	1/4	1/8
Tułów	2/4	3/8
Kończyny dolne	1/4	4/8



Rys. 1. Zależność modułu sprężystości E kości organizmu ludzkiego od wieku [11].

Jak wynika z powyższego różnice między organizmem dziecka (jego poszczególne fazy rozwoju), a organizmem dorosłego człowieka są na tyle istotne, że dziecko powinno być traktowane w sposób odmienny od osoby dorosłej. W związku z tym należy zastanowić się jak określić częstotliwości drgań własnych narządów i części ciała dziecka podobnie jak opisano to w tabelicy 1 dla osoby dorosłej. Poniżej zaprezentowano metodę, na podstawie której można dokonać szacowania wartości tego typu częstotliwości.

Oszacowania dokonano na podstawie częstotliwości drgań własnych narządów i części ciała człowieka dorosłego wyznaczone drogą eksperymentu – tabela 1.

Z teorii wytrzymałości materiałów wynika, że sztywność belki (na zginanie i rozciąganie) jest zależna od modułu sprężystości wzdłużnej E (moduł Younga) [12].

Dla rozciągania jednostkowa sztywność k_{jR} określona jest przez iloczyn (1)

$$k_{jR} = E \cdot A \quad (1)$$

gdzie: A – pole przekroju poprzecznego.

Dla zginania jednostkowa sztywność k_{jZ} określona jest przez iloczyn (2)

$$k_{jZ} = E \cdot J \quad (2)$$

gdzie: J – moment bezwładności przekroju na zginanie.

Częstość drgań własnych ω_0 określona przez (3) zależna jest od masy i poprzez sztywność (k) od modułu sprężystości wzdłużnej E oraz od tłumienia (c).

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m} - (c/2m)} \quad (3)$$

Ponieważ nieznaną jest wartość tłumienia (c), zależność (3) może być uproszczona do postaci (4)

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (4)$$

Jak przedstawia rys. 1 w przypadku tkanki kostnej człowieka wartość modułu E zmienia się z wiekiem [9].

W związku z tym, że do badań wykorzystano manekin dziecka o masie 15 kg (dziecko w wieku około 3 lat), na podstawie rys. 1 można przyjąć, iż wartość E jest około 2 razy mniejsza dla dziecka w stosunku do osoby dorosłej. Masa osoby dorosłej 75 kg (masa użytego do badań manekin HYBRID II to ok. 75 kg). Częstość drgań własnych dla człowieka dorosłego można opisać jako (5):

$$\omega_{0\text{dorosly}} = \sqrt{\frac{k_{\text{dorosly}}}{m_{\text{dorosly}}}} \quad (5)$$

gdzie: k_{dorosly} jest zależne od E dla osoby dorosłej.

Z kolei częstość drgań własnych dla dziecka można opisać jako (6):

$$\omega_{0\text{dziecko}} = \sqrt{\frac{k_{\text{dziecko}}}{m_{\text{dziecko}}}} \quad (6)$$

gdzie: k_{dziecko} jest zależne od E dla dziecka.

Uwzględniając, że masa dziecka (manekin 15 kg) jest 5 razy mniejsza od masy dorosłego człowieka (manekin 75 kg) i moduł E dla dziecka jest 2 razy mniejszy w stosunku do osoby dorosłej, można przyjąć następującą zależność określającą ile razy częstość drgań własnych części ciała dziecka jest większa od częstość drgań własnych części ciała człowieka dorosłego (7). Oczywiście dotyczy to układu kostnego, ponieważ charakterystyka przedstawiona na rys. 1 dotyczy modułu E kości.

$$\omega_{0\text{dziecko}/\text{dorosly}} = \sqrt{\frac{\frac{1}{2}}{\frac{1}{5}}} = \sqrt{2,5} \quad (7)$$

Z zależności (7) wynika, że częstotliwość drgań własnych części ciała (układu kostnego) dziecka jest $\sqrt{2,5}$ -krotnie większa od częstotliwości drgań własnych części ciała (układu kostnego) człowieka dorosłego. Wobec powyższego można oszacować częstotliwości drgań własnych układu kostnego części ciała dziecka. W tabelicy 1 zamieszczono zestawienie częstotliwości rezonansowych wybranych części ciała dorosłego człowieka wyznaczonych metodą eksperymentalną [9]. Z kolei w tabelicy 3 zamieszczono zestawienie oszacowanych częstości rezonansowych wybranych części ciała układu kostnego dziecka.

Tablica 3. Przykładowe częstotliwości drgań własnych części ciała dziecka oszacowane na podstawie częstotliwości drgań własnych części ciała człowieka dorosłego

Nazwa narządu	Częstotliwość *) [Hz]
głowa	6÷8; 27÷40
głowa z szyją	32÷47
barki i głowa	32÷47
szczeka	9÷13
klatka piersiowa	8÷11 6÷17
miednica	8÷14
kręgosłup	16÷19
kręgosłup krzyżowy	13÷19
kręgosłup lędźwiowy	13÷19
kończyny dolne:	8
biodra	8
łydki	32
stopy	-
kończyny górne:	6÷8
ramię	25÷47
przedramię	6÷9
ręka	32÷47

*) Zaokrąglono do całkowitych wartości w Hz

3. Badania eksperymentalne

Jak zauważono powyżej, szeroko rozpoznane są zagadnienia wpływu drgań na organizm ludzi dorosłych. Wobec braku adekwatnych danych dotyczących dzieci dokonano oszacowania wartości częstotliwości drgań własnych bazując na danych dotyczących osobników dorosłych. Aby zweryfikować otrzymane wartości, postanowiono wykorzystać badania eksperymentalne. Brak danych z badań eksperymentalnych dotyczących osobników żywych uzasadnia wykonanie badań w sposób pośredni z wykorzystaniem manekinów: człowieka dorosłego HYBRID II (H2) i DZIECKA (D).

W Przemysłowym Instytucie Motoryzacji (PIMOT) wykonano pomiary drgań pionowych podczas jazdy samochodu osobowego z wykorzystaniem w/w manekinów. Na tylnym siedzisku z lewej strony umieszczony był manekin HYBRID II o masie 75 kg, mocowany za pomocą klasycznych 3-punktowych pasów bezpieczeństwa. Z prawej strony kanapy tylnego siedzenia zamocowany był fotelik dziecięcy, w którym posadowiony był manekin dziecka (D) o masie 15 kg. Do pomiarów wykorzystano 6 różnych fotelików dziecięcych.

W kolejnych seriach pomiarów manekin DZIECKO posadowiony był kolejno na każdym z fotelików. Najpierw na czterech konwencjonalnych fotelikach dziecięcych mocowany za pomocą 3-punktowych pasów bezpieczeństwa. Te foteliki w uproszczeniu nazwano „STANDARD” (FS) i oznaczono odpowiednio: F1S, F2S, F3S i F4S. Następnie manekin DZIECKO posadowiono na dwóch fotelikach dziecięcych posiadających nowoczesny system mocowania typu ISOFIX (FX), oznaczonych odpowiednio F5X i F6X.

Wszystkie zastosowane foteliki (zarówno STANDARD jak i ISOFIX) przeznaczone były dla dzieci o masie ciała $9 \div 18$ lub $9 \div 25$ kg; wybrane były do badań losowo, charakteryzowały się różnym stopniem zaawansowania technologicznego, a ich wspólną cechą było spełnienie wymagań homologacyjnych według Regulaminu Nr 44 EKG ONZ [S14]. Mocowanie manekina DZIECKO w fotelikach wykonano zgodnie z instrukcjami dołączonymi do tych fotelików.

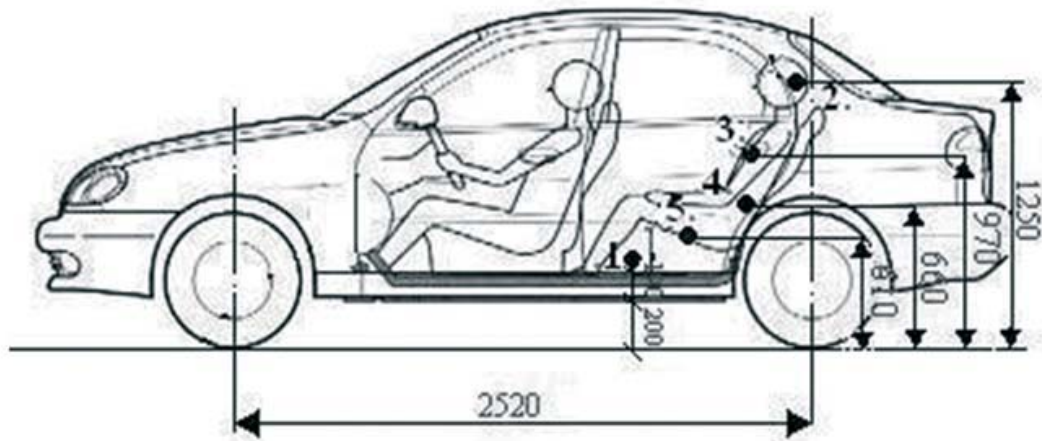
3.1. Przygotowanie pomiarów

Podczas badań sygnały pomiarowe rejestrowano za pomocą zbudowanego toru pomiarowego, w którym zastosowano jednoosiowe piezorezystywne czujniki przyspieszeń Brüel&Kjær typ 4574 umieszczone w następujących miejscach:

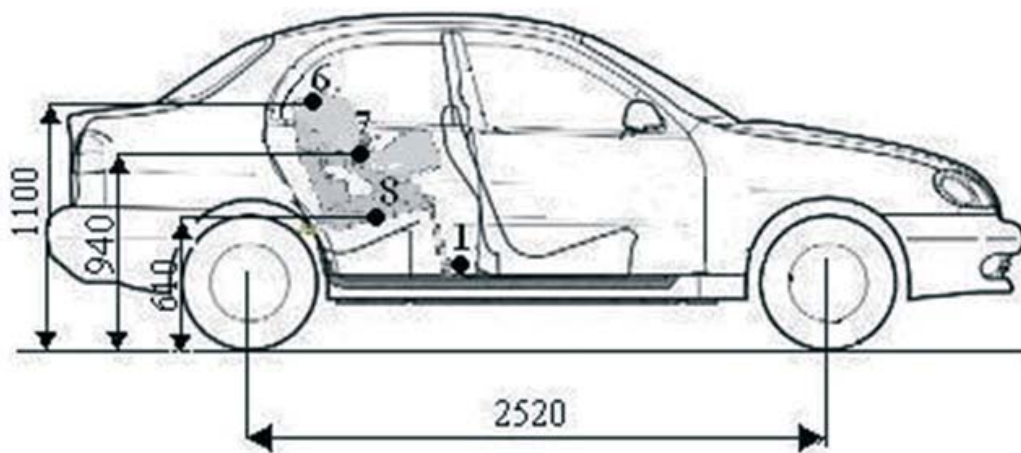
- czujnik nr 1 – podłoga samochodu (P)
- czujnik nr 2 – manekin HYBRID II głowa (H2G)
- czujnik nr 3 – manekin HYBRID II tors (H2T)
- czujnik nr 4 – manekin HYBRID II miednica (H2B)
- czujnik nr 5 – kanapa siedzenia pod manekinem HYBRID II
- czujnik nr 6 – manekin DZIECKO głowa (DG)
- czujnik nr 7 – manekin DZIECKO miednica (DT)
- czujnik nr 8 – pod fotelikiem manekina DZIECKO

Do rejestracji sygnałów użyto rejestratora cyfrowego TDAS DTS Pro Lab. Częstotliwość próbkowania 500 Hz. Tor pomiarowy zasilany był poprzez akumulator 12V z wykorzystaniem przetwornicy Micro Control 12V 600W.

Schematy obrazujące położenie i współrzędne miejsc mocowania czujników pomiarowych przedstawione są na rys. 2 i 3. Wszystkie czujniki były tak ustawione, aby mierzyły przyspieszenia w kierunku pionowym, tj. kierunku, w którym występują największe amplitudy drgań podczas jazdy.



Rys. 2. Rozmieszczenie czujników. Widok od strony posadowienia manekina HYBRID II.



Rys. 3. Rozmieszczenie czujników. Widok od strony posadowienia manekina DZIECKO.

3.2. Testy drogowe

Pomiary wykonano w dzień słoneczny, nawierzchnia odcinków pomiarowych była sucha.

Testy pomiarowe wykonano dla trzech rodzajów nawierzchni drogi:

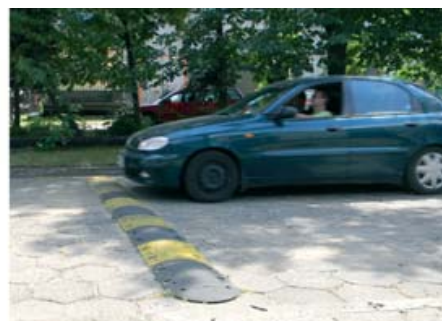
- nawierzchnia „gładka” asfaltowa (A) (rys. 4), przejazd z prędkością 60 km/h, mierzony czas przejazdu 30 s,
- nawierzchnia ze znacznymi nierównościami (Br), przejazd z prędkością 60 km/h (rys. 5), mierzony czas przejazdu 30 s,
- przejazd przez „garb” (Gb), prędkość 40 km/h (rys. 6), mierzony czas przejazdu 5 s.



Rys. 4. Odcinek pomiarowy z nawierzchnią „gładką” (asfalt A).



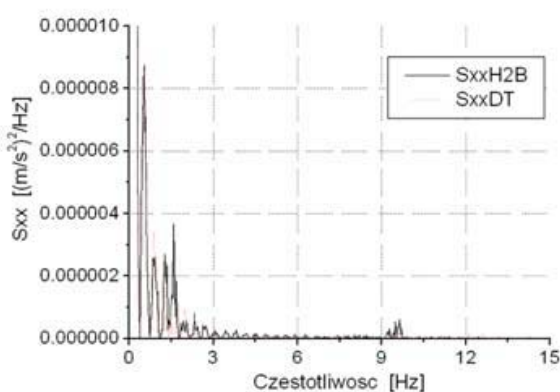
Rys. 5. Przejazd przez odcinek pomiarowy z nierównościami (Br).



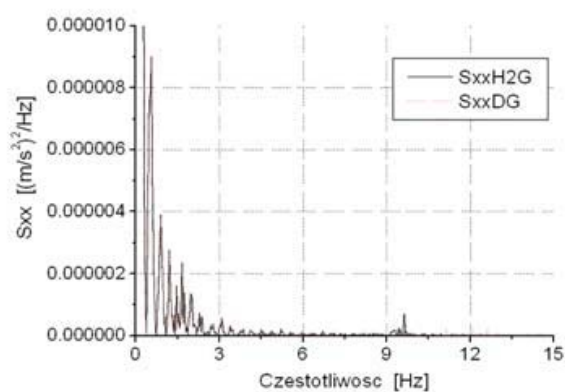
Rys. 6. Przejazd przez „garb” (Gb).

Poniżej przedstawiono przykładowe wyniki pomiarów zarejestrowane dla fotelików: typu STANDARD (rys. 7 do 12) i typu ISOFIX (rys. 13 do 18).

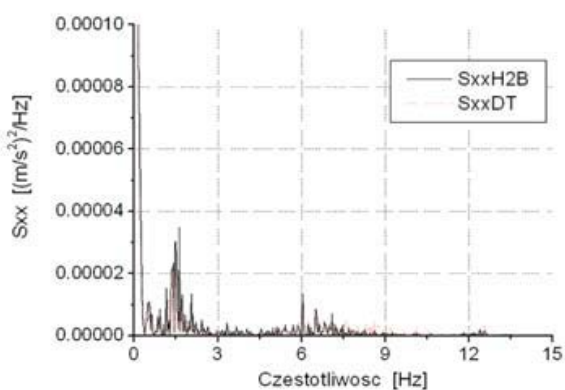
Na rys. 7 do 12 pokazano przykładowe porównanie gęstości widmowych mocy dla głowy i biodra manekina H2 i D, sygnałów zarejestrowanych podczas testów na trzech rodzajach nawierzchni, z wykorzystaniem fotelika typu STANDARD (FS).



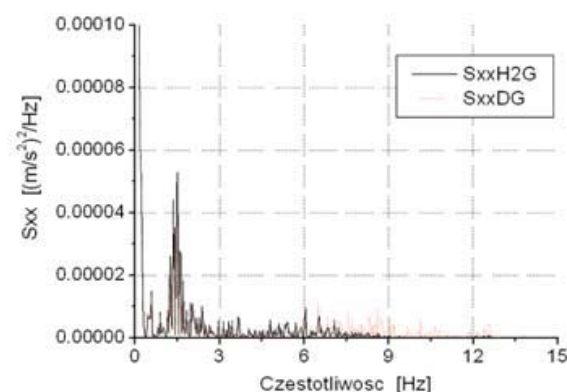
Rys. 7. Fotelik FS, przejazd po nawierzchni asfaltowej, porównanie H2B z DT.



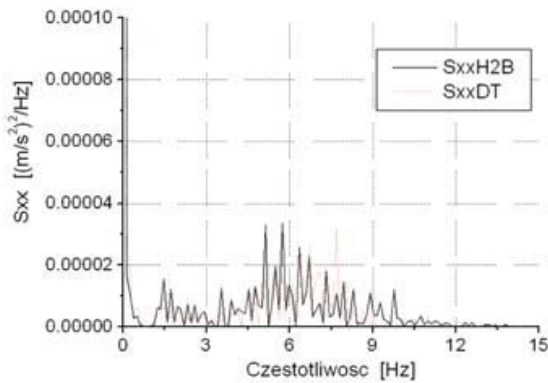
Rys. 8. Fotelik FS, przejazd po nawierzchni asfaltowej, porównanie H2G z DG.



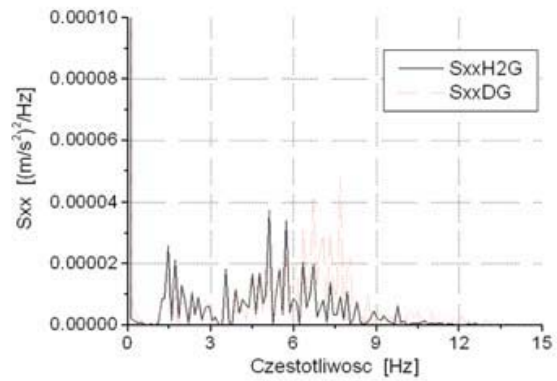
Rys. 9. Fotelik FS, przejazd po nawierzchni nierównej, porównanie H2B z DT.



Rys. 10. Fotelik FS, przejazd po nawierzchni nierównej, porównanie H2G z DG.

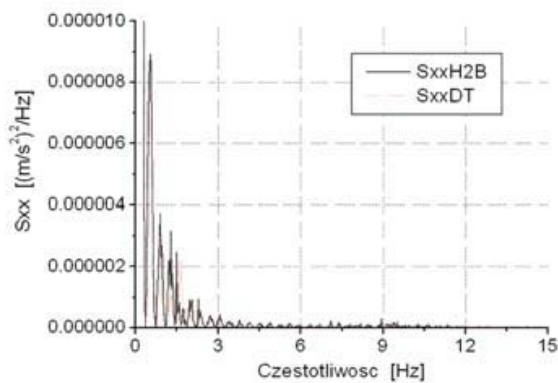


Rys. 11. Fotelik FS, przejazd przez garb, porównanie H2B z DT.

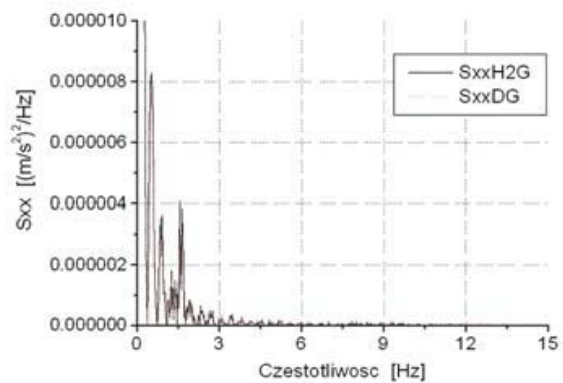


Rys. 12. Fotelik FS, przejazd przez garb, porównanie H2G z DG.

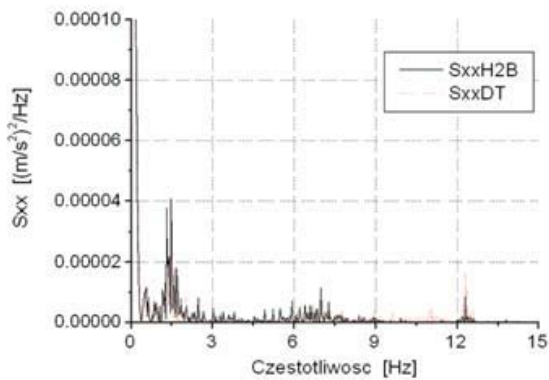
Na rys. 13 do 18 pokazano przykładowe porównanie gęstości widmowych mocy dla głowy i miednica manekina H2 i D, sygnałów zarejestrowanych podczas testów na trzech rodzajach nawierzchni, z wykorzystaniem fotelika typu ISOFIX (FX).



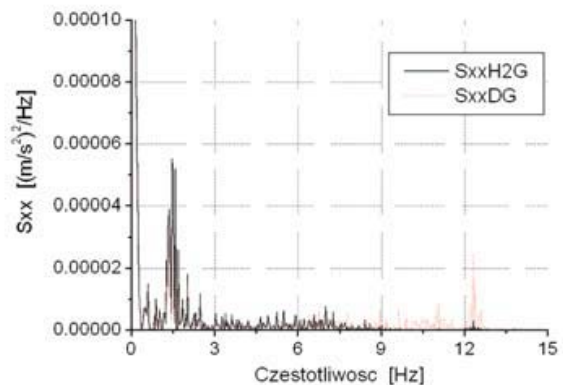
Rys. 13. Fotelik FX, przejazd po nawierzchni asfaltowej, porównanie H2B z DT.



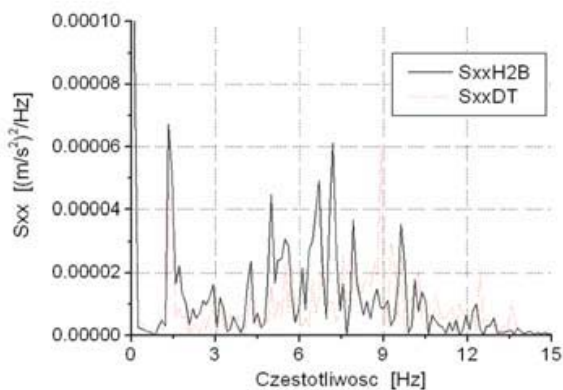
Rys. 14. Fotelik FX, przejazd po nawierzchni asfaltowej, porównanie H2G z DG.



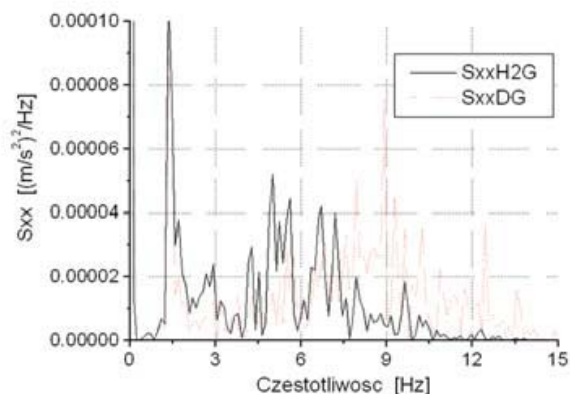
Rys. 15. Fotelik FX, przejazd po nawierzchni nierównej, porównanie H2B z DT.



Rys. 16. Fotelik FX, przejazd po nawierzchni nierównej, porównanie H2G z DG.



Rys. 17. Fotelik FX, przejazd przez garb, porównanie H2B z DT.



Rys. 18. Fotelik FX, przejazd przez garb, porównanie H2G z DG.

W przypadku przejazdu po nawierzchni równej (A) (rys. 7 i 8 oraz 3 i 4) nie zanotowano różnych wartości częstotliwości rezonansowych dla H2 i D (występuje podobieństwo jakościowe zarejestrowanych sygnałów). Jednak należy mieć na uwadze, że przy drganiach o częstotliwości poniżej 2 Hz ciało ludzkie zaczyna zachowywać się jak jednolita masa. Dla przejazdu po asfalcie z taką sytuacją mamy do czynienia. Dotyczy to fotelików zarówno FS, jak i FX.

Podczas przejazdu po nawierzchni nierównej (Br) (rys. 9 i 10 oraz 5 i 6) również zanotowano podobieństwo jakościowe zarejestrowanych sygnałów. Warto zwrócić uwagę, że dla H2B i H2G wartości S_{xx} zanikają powyżej 8,5 Hz, a w przypadku DT i DG powyżej 13 Hz. Stosunek tych częstotliwości odpowiada wartości stosunku $\sqrt{2,5}$ (7). Dotyczy to fotelików FS i FX.

Dla przejazdu przez garb (Gb) (rys. 11 i 12 oraz 17 i 18) zanotowano różnice jakościowe i ilościowe zarejestrowanych sygnałów, widać wyraźne przesunięcie częstotliwości drgań własnych dla H2 i D. Porównując manekiny H2 oraz D można stwierdzić, że:

- największe wartości S_{xx} zarejestrowano przy częstotliwości rzędu 1-1,5 Hz, a więc mamy tu również do czynienia z sytuacją, że dla częstotliwości poniżej 2 Hz ciało ludzkie zaczyna zachowywać się jak jednolita masa.
- dla fotelików FS, największe wartości S_{xx} dla DT wystąpiły przy częstotliwości ok. 7,5 Hz, dla DG przy częstotliwości 7,5-8 Hz. Dla H2B i H2G największe wartości S_{xx} wystąpiły w przedziale częstotliwości 5-5,5 Hz. Stosunki tych częstotliwości są zbliżone z wartością stosunku $\sqrt{2,5}$ (7).
- dla fotelików FX największe wartości S_{xx} dla DT i DG wystąpiły przy częstotliwości 9 Hz. Dla H2B i H2G przedział częstotliwości wynosi 5-5,5 Hz. Stosunki tych częstotliwości są zbliżone z wartością stosunku $\sqrt{2,5}$ (7).

4. Podsumowanie

Organizm ludzki jest złożony, a osobniki – dorosły, dziecko różnią się nie tylko masą i wzrostem, ale także proporcjami części ciała i narządów, a więc ich rozmiarami oraz masą (różne momenty bezwładności). Już to świadczy o tym, jak złożony i skomplikowany jest organizm ludzki z punktu widzenia inżynierskiego.

Ta złożoność organizmu człowieka przekłada się na częstotliwości drgań własnych jego narządów i części ciała, które nie są określone przez jedną konkretną wartość (tablica 1.), a w związku z tym i dla dziecka nie będą one określone przez jedną konkretną wartość.

Można stwierdzić, że zastosowanie do badań fotelików typu FS i FX dla przejazdów po różnych nawierzchniach umożliwiło wykazanie „przesunięcie” częstotliwości drgań własnych części ciała D w stosunku do H2. Wyjątek stanowią niskie częstotliwości 0,5 i 1,5 Hz, dla których zarejestrowano zbliżone jakościowo i ilościowo wartości S_{xx} . Jest to poniżej największej wrażliwości człowieka na drgania, która występuje w przedziale 4-8 Hz – co jest korzystne. Natomiast należy podkreślić, że dla częstotliwości poniżej 2 Hz ciało człowieka zaczyna zachowywać się jak jednolita masa.

W przypadku dzieci jest bardzo mało informacji dotyczących odczuwania drgań. Zdolność absorbowania drgań przez organizm dziecka najsilniej występuje w przedziale częstotliwości 3-16 Hz (średnio wokół częstotliwości 7,4 Hz) [13]. W tym zakresie częstotliwości wystąpił wzrost wartości przyspieszeń dla wszystkich fotelików. Również przesunięcie częstotliwości rezonansowych D w stosunku do H2 powoduje, że w przypadku dziecka wchodzimy w zakres 3-16 Hz.

Zaproponowano metodę umożliwiającą szacowanie częstotliwości rezonansowych dla narządów i części ciała dziecka. Wykorzystano do tego celu charakterystykę zależności modułu sprężystości E kości od wieku człowieka. Wobec ogólnego braku danych dotyczących częstotliwości drgań własnych dla organizmu dziecka, wydaje się słuszne zastosowanie takich środków (użycie do badań manekinów H2 i D), które przybliżałyby do pozyskania tego typu informacji. Przedstawiona metoda szacowania częstotliwości drgań własnych dla narządów i części ciała dziecka wpisuje się w te poszukiwania.

Generalnie można stwierdzić:

1. Im większe wymuszenie (gorsza nawierzchnia) tym lepsze są zauważalne różnice w częstotliwościach drgań własnych części ciała człowieka dorosłego i dziecka.
2. Dla małych częstotliwości (rzędu 1-1,5 Hz) różnice nie występują, ponieważ w takich warunkach ciało ludzkie zachowuje się jak jednolita masa.
3. Dla częstotliwości w przedziale 2-10 Hz różnice w częstotliwościach drgań własnych części ciała człowieka dorosłego i dziecka są zbliżone do wartości $\sqrt{2,5}$ – wartości wyznaczonej z zależności (7).
4. Metoda może być stosowana do szacowania częstotliwości drgań własnych narządów i części ciała dziecka.

5. Metoda umożliwia szacowanie częstotliwości drgań własnych dla dzieci o różnych masach ciała.
6. Oprócz eksperymentalnych badań drogowych jest potrzeba realizacji badań na specjalnym stanowisku badawczym.

Literatura

- [1] GIACOMIN J.: *Some observations regarding the vibrational environment in child safety seats*. Applied Ergonomics, No 31, 2000, pp. 207-215.
- [2] KITAZAKI S., GRIFFIN M. J.: *Resonance behavior of the seated human body and effects of posture*, Journal of Biomechanics 31 (1998), pp: 143-149.
- [3] GRIFFIN M.J., *Handbook of human vibration*, Academic Press, London, 1990, ISBN, 0-12-303040-4.
- [4] MANSFIELD N.J., *Human response to vibration*, CRC Press, London, 2005.
- [5] MESSENGER A.J., GRIFFIN M.J.: *Effects of anthropometrical and postural variables on the transmission of whole-body vertical vibration from seat-to head*. The Institute of Sound and Vibration Research. Technical Report No 172, University of Southampton, England 1989.
- [6] MANSFIELD N.J., GRIFFIN M.J.: *Effects of posture and vibration magnitude on apparent mass and pelvis rotation during exposure to whole-body vertical vibration*. Journal of Sound and Vibration, No 253(1), 2002 Institute of Sound and Vibration Research, University of Southampton, England, pp. 93-107.
- [7] PADDAN G.S., GRIFFIN M.J.: *Transmission of mechanical vibration through the human body to the head*. Southampton Institute of Sound and Vibration Research, University of Southampton, England, Technical Report , No 260, 1996.
- [8] PADDAN G.S., GRIFFIN M.J.: *The transmission of translational seat vibration to the head -I: Vertical seat vibration*. Journal of Biomechanics, No 21, 1988, pp. 199-206.
- [9] ZABOROWSKI T., ŻUKOWSKI P., *Podstawy zagrożeń hałasem i wibracją zdrowia człowieka*. IBEN, Gorzów Wlkp. 1995.
- [10] JANICKI K. i inni, *Domowy poradnik medyczny*, Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Wydanie II, Warszawa 1989.
- [11] NAŁĘCZ M. I inni., *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000*. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT. Warszawa 2004.
- [12] DEN HARTOG J. P., *Drgania mechaniczne*. PWN 1971 Warszawa.
- [13] GIACOMIN J. *Absorbed power of small children*, Clinical Biomechanics 20 (2005), pp. 372-380.

Dokumenty normatywne

- [S1] BS 6841; 1987 Guide to measurement and evaluation of human exposure to whole-body mechanical vibration and repeated shock.
- [S2] ISO 2631 1974 Guide for the evaluation of human exposure to whole-body vibration.
- [S3] ISO 2631-1: 1997 Mechanical vibration and shock. Evaluation of human exposure to whole -body vibration. Part 1: General requirements.
- [S4] ISO 2631-4: 2001 Mechanical vibration and shock. Evaluation of human exposure to whole -body vibration. Part 4: Guidelines for the evaluation of the effects of vibration and rotational motion on passenger and crew comfort in fixed-guideway transport system.
- [S5] ISO 2631-5: 2004 Mechanical vibration and shock. Evaluation of human exposure to whole -body vibration. Part 5: Method for evaluation of vibration containing multiple shock.
- [S6] ISO 5982: 2001 Mechanical vibration and Shock – Range of idealized values to characterize seated-body biodynamic response under vertical vibration.
- [S7] ISO 7962:1987 Mechanical vibration and Shock – Mechanical transmissibility of the human body in the direction.

- [S8] Polska Norma PN-ISO 5805 grudzień 2002. Drgania i wstrząsy mechaniczne. Ekspozycja człowieka. Terminologia.
- [S9] PN-EN 30326-1 2000 Drgania mechaniczne. Laboratoryjna metoda oceny drgań siedziska w pojeździe. Wymagania podstawowe.
- [S10] PN-N-01352: 1991 Drgania. Zasady wykonywania pomiarów na stanowiskach pracy.
- [S11] PN-N-01353: 1991 Drgania. Dopuszczalne wartości przyspieszenia drgań na organizm człowieka przez kończyny górne i metody oceny narażenia.
- [S12] PN-N-01354: 1991 Drgania. Dopuszczalne wartości przyspieszenia drgań o ogólnym oddziaływaniu na organizm człowieka i metody oceny narażenia.
- [S13] PN-S-04100: 1991 Drgania. Metody badań i oceny drgań mechanicznych na stanowiskach pracy w pojazdach.
- [S14] Regulation No. 44, Uniform provisions concerning the approval of restraining devices for child occupants of power-driven vehicles ("child restraint system").