



## Reakcja dynamiczna człowieka na drgania według analizy jednowymiarowego modelu biomechanicznego

GRZEGORZ BĄK, ELŻBIETA CUKIERMAN-RAKOCZY

Wojskowa Akademia Techniczna, Wydział Inżynierii Lądowej i Geodezji,  
Katedra Budownictwa Ogólnego i Infrastruktury Wojskowej,  
ul. Gen. Witolda Urbanowicza 2, 00-908 Warszawa,  
grzegorz.bak2@neostrada.pl, cukierman@onet.pl

**Streszczenie:** W artykule przedstawiono koncepcje ujęcia oceny szkodliwości drgań generowanych z różnych źródeł. Omówiono procedury normowe krajowe i zagraniczne, w tym propozycje ISO. Zwrócono uwagę, że wszystkie te procedury mogą być uważane za pośrednie w tym sensie, że odnoszą się do drgań oddziałujących na człowieka, a nie wynikających z reakcji dynamicznej wzbudzonej w poszczególnych organach człowieka. Do takiego podejścia zaliczono również kryteria rozstrzygające o utracie życia w kolizjach komunikacyjnych. Jednocześnie zwrócono uwagę, że w literaturze znajdujemy próby podejścia bezpośredniego. Jego istotą jest badanie reakcji dynamicznej poszczególnych organów człowieka wpisanych w dyskretny model jedno- albo dwuwymiarowy. Przedstawiono wyniki badań własnych osoby poddanej intensywnym oddziaływaniom wibracyjnym celem identyfikacji sztywnościowej modelu proponowanego do oceny szkodliwości drgań typu przemysłowego. Wykazano, że właściwe do tego celu mogą być modele dwuwymiarowe.

**Słowa kluczowe:** szkodliwość drgań, modele biomechaniczne człowieka, model jednowymiarowy C.M. Harrisa, identyfikacja modelu, rozwiązanie różnicowe

DOI: 10.5604/01.3001.0012.8507

### 1. Wstęp

Biomechanika człowieka to obszar graniczny nauki pomiędzy anatomią, mechaniką i fizjologią. Znajduje zastosowania w takich obszarach jak sport, fizjoterapia i ergonomia. Jest pomocna w poszukiwaniu największej wydolności ruchowej

człowieka w rywalizacji sportowej i podczas pracy, jak również w usuwaniu upośledzeń ruchowych. Ma zastosowanie w badaniu reakcji człowieka na mechaniczne bodźce zewnętrzne. Przykładem takich bodźców mogą być sytuacje dynamicznie ekstremalne, gwałtowne przeciążenia, w tym również oddziaływanie drgań podłoża. Traktując szkielet kostny człowieka jako zasadniczy ustrój nośny, dostrzegamy, że o mobilności decydują stawy jako połączenia przegubowe poszczególnych kości oraz mięśnie jako siłowniki napędzające wraz ze sterowaniem poprzez układ nerwowy [1]. Rozłożenie mas poszczególnych organów jest w istocie quasi-dynamiczne i stanowi również o potencjale ruchowym. W literaturze znajdujemy propozycje modeli poszczególnych członów człowieka [2]. Eksponują one funkcjonowanie określonych mięśni czy stawów. Modele takie mają zastosowanie głównie w medycynie. Jednocześnie proponowane są modele całościowe, ogólnie do zastosowań globalnych w obszarach szeroko rozumianej inżynierii, wykorzystywanej do oceny dyskomfortu i określenia stopnia szkodliwości dla człowieka oddziaływań zewnętrznych o zróżnicowanych intensywnościach.

W projektowaniu budowlanych obiektów przemysłowych stawiane są warunki dopuszczalności wpływów dynamicznych wywoływanych pracą maszyn. Przemysłowe źródła drgań mogą obejmować obszary znacznie przekraczające powierzchnię zabudowy hal fabrycznych. Z tego powodu nakładane są ograniczenia na amplitudy prędkości przemieszczeń oraz przyspieszeń w miejscu zlokalizowania fundamentów pod maszyny. Wymienione wartości dopuszczalne są uzależnione od pulsacji [Hz] i zróżnicowane w odniesieniu do pracownika obsługi maszyny oraz pracowników wykonujących inne prace w obrębie tego budynku, jak również osób mieszkających czy funkcjonujących w jego pobliżu.

Przedstawione w zarysie badania szkodliwości drgań mają wspólną cechę. Odnoszą się do źródeł drgań, a nie dotyczą szkodliwości dla poszczególnych organów człowieka.

W niniejszej pracy dokonamy teoretycznego przygotowania do podjęcia tematyki szkodliwości drgań w odniesieniu do budownictwa schronowego. Potencjalnym źródłem drgań może być wstrząs, jakiego doznaje schron na skutek oddziaływania środkami rażenia. Współczesne osiągnięcia w zakresie technologii betonu prowadzą do istotnego wzrostu jego wytrzymałości. Można przewidywać, że może to spowodować znaczne zmniejszenie masy konstrukcji nowo wznoszonych schronów. W konsekwencji intensyfikacji mogą podlegać efekty wstrząsu.

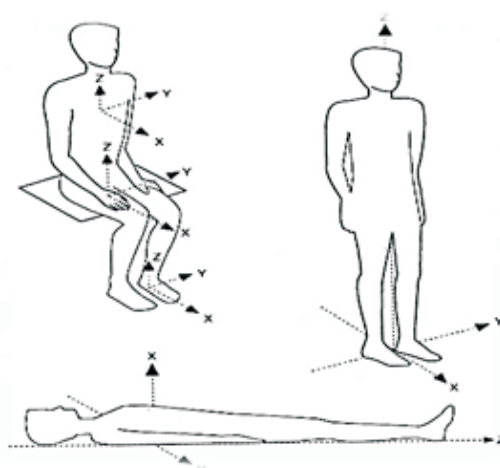
## 2. Ocena szkodliwości działania drgań na ludzi

Uwzględniając indywidualną reakcję poszczególnych osób, przeprowadzono wiele badań doświadczalnych na ludziach i manekinach. Wynika z nich, że najistotniejszy wpływ na odbiór drgań ma częstotliwość, amplituda oraz kierunek i warunki odbioru bodźca [3].

Na ich podstawie określono *próg odczuwalności drgań*, służący do oceny wpływu na organizm. Jeżeli drgania są scharakteryzowane wartościami niższymi od tego progu, to możemy uznać je za nieodczuwalne.

Dodatkowo wyznaczono także *próg komfortu wibracyjnego*, czyli drgania umożliwiające wykonywanie określonych czynności bez utrudnień w obiekcie o danym przeznaczeniu.

W normach jako podstawa do analizy podawany jest przedział na pulsację od 1 do 80 Hz. Są też wzmianki o zaleceniach, by rozszerzyć ocenę względem niższych częstotliwości ( $< 1,0$  Hz). Takie rozszerzenia uczyniono w normie japońskiej [4] oraz w normie ISO [5].



Rys. 2.1. Kierunki odbioru drgań przez organizm człowieka [3]

Badania wpływu szkodliwości drgań na organizm człowieka prowadzone są w zależności od pozycji, w jakiej są odbierane drgania, i kierunków ich odbioru (rys. 2.1).

Aktualnie stosowane są trzy podejścia oceny szkodliwości drgań na ludzi według kryteriów określających następujące parametry:

- wartość skorygowana przyspieszenia (prędkości) drgań w całym pasmie częstotliwości,
- wartość skuteczna RMS przyspieszenia (prędkości) drgań w pasmach 1/3-oktawowych,
- dawka wibracji.

Pierwszy z parametrów w postaci wartości skorygowanej daje nam tylko informację na temat oceny wpływu drgań na ludzi. Informuje nas o ewentualnym przekroczeniu dopuszczalnych wymagań, ale nie wiemy, w jakim pasmie częstotliwości nastąpiło to przekroczenie, co utrudnia wprowadzenie odpowiednich korekt. Wartość skorygowana występuje w zapisach norm europejskich [6, 7].

Natomiast przy wartości skutecznej (widmie drgań) ocenę przeprowadzamy, analizując każde pasmo 1/3-oktawowe o danej częstotliwości środkowej. Uzyskujemy informację o przekroczeniu normy dopuszczalnej, a także o częstotliwości, w której to nastąpiło.

Dawka wibracji jako parametr oceny nie występuje w polskiej normie [6], pojawia się natomiast w normach ISO i DIN [7, 8] i jest parametrem oceny wpływu drgań na człowieka umożliwiającym odniesienie oceny drgań o różnych czasach trwania i powtarzalności do pełnego czasu oddziaływania wibracyjnego [3].

## 2.1. Normowa ocena szkodliwości wpływu drgań na ludzi w budynkach

Ocenę wpływu drgań wg normy PN-88/B-02171 [6] przeprowadza się na podstawie skorygowanej w dziedzinie częstotliwości wartości skutecznej przyspieszenia/prędkości drgań albo wartości skutecznej (RMS) przyspieszenia/prędkości drgań w pasmach 1/3-oktawowych.

Ocenę wpływu drgań mechanicznych otrzymujemy, porównując zmierzone wartości dla analizowanego kierunku odbioru drgań ( $x$  i  $y$  albo  $z$ ) z właściwą dla danego kierunku wartością odpowiadającą względnemu progowi odczuwalności drgań:

$$a \leq a_{dop} \quad \text{i} \quad a_k \leq a_{k,dop} \quad (2.1)$$

$$V \leq V_{dop} \quad \text{i} \quad V_k \leq V_{k,dop} \quad (2.2)$$

gdzie:  $a$  — zmierzone wartości skuteczne przyspieszenia drgań w pasmach 1/3-oktawowych,

$a_k$  — zmierzone wartości skorygowane przyspieszenia  $a_k$ ,

$V$  — zmierzone wartości skutecznej prędkości drgań  $V$  w pasmach 1/3-oktawowych,

$V_k$  — zmierzone wartości skorygowanej prędkości.

Wartości dopuszczalne prędkości  $V_{k,dop}$ ,  $V_{dop}$  i przyspieszenia  $a_{k,dop}$ ,  $a_{dop}$  drgań wyznacza iloczyn odpowiedniej wartości porównywanej odpowiadającej normowemu progowi odczuwalności drgań przez człowieka i współczynnika zwiększającego zależnego od charakteru drgań, ich powtarzalności, przeznaczenia pomieszczenia w budynku i pory dnia.

Dawkę wibracji oznaczoną jako VDV [ $\text{m}/(\text{s}^{1,75})$ ] wyliczamy natomiast wg normy brytyjskiej [9] poprzez zastosowanie poniższego wzoru:

$$\text{VDV} = \left( \int_0^T a(t) dt \right)^{0,25} \quad (2.3)$$

gdzie:  $a(t)$  — przyspieszenie [ $\text{m}/\text{s}^2$ ] w funkcji czasu, zależnej od częstości drgań i kierunku przekazywania na człowieka,

$T$  — całkowity czas drgań [s].

Szerzej zagadnienie to zostało opisane w pracy [3, 7].

## 2.2. Inne oceny szkodliwości i wpływu drgań na organizm człowieka

W pewnych okolicznościach drgania mechaniczne mogą powodować u człowieka silny dyskomfort i stan zmęczenia bądź znużenia. Natomiast silniejsze drgania oddziałują na cały organizm człowieka, pobudzając wszystkie receptory, i przenoszą się do ośrodkowego układu nerwowego, powodując odruchowe reakcje organizmu.

W wyniku długotrwałego oddziaływania drgań mechanicznych dochodzi w organizmie człowieka do powstania nieodwracalnych zmian w różnych narządach i układach, które mogą prowadzić nawet do całkowitego uszkodzenia poszczególnych narządów i śmierci człowieka.

Według [10] dzielimy je na skutki funkcjonalne i fizjologiczne. Do pierwszych zaliczamy m.in. zakłócenia równowagi i zwiększenie czasu reakcji ruchowej, do drugich zmiany w układach nerwowym, obwodowym i stawowym czy choroby.

W przypadku oceny szkodliwości na granicy utraty życia w wypadkach komunikacyjnych są stosowane kryteria, które stanowią syntezę krótkotrwałych zmian przyspieszenia — co do znaku opóźnienia, któremu jest poddany uczestnik wypadku. Według raportu [11] cytowanego w monografii [2] takimi kryteriami są:

— HIC (*Head Injury Criterion*)

$$\text{HIC} = \left( \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a_w dt \right)^{2,5} * (t_2 - t_1), \quad (2.4)$$

— SI (*Severity Index*)

$$\text{SI} = \int_0^t a_w^{2,5} dt, \quad (2.5)$$

gdzie:  $t = t_2 - t_1$  jest całkowitym czasem działania opóźnienia.

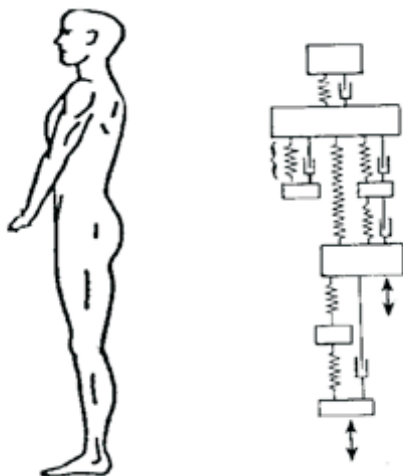
Z doświadczeń tych wynika, że zderzenia komunikacyjne nie zagrażają życiu uczestnika, jeżeli obydwie miary HIC i SI nie przekraczają wartości 1000.

## 3. Modele dynamiczne człowieka

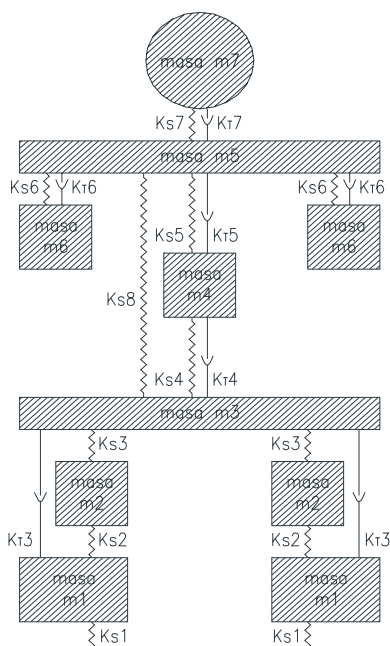
W wielu pozycjach literatury [12, 13, 14] znajdujemy propozycję innej procedury do oceny szkodliwości drgań ze źródeł przemysłowych. Wyjątkowość jej polega na prognozie parametrów charakteryzujących drgania poszczególnych organów ludzkich, które zostały zgrupowane w modelu o charakterze dyskretnym. Poszukiwana jest reakcja modelu dyskretnego na bezpośrednie oddziaływanie drgającego podłoża. Umożliwia to bezpośrednią ocenę wpływu drgań na poszczególne elementy modelu. W odniesieniu do niektórych organów znajdujemy bowiem informacje o szkodliwych

reakcjach pulsacyjnych i rezonansowych określonych narządów, a nie całej postaci przy przejmowaniu oddziaływań dynamicznych.

Na rysunku 3.1 przedstawiono model dyskretny człowieka w widoku bocznym, w którym przyjęto połączenia sprężyste i lepkie poszczególnych mas skupionych.



Rys. 3.1. Model człowieka wg C.M. Harrisa [13]



Rys. 3.2. Zakładany model dynamiczny człowieka analogicznie do modelu C.M. Harrisa

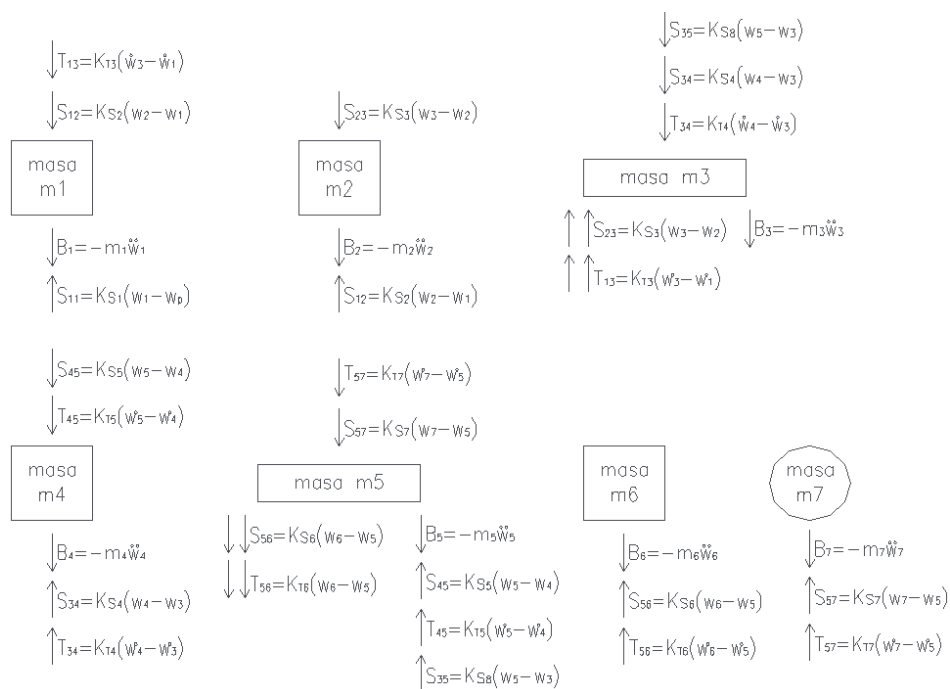
Cechą charakterystyczną analizowanego modelu jest jego jednowymiarowość, ponieważ nie wprowadzono w nim obrotowych stopni swobody wyrażających funkcjonowanie stawów szkieletu kostnego. Oznacza to, że model funkcjonuje jako układ wyprostowany z odpowiednim napięciem mięśni odpowiedzialnych za blokowanie ruchu tych stawów.

Układ mas i połączeń modelu w widoku frontalnym jest przedstawiony na rysunku 3.2.

### 3.1. Równania ruchu modelu dynamicznego człowieka

Dla wydzielonych mas skupionych modelu podano oddziaływania sprężyste i lepkie. Uwzględniając, że model znajduje się w ruchu, wprowadzono stosowne siły bezwładności i na tej podstawie przedstawiono równania dynamicznej równowagi.

Oddziaływania poszczególnych mas na siebie są podane na rysunku 3.3.



Rys. 3.3. Siły oddziałujące na poszczególne części układu

Zakładamy, że znamy ruch drgający podłoża w postaci:

$$w_p = A \cdot \sin(\omega_p t). \tag{3.1}$$

Równanie równowagi masy  $m_1$

$$m_1 \ddot{w}_1 + Ks_1 (w_1 + w_p) - Ks_2 (w_2 - w_1) - KT_3 (\dot{w}_3 - \dot{w}_1) = 0. \quad (3.2)$$

Równanie równowagi masy  $m_2$

$$m_2 \ddot{w}_2 + Ks_2 (w_2 - w_1) - Ks_3 (w_3 - w_2) = 0. \quad (3.3)$$

Równanie równowagi masy  $m_3$

$$\begin{aligned} m_3 \ddot{w}_3 + 2Ks_3 (w_3 - w_2) - Ks_8 (w_5 - w_3) - Ks_4 (w_4 - w_3) \\ + 2KT_3 (\dot{w}_3 - \dot{w}_1) - KT_4 (\dot{w}_4 - \dot{w}_3) = 0. \end{aligned} \quad (3.4)$$

Równanie równowagi masy  $m_4$

$$\begin{aligned} m_4 \ddot{w}_4 + Ks_4 (w_4 - w_3) - Ks_5 (w_5 - w_4) + KT_3 (\dot{w}_4 - \dot{w}_3) \\ - KT_5 (\dot{w}_5 - \dot{w}_4) = 0. \end{aligned} \quad (3.5)$$

Równanie równowagi masy  $m_5$

$$\begin{aligned} m_5 \ddot{w}_5 + Ks_5 (w_5 - w_4) - 2Ks_6 (w_6 - w_5) - Ks_7 (w_7 - w_5) + Ks_8 (w_5 - w_3) \\ + KT_5 (\dot{w}_5 - \dot{w}_4) - 2KT_6 (\dot{w}_6 - \dot{w}_5) - KT_7 (\dot{w}_7 - \dot{w}_5) = 0. \end{aligned} \quad (3.6)$$

Równanie równowagi masy  $m_6$

$$m_6 \ddot{w}_6 + Ks_6 w_6 - Ks_6 w_5 - KT_6 \dot{w}_5 + KT_6 \dot{w}_6 = 0. \quad (3.7)$$

Równanie równowagi masy  $m_7$

$$m_7 \ddot{w}_7 + Ks_7 w_7 - Ks_7 w_5 + KT_7 \dot{w}_7 - KT_7 \dot{w}_5 = 0. \quad (3.8)$$

Powyższe równania mogą być zapisane w postaci równania macierzowego

$$[M][u''] + [C][u'] + [K][u] = [F], \quad (3.9)$$

- gdzie:  $[M]$  — macierz mas układu,  
 $[C]$  — macierz tłumienia lepkiego układu,  
 $[K]$  — macierz sztywności,  
 $[u'']$  — macierz kolumna przyspieszeń poszczególnych węzłów układu,  
 $[u']$  — macierz kolumna prędkości poszczególnych węzłów układu,  
 $[u]$  — macierz kolumna przemieszczeń poszczególnych węzłów układu,  
 $[F]$  — macierz kolumna oddziaływań zewnętrznych.



### 3.2. Algorytm numeryczny i wnioski

Układ równań (3.1) do (3.9) może być rozwiązany metodą różnicową wg jawnego schematu całkowania. Ogólna struktura wyznaczenia przemieszczenia masy  $m_i$  w chwili  $t^{n+1}$  na podstawie danych o chwili  $t^n$  ma postać:

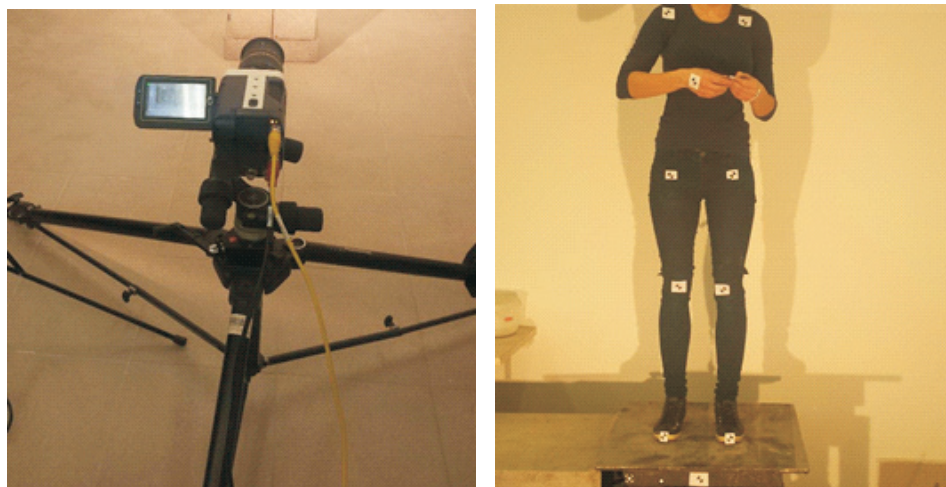
$$w_i^{n+1} = w_i^n + V_i^n \cdot \Delta t + \ddot{w}_i^n \cdot 0,5 \Delta t^2. \quad (3.10)$$

Wartość kroku czasowego  $\Delta t$  musi spełniać warunek stabilności rozwiązania. Można przyjąć, że graniczną wartością kroku czasowego będzie  $\Delta t_{cr} = 2/\omega_{max}$ , gdzie  $\omega_{max}$  jest największą częstotliwością drgań własnych mas układu.

Stabilny krok w procedurze numerycznej może być ustalony drogą prób. Zmniejszanie kroku czasowego pozwala zbadać, czy uzyskiwane rozwiązanie numeryczne jest zbieżne do nieznanego rozwiązania dokładnego.

## 4. Badania doświadczalne

Badania doświadczalne wykonano za pomocą kamery MIRO 310 LC Phantom firmy Vision Research do badań zjawisk szybkozmiennych w czasie, rejestrującej położenia punktów oznaczonych na osobie poddanej badaniu — człowiek o wadze 50 kg. Znaczniki umiejscowiono analogicznie do miejsc w modelu numerycznym.

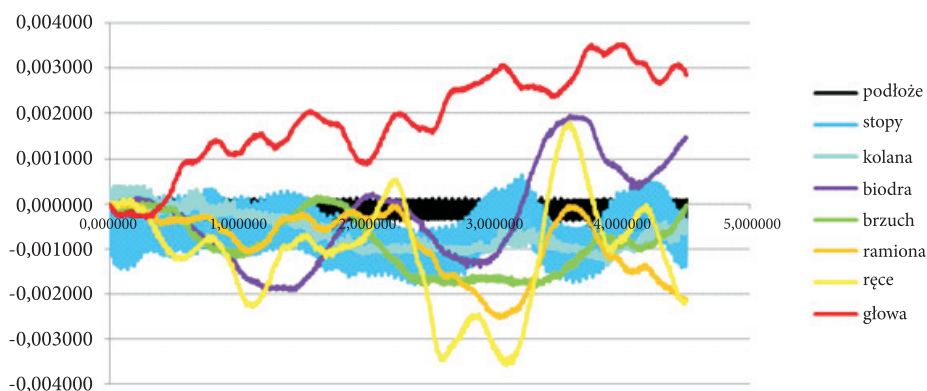


Rys. 4.1. Urządzenie do rejestracji i oznaczenie punktów pomiaru

Wyniki badania przedstawiono na rysunku 4.2.

W badaniu drgania podłoża były w bardzo dużym stopniu regularne — pierwsza pozycja legendy, rys. 4.2. Wykresy przemieszczeniowych reakcji poszczególnych

części ciała osoby poddanej badaniom wskazują na bardzo silne zróżnicowanie. Najbardziej intensywne drgania przenosiły się na stopy oraz kolana. Intensywność malała począwszy od bioder. Wnioskować można o silnym tłumieniu drgań wynikającym z reakcji organów miękkich brzucha. Zwraca uwagę fakt znakoprzebiegających reakcji poszczególnych części ciała. Można wyprowadzić wniosek, że jest to konsekwencja jednowymiarowego, wyprostowanego modelu biomechanicznego C.M. Harrisa, w którym nie uwzględniono reakcji obrotowych stawów szkieletu kostnego. Reakcja ta była wyraźnie odczuwana przez osobę poddaną badaniom laboratoryjnym. Jej intensywność można ocenić jako drgania uciążliwe przy działaniu długotrwałym.



Rys. 4.2. Wykres drgań poszczególnych mas

## 5. Identyfikacja modelu analitycznego według danych doświadczalnych

Zestawienie wyników badań laboratoryjnych z rozwiązaniem numerycznym układu równań (3.9) umożliwiło przeprowadzenie identyfikacji sztywnościowej biomodelu. Do wyznaczenia parametrów połączeń sprężystych WKS i lepkich WKT pomiędzy masami modelu dyskretnego użyto kryterium błędu metody najmniejszych kwadratów w celu uzyskania zgodności rozwiązania numerycznego z wynikami doświadczalnymi. Pewną trudnością takich analiz była silna niezgodność wartości kroku dyskretyzacji czasowej stosowanego do wyznaczenia rozwiązania numerycznego i kroku czasowego, z którą rejestrowano drgania w warunkach laboratoryjnych. Jawna schematyzacja całkowania równań dynamiki wymagała bardzo małego kroku. Trudność tę usunięto w taki sposób, że wyniki rejestracji kamerą przekształcono w wyniki ciągłe jako szereg trygonometryczny, stosując aproksymację według odpowiednich wzorów Bessela.

Identyfikację przeprowadzono względem parametrów sztywnościowych WKS11, WKS12 oraz WKT11 i WKT13. Pozostałe sztywności połączeń mas modelu zachowano z oryginalnego modelu Harrisa. Błąd metody wyznaczano jako

$$\sum_{n=1}^{Nk} (w_{eksp}^N - w_{num}^N)^2 = \min \quad (5.1)$$

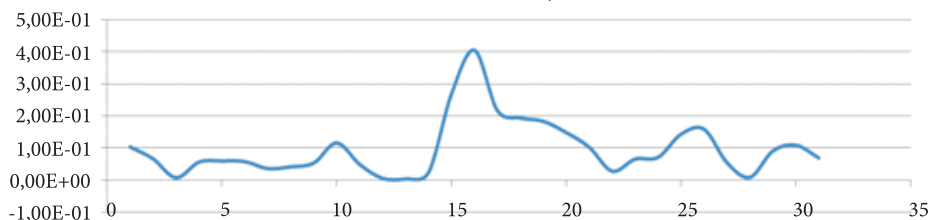
gdzie:  $Nk = \Delta T_{exp} / DT_{num}$ ,

$\Delta T_{exp} = 0,7$  s (wybrany reprezentatywny okres z zarejestrowanymi danymi eksperymentalnymi),

$DT_{num} = 1,05 \cdot E-05$ .

W analizach numerycznych poszukiwano najmniejszego błędu niezgodności rozwiązania numerycznego względem aproksymacji trygonometrycznej wyników doświadczalnych poprzez systematyczne przeszukiwanie 32 wariantów różnych zestawień sztywności WKS i WKT. Wyniki tej analizy są przedstawione na rysunku 5.1, na którym zilustrowano zmienność błędu całkowitego względem wszystkich mas modelu. W tytule tego rysunku podano komplet najlepszych wartości parametrów modelu spełniających warunek MNK.

Zmienność wartości BŁĄD Sumaryczny MNK;  
min => 3,88E-03; WKS11=WKS12=4,20E+04;  
WKT11=WKT13=3,0E+02



Rys. 5.1. Zmienność wartości błędu w czasie, [s]

Rozkład błędów cząstkowych, które wносиły poszczególne masy, jest zilustrowany na rysunku 5.2.



Rys. 5.2. Zmienność błędów cząstkowych

## 6. Wnioski i podsumowanie

Rozważania nad sposobami oceny szkodliwości drgań wskazują na możliwość przeniesienia tej problematyki do procedur projektowania konstrukcji schronów z uwagi na wstrząs. W projektowaniu stropów wewnętrznych możliwe jest modelowanie obciążenia użytkowego za pomocą inżynierskich modeli biomedycznych ludzi chronionych i tym samym uwzględnienie dynamicznej interakcji tego obciążenia z reakcją stropu pobudzonego wstrząsem. Wprowadzenie do analiz takich procedur umożliwi racjonalizację rozwiązań konstrukcyjnych stropów według kryteriów dopuszczalnej szkodliwości. Analogicznie są uwzględnione również elementy wyposażenia, które są instalowane na odpowiednich amortyzatorach zgodnie z odpornością antywstrząsową gwarantowaną w kartach kwalifikacyjnych produktów. Wskazano w pracy, że celowe byłoby wykorzystanie modeli dwuwymiarowych uwzględniających reakcję obrotową w stawach.

Źródło finansowania pracy — działalność statutowa Wojskowej Akademii Technicznej.

Artykuł wpłynął do redakcji 13.03.2018 r. Zweryfikowaną wersję po recenzjach otrzymano 2.11.2018 r.

### LITERATURA

- [1] BOBER T., ZAWADZKI J., *Biomechanika układu ruchu człowieka*, Katedra Biomechaniki Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Wrocław, 2003.
- [2] BĘDZIŃSKI R., *Biomechanika inżynierska*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997.
- [3] KAWECKI J., *Kryteria oceny wpływu drgań na ludzi w budynkach i ich zastosowania w praktyce*, VII Seminarium WIBROSZYN-2012, Instytut Mechaniki Budowli PK, 2012.
- [4] AIJ-GEH-2004. *Guidelines for the evaluation of habitability to building vibration*, Architectural Institute of Japan, 2007.
- [5] ISO 6897 *Guidelines for the evaluation of the response of occupants of fixed structures, especially buildings and off-shore structures, to low-frequency horizontal motion*.
- [6] PN-88/B-02171 *Ocena wpływu drgań na ludzi w budynkach*.
- [7] DIN 4150-2 *Structural vibration, Part 2: Human exposure vibration in buildings*, 1999, German Standard.
- [8] ISO 10137 *Bases for design of structures – Serviceability of buildings and walkways against vibration*, 2007.
- [9] BS 6472-1:2008, *Guide to evaluation of human exposure to vibration in buildings, Part 1: Vibration sources other than blasting*, 2008, British Standard.
- [10] ENGEL Z., *Ochrona środowiska przed drganiami i hałasem*, PWN, Warszawa, 2001.
- [11] KOŃCZYKOWSKI W., *Odtwarzanie i analiza przebiegu wypadku drogowego*, Wyd. INFO-Ekspert, Zlec. SRTSiRD, Warszawa, 1993.
- [12] GRIFFIN M.J., *Handbook of Human Vibration*, Academic Press, London, 2004.
- [13] HARRIS C.M., CREDE C.E., *Shock and Vibration Handbook*, New York, 1976.
- [14] PIERSOL A.G., PAEZ T.L., *Harris' Shock & Vibration Handbook*, New York, 2010.

G. BAŁK, E. CUKIERMAN-RAKOCZY

**Dynamic reaction of a human on vibrations by analysis  
of a single-dimensional biomechanical model**

**Summary.** The article presents the concepts of the assessment of harmfulness of vibrations generated from various sources. Domestic and foreign standard procedures were discussed, including ISO proposals. It has been pointed out that all procedures can be considered as indirect ones, that they refer to vibrations affecting humans, and not those resulting from the dynamic response induced in individual human organs. The same applies to the criteria for determining the loss of life in communication collisions. It was pointed out that in the literature we find attempts of a direct approach, the essence of which is to study the dynamic reaction of individual human organs inscribed in the one or two-dimensional model. The results of own tests of a person subjected to intensive oscillatory procedures were presented in order to identify the stiffness model proposed to assess the harmfulness of industrial type vibrations. It has been shown that two-dimensional models can be suitable here.

**Keywords:** harmful effect of vibrations, human biomechanical models, one-dimensional model C.M. Harris, model identification, differential solution

**DOI:** 10.5604/01.3001.0012.8507

