

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ
Қ.И.Сәтбаев атындағы Қазақ ұлттық техникалық университеті
Ақпараттық және телекоммуникациялық технологиялар институты
Математика кафедрасы

Өзбек А.Б

Адам биомеханикадағы моделі

ДИПЛОМДЫҚ ЖҰМЫС

5В070500-Математикалық және компьютерлік модельдеу

Алматы 2019

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ
Қ.И.Сәтбаев атындағы Қазақ ұлттық техникалық университеті
Ақпараттық және теллекоммуникациялық технологиялар институты
Математика кафедрасы

ҚОРҒАУҒА ЖІБЕРІЛДІ

Кафедра меңгерушісі

ф.-м.ғ.к., доцент

 Кельтенова Р.Т.

«13» 05 2019ж.

ДИПЛОМДЫҚ ЖҰМЫС

Тақырыбы: Адам биомеханикадағы моделі

5B070500-Математикалық және компьютерлік модельдеу

Орындаған:

Өзбек Айшат

Рецензент,

к.ф.м.н., профессор

 Елдесбай Т.Ж.

«16» 10 2019ж.

Ғылыми жетекші,

к.ф.м.н., профессор

 Джунисов А.Т.

«13» 05 2019ж.

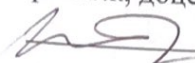
Алматы 2019

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ
Сәтбаев университеті
Ақпараттық телекоммуникациялық технологиялар институты
Математика кафедрасы
5B070500-«Математикалық және компьютерлік модельдеу»

ҚОРҒАУҒА ЖІБЕРІЛДІ

кафедра меңгерушісі

ф.-м.ғ.к, доцент

 Р.Т.Кельтенова

«23» _____ 05 _____ 2018ж.

Дипломдық жұмысты орындауға
ТАПСЫРМА

Білім алушы: Өзбек Айшат Берікқызы

Тақырыбы: «Адам биомеханикасының қозғалыс моделі»

Университеттің бұйырғымен бекітілген № 1162-Әк 16 / 10 2018ж.

Жұмысты тапсыру мерзімі: «25» _____ 05 _____ 2019ж.

Дипломдық жұмысқа бастапқы деректер:

Адам биомеханикасын серпімділік тұтқырлық қарсылықтарын модельдеу позициясынан зерттеу үшін қажетті деректер:

1) Омыртқасыз қозғалмайтын цистамалардың омыртқалы жануарлардың ағзаларының вестибулятор аппаратпен тепе-теңдігі, жүйенің механикалық тепе-теңдігі.

2) Омыртқалылардың жылжымалы жүйкесі, бас, мойын, көкірек, ішастар қуыстардың, жүйкелер ағзалары және басқа ағзаларының статистикасы

3) Омыртқалылардың ағзаларының тепе-теңдігін Эйлер теоремасына сәйкес тұтас механикалық жүйеден қарастырамыз.




Ұсынылатын негізгі әдебиеттер:

[1]. Андреев, Л.В. «В мире оболочек: От живой клетки до космического корабля» 1986 г. Издательство: М.: Знание


[2]. Е.Т.Божанов «Теория математической модели расчета трубчатых конструкции и ее приложения»

Дипломдық жұмысты дайындау

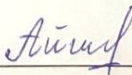
КЕСТЕСІ

Бөлімдердің атауы, әзірленетін сұрақтар тізбесі	Ғылыми жетекші мен кеңесшіге көрсету мерзімі	Ескертпелер
1 Кіріспе	7. 02. 2019	
2 Негізгі бөлім 1) Физика техникалық процестердегі динамикалық жүктеме және бірқалыпты жылжудың біртекті ортадағы серпімді емес моделдері 2) Адам биомеханикасының есептік математикалық моделінің статистикалық жүктемелері.	14. 03. 2019	
3 Қорытынды	5. 04. 2019	

Дипломдық жұмыс бөлімдерінің кеңесшілері мен норма бақылаушының аяқталған жұмысқа қойған қолтаңбалары

Бөлімдердің атаулары	Ғылыми кеңесші, аты-жөні (ғылыми дәреже, атағы)	Қол қойған мерзімі	Қол таңбасы
Нормабақылаушы	к.ф.-м.н., сениор-лектор Шатманов Ж.Ж.	23.05.2019г	

Ғылыми жетекшісі  /А.Т.Джунисов/

Тапсырманы орындауға алған білім алушы  /А.Б.Өзбек/

Күні "26" 09 2018ж.

АНДАТПА

Адам биомеханикасының есептік математикалық моделін статикалық жүктемелердің әсерінен тұтас орта механикасының серпімсіз орта тұрғысынан қарастыру:

- 1) омыртқасыз қозғалмайтын, омыртқалы жануарлардың ағзаларының вестибулятор аппаратпен тепе-теңдігі жүйенің механикалық тепе-теңдігі есептің қарастырылып жатқан қозғалмалы жүйеге салыстырмалы тұрақты тепе-теңдігін зерттеу.
- 2) Омыртқалылардың ағзаларының тепе-теңдігіне сәйкес тұтас механикалық жүйелер деп қарастыру.

АННОТАЦИЯ

Рассматривая вычислительную математическую модель биомеханики человека с точки зрения нелинейной средней механики воздействия статических нагрузок:

- 1) Равновесное равновесие организмов беспозвоночных, беспозвоночных организмов сопоставимо с механическим равновесием системы относительно относительной постоянной относительно рассматриваемой подвижной системы.
- 2) Учитывая, что организмы позвоночных такие же, как и вся механическая система.

ANNOTATION

Considering the computational mathematical model of human biomechanics from the point of view of nonlinear average mechanics of static loads:

- 1) The equilibrium equilibrium of invertebrate organisms, invertebrate organisms is comparable with the mechanical equilibrium of the system relative to a relative constant relative to the considered mobile system.
- 2) Given that vertebrate organisms are the same as the whole mechanical system.

МАЗМҰНЫ

Кіріспе	8
1 Біртұтас тығыз орта механикасында кездесетін математикалық моделдер түрі	10
1.1 Физика технологиялық процестердегі динамикалық жүктеме және бірқалыпты жылжудың біртекті ортадағы серпімді емес модельдері	21
2 Адам биомеханикасының есептік математикалық моделін статикалық жүктемелердің әсерінен тұтас орта механикасының серпімсіз орта теориясы тұрғысынан қарастыру.	29
Қорытынды	42
Қолданылған әдебиеттер тізімі	43

КІРІСПЕ

Биологияда көптеген математикалық қосымшалар бар екендігі белгілі. Ең алдымен, ол – жануарлардың сезімдеріне, қан айналымдарына, қозғалыстарына қатысты физиологиялық мәселелер бойынша зерттеулер; бұл зерттеулерді оптиканың, акустиканың, гидродинамиканың, қатты дененің механикасының бөлімдері ретінде қарастыруға болады және олар, сәйкесінше, классикалық математикалық физика саласынан тыс жаңа әдістердің қалыптасуына алып келмейді. Керісінше, биометрияда жаңа түпнұсқа әдістер қалыптасқан. Оның ішінде, ықималдық теориясы қолданылады. Одан бөлек, жақында ағзалардың формасы мен өсуі туралы зерттеулерде астрономия саласында ертеректе қолданып келе жатқандай, ағзалардың формасын да, олардың дамуын да сипаттау үшін геометрия қолданылды. Математика қосымшаларының өзге де көптеген мысалдарын табуға болады, алайда біз оларға тоқталмай, осы кітаптың мазмұнына көшеміз. Биологиялық қауымдастық жалпы ортада өмір сүретін биологиялық түрлердің бірнеше популяциясынан тұрады. Әдетте бұл қауымдастықтардың индивидуумдары қандай да бір тағам түріне таласады немесе бір түрлер өздері қорек қылатын екінші түрлердің есебінен өмір сүреді. Олар бір-бірлеріне өзара көмек көрсете алады. Мұның барлығы тіршілік үшін күрестің жалпы құбылысына жатады. Бұл құбылыстың сандық сипаттамасы берілген ортада әртүрлі популяцияларды құрайтын индивидуумдардың сандарының өзгерісі ретінде көрініс табады. Бір жағдайда бұл өзгерістер орташа мәннің айналасындағы өзгерулерден тұрса, өзге жағдайларда кейбір түрлердің жойылуына немесе прогрессивті түрде артуына сәйкес келеді. Бұл дипломдық жұмыс биологиялық қауымдастықтардағы индивидуумдардың сандық өзгерістерінің теориялық зерттеулері келтіріледі; осы зерттеуден, белгілі фактілер мен ақиқатқа жақын гипотезаларды қолданбастан, математикалық жолмен мүмкін болатын салдарлар анықталады. Зерттеулер тек бүтін санды айнымалыларға жатқанымен, біз дискретті жағдаймен шектелмейміз. Біз зерттеуге кірісетін және алғашқы қадамдарында-ақ көптеген күрделіліктер кездесетін жаңа мәселелерде біз, болжағандай, ықималдық теориясын пайдаланбаймыз, тек қана математикалық құралдардың ішіндегі ең күштісі шексіз аз шаманы есептеуді қолданамыз. Шектелген саладағы кейбір популяцияларды бір ғана жалғыз санмен сипаттау үшін әрбір түрдің индивидуумдары (жастары мен өлшемдеріне қарамастан) біртекті деп аламыз. Сондай-ақ, индивидуумның типі уақыт өте келе өзгермейді деп санаймыз. Индивидуумдардың санын көрсететін үзілісті бүтінсанды функциялардың орнына уақыттың әрбір сәтінде үзілісті функциядағыдай тұтас бөліктерге ие болатын үздіксіз дифференциалданатын функцияны енгіземіз. Ендігі кезекте осы функциялар үшін олардың тұтас бөліктері тәжірибеден алынған функцияларға – биологиялық қауымдастықтарда тіршілік ететін

түрлер популяциясының сандарына сәйкес келетіндей етіп, оларды анықтауға жеткілетікті шартты табу қажет. Қандай да бір түрдің тіршілік етуінің әрқашан бір ғана мүмкіндігін көрсететінін өзгермейтін ортада оқшау өмір сүретін немесе кейбір ортада тікелей не жанама ықпал етпестен өзге түрлермен қатар тіршілік ететін жануарлардың түрін қарастырайық. Бұл жағдайда, ақиқаттан біршама алшақтап, туылу немесе өлім-жітім мерзімділігін елемейміз. Сол кезде жеткілікті мөлшерде көп популяцияда берілген ұзындықтағы уақыттың қысқа интервалы үшін туылу саны мен өлім-жітім саны осы уақытта тіршілік ететін индивидуумдардың жалпы санына пропорционал болып келеді. N индивидуумдар санының кейбір интервалда өсуі N санына пропорционал болады. Бұл өсім, соңғысы аз болып тұрғанда, интервалдың ұзындығына пропорционал болып келеді. Үздіксіз болып қарастырылатын функцияның бұл қасиетін жаза отырып, келесі формуланы аламыз:

$$dN = \varepsilon N dt,$$

бұл жерде ε - пропорционалдылықтың тұрақты коэффициенті. Ол өсім жылдамдығының $\frac{dN}{dt}$ санға N қатынасын білдіреді. Оны өсім коэффициенті деп атаймыз.

$$\frac{dN}{dt} = \varepsilon N$$

теңдеуін интеграциялай отырып, төмендегі формуланы аламыз:

$$N = N_0 e^{\varepsilon(t-t_0)}.$$

Бұл жақсы танымал түрлердің дамуының экспоненциалды заңы болып табылады. Оның мәні: егер уақыт арифметикалық прогрессияда артса, түрдің индивидуумының саны геометриялық прогрессияға сәйкес өзгереді. $\varepsilon > 0$ болғанда түр өседі, $\varepsilon < 0$ болғанда - азаяды; $\varepsilon = 0$ болғанда, түр тұрақты болып қалады, туылу өлім-жітімді толықтай өтейді.

Түрдің дамуын сипаттайтын ε санын анықтау өте жеңіл. Негізінен, T уақыт ішінде индивидуумдардың саны $e^{\varepsilon T}$ есеге артады.

1 Біртұтас тығыз орта механикасында кездесетін математикалық моделдер түрі

II-типтегі классификациясының жүктеме күштік факторлары әсерінен деформацияланған жүйелердің динамикасының толқын және тербелісін есептеу барысындағы дифференциалдық теңдеулерінің қазіргі таңдағы мәселері: $N_{kp} = N_1(x) \frac{\partial^2 w}{\partial t^2}$ бойлық осінің критикалық күші әсерінен қабілеті, (x, y) көлденең осі бойымен шоғырланған момент векторы секілді кескіш күштер, ZY және ZX жазықтықтарында орналасқан қисықтар

$Q_{kp} = 2B \frac{d^3 w}{dx^3}$, $\mu_{xy} = 4B \chi_{xy}$, $\mu_{yx} = 4B \chi_{yx}$ - мұндағы χ_{xy} , χ_{yx} - ZY және ZX жазықтықтарындағы қисықтар, көрсеткіші моделіне үйлесімді айнымалы коэффициенттері бар 4-ші дәрежелі дифференциалдық теңдеулерге келтіріледі.

$$\begin{aligned} \varepsilon(x) \frac{d^4 w}{dx^4} + 2\varepsilon'(x) \frac{d^3 w}{dx^3} + \varepsilon''(x) \frac{d^2 w}{dx^2} + 2B(x)\varepsilon \frac{d^3 w}{dx^3} - 2N \frac{d^2 w}{dx^2} + k(x)\varepsilon(x)w = \\ = q_k \sin \omega_n x \left\{ \frac{d^2 w}{dt^2} + \eta \frac{dw}{dt} + KW(t) \right\} \end{aligned} \quad (1)$$

x еркін дәрежелі тербеліс жүйесіндей, мұндағы m - инерция моменті қаттылығы матрицасы, η - демпердегі қаттылық, K - серіппе қаттылығы, $\varepsilon(x)$ - кесе көлденең қиманың қаттылықтың өзгеруі.

q_k - критикалық активті сыртқы күш (импульс).

Берілген математикалық моделді еркін тербеліс үшін айнымалысын ажыратқан жағдайда үшке бөліп қарастыруға болады.

А) q_k - біртекті емес кесе көлденең жүктеме осі тербелісі есептері.

$$\frac{d^2}{dx^2} \left[\varepsilon(x) \frac{d^2 w}{dx^2} \right] = q_k f(x), \text{ мұндағы } f(x) \text{ периодты функциясы}$$

$$W(x) = q_k \left[\int \left(\int \frac{\int f(x) dx^2 + c_1 x + c_2}{\varepsilon(x)} dx \right) dx + c_3 x + c_4 \right] \quad (2)$$

Жүктеме кезінде мынадай шарт қоямыз

$$\frac{dW(x)}{dx} \Big|_{x=0} = 0, \quad \frac{d^3W(x)}{dx^3} \Big|_{x=0} = \frac{q_k}{2d}, \quad d-\text{const} \quad (3)$$

В) N_{kp} -біртекті емес остік қысым әсерінен тербеліс есептері

$$\frac{d^2}{dx^2} \left[\varepsilon(x) \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + N_1(x)W \right] = q_k f(x), \quad (4)$$

Жалпы шешімі Рикатти және Вебер типіндегі теңдеуге келеді, дербес жағдайларында Эйлер типіне.

Жалпы шешімі

$$W(x) = \varphi_2 \int \frac{\varphi_1(c_1x+c_2)}{W(x)} dx + \varphi_1 \int \frac{\varphi_2(c_1x+c_2)}{W(x)} dx + c_3\varphi_1 + c_2\varphi_2 \quad (5)$$

Мұндағы $\varphi_1(x)$ және $\varphi_2(x)$ -біртекті бөлігінің жалпы шешімі,

$$W(x) = \varphi_1(x)\varphi_2'(x) - \varphi_1'(x)\varphi_2(x) \quad (6)$$

С) Кесуші күштер әсерінен тербеліс есептері

$$\frac{d^2}{dx^2} \left[\varepsilon(x) \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + 2B \frac{dw}{dx} \right] = q_k f(x) \quad (7)$$

Біртекті бөлігінің жалпы шешімі

$$W(x) = \int \left\{ e^{-2B \int \frac{dx}{\varepsilon(x)}} \left[\int \frac{c_1x+c_2}{\varepsilon(x)} e^{2B \int \frac{dx}{\varepsilon(x)}} dx \right] \right\} dx + c_3x + c_4 \quad (8)$$

мұндағы

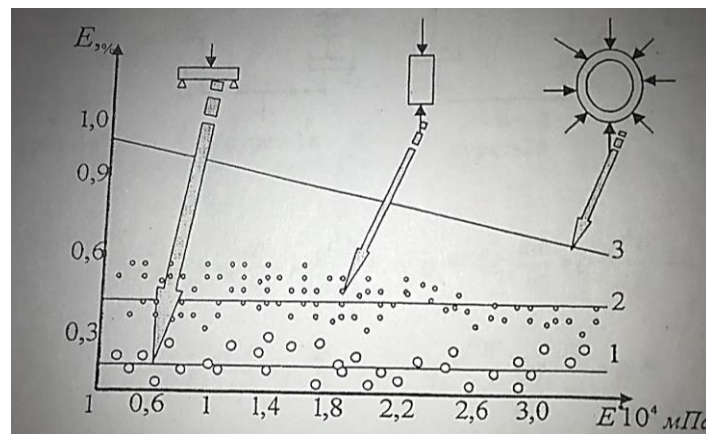
$$N = 4(b^2\alpha - 2b\beta + \gamma), \quad \alpha = \int_a^b \frac{dt}{\varepsilon(t)}, \quad \beta = \int_a^b \frac{t dt}{\varepsilon(t)}, \quad \gamma = \int_a^b \frac{t^2 dt}{\varepsilon(t)}, \quad (9)$$

$f(x)$ -периодты функция

$$f(x) = N_1 f_1(x) + (x - b) f_2(x) - \varphi(x) + \psi(x). \quad (10)$$

Берілген жұмыстың түсіндірме бөлігінде активті және реактивті жүктемелер және тербеліс кезіндегі түтікшелі конструкцияға әсер етуші күштік факторлар берілген. Сыртқы және ішкі күштер арасындағы байланыс (1-13 суреттер).

Активті және реактивті жүктемелер және түтікшелі конструкция тербелісінің кесе-көлденең қимасындағы күштер және моменттер.



Түтікті серпімді конструкцияның иілуін және майысуын есептеу, құрылған Б-1 моделіне сүйене отырып, бір жақтағы кестелік шеттері еркін, ал екінші жақтағы кестелік шеттері орнықты жылжымалы бекітілсе, сейсмикалық алаң арқылы «көтерілу және ығыса – жылжу» жүктемесі төмендегі жағдайда болғанда:

$$F(\xi, t) = \begin{cases} F_1(\xi, t) = \frac{8}{3} q_0 \xi; & 0,6 \leq \xi < 1 \\ F_2(\xi, t) = 2q_0(1 - \xi); & 0,3 \leq \xi < 0,6 \\ F_3(\xi, t) = 2q_0 \left(1 - \xi + \frac{\xi^2}{2}\right); & 0,1 \leq \xi < 0,3 \end{cases} \quad (11)$$

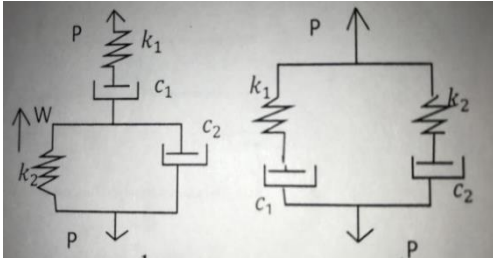
және

$$F(\xi, t) = \begin{cases} F_1(\xi, t) = \frac{8}{3q_0\xi\sin\omega\xi}; & 0,6 \leq \xi < 1 \\ F_2(\xi, t) = 2q_0(1 - \xi)\sin\omega\xi; & 0,3 \leq \xi < 0,6 \\ F_3(\xi, t) = 2q_0\left(1 - \xi + \frac{\xi^2}{2}\right)\sin\omega\xi; & 0,1 \leq \xi < 0,3 \end{cases} \quad (12)$$

$$\omega = \frac{m\pi}{L} \quad (13)$$

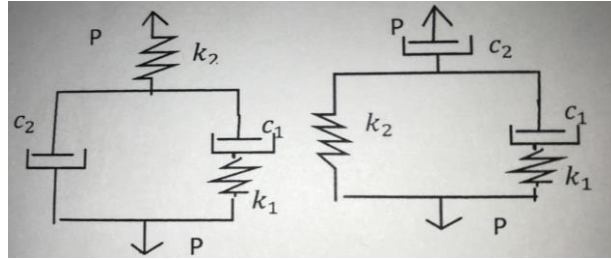
Құрылған Б-2 моделіне сүйене отырып түтікті серпімді конструкцияның иілуін және майысуын есептеу, егер бір жақтағы кестелік шектері еркін, ал екінші жақтағы кескінделген.

Екі серіппе және екі демпферден тұратын элементтен тұратын модельді қарастырып теңдеуін жазайық



1a Сурет

1b Сурет



2a Сурет

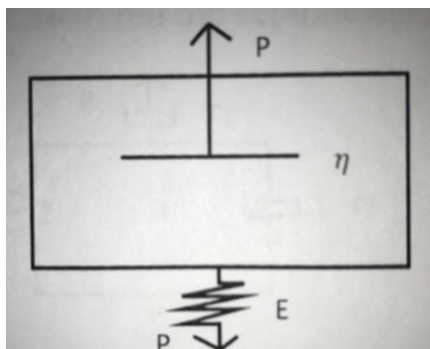
2 Сурет

$$r_0P + r_1 \frac{dP}{dt} + r_2 \frac{d^2P}{dt^2} + \dots = q_0W + q_1 \frac{dW}{dt} + q_2 \frac{d^2W}{dt^2} + \dots$$

$$r_2 \frac{d^2P}{dt^2} + r_1 \frac{dP}{dt} + r_0P = q_2 \frac{d^2W}{dt^2} + q_1 \frac{dW}{dt} + q_0W \quad (14)$$

Релаксация моделдері

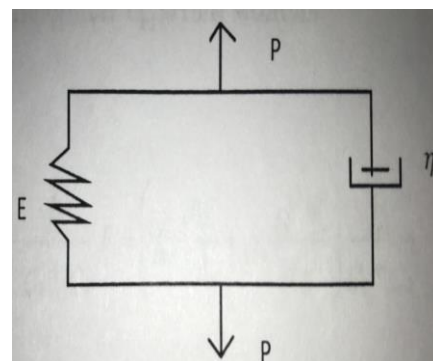
I) Масквелл моделі



3 Сурет

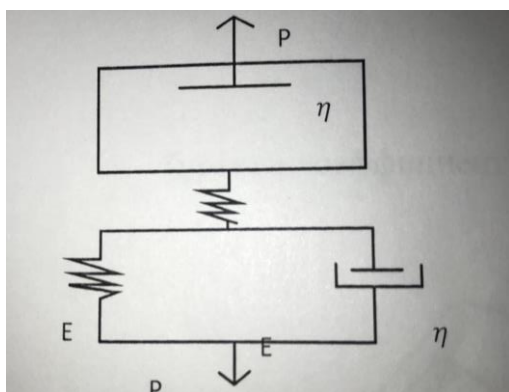
$$\frac{dW}{dt} = \frac{1}{E} \frac{dP}{dt} + \frac{1}{\eta} P$$

II) Кельвин-Фойхт моделі

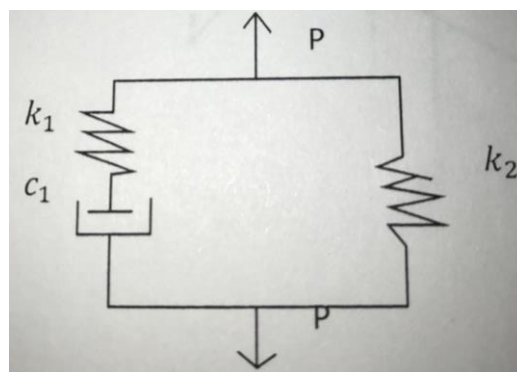


4 Сурет

$$P = EW + \eta \frac{dW}{dt}$$



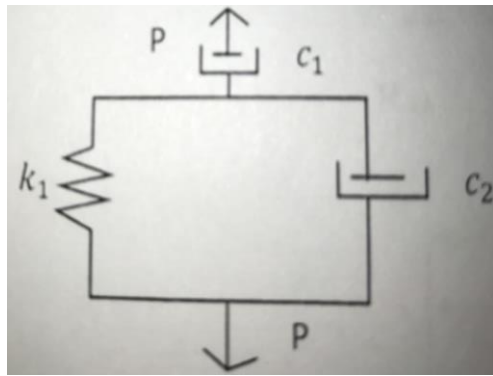
4 Сурет



4a Сурет

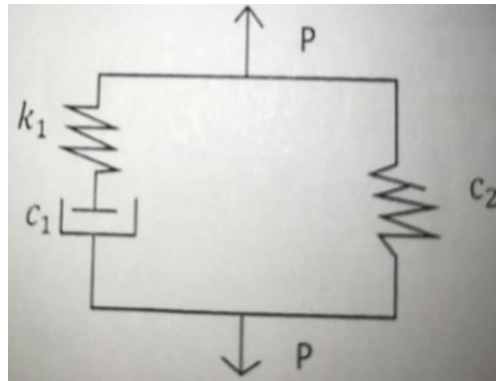
$$\frac{dP}{dt} + \frac{k_2}{c_1} P = (k_1 + k_2) \frac{dW}{dt} + \frac{k_1 + k_2}{c_1} P \quad (15)$$

Үш элементтен бір серіппеден және демпферден тұратын модель



5a Сурет

$$\frac{dP}{dt} + \frac{k_1}{c_1+c_2} + P = \left(k_1 \frac{dW}{dt} + c_1 \frac{d^2W}{dt^2} \right) \frac{c_1}{c_1+c_2} \quad (16)$$



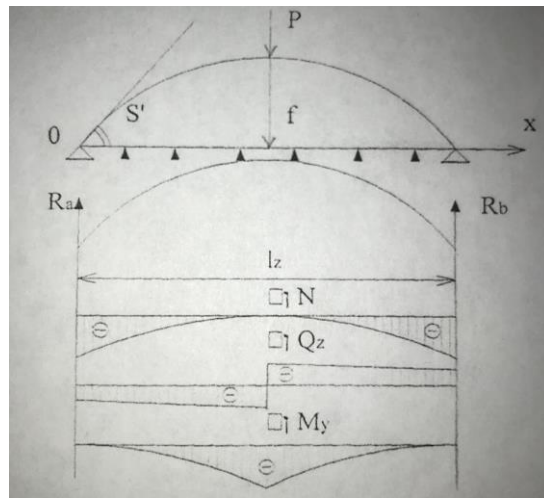
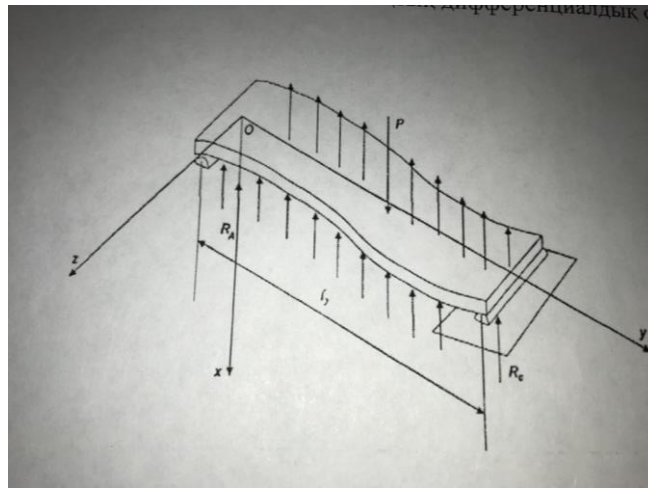
5b Сурет

$$\frac{dP}{dt} + \frac{k_1}{c_1+c_2} = k_1 \frac{c_1+c_2}{c_1} \frac{dW}{dt} + c_2 \frac{d^2W}{dt^2} \quad (17)$$

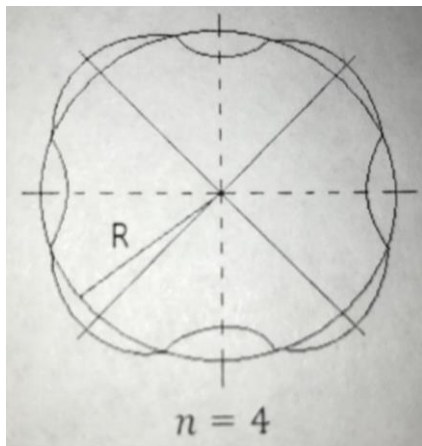
$$R(P) = Q(W) \quad (18)$$

$$R = \sum_{j=0}^n r_j \frac{d^j}{dt^j}, \quad Q = \sum_{j=0}^m q_j \frac{d^j}{dt^j}, \quad (19)$$

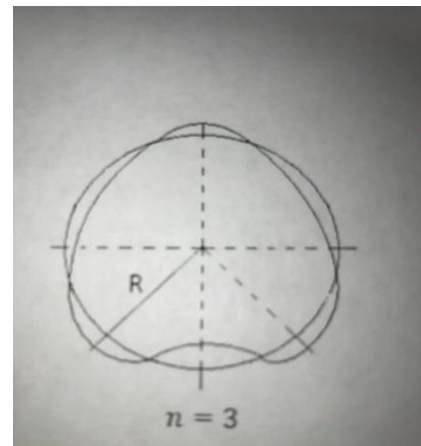
Тұрақты коэффициентті сызықтық дифференциалдық операторлар



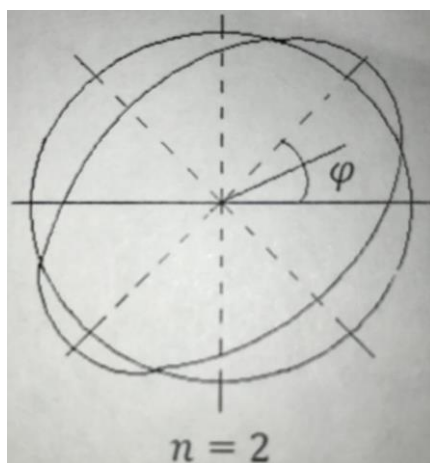
5с Сурет



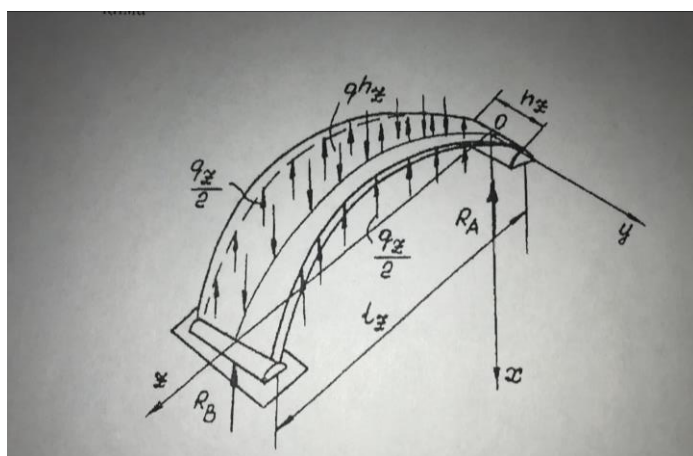
6 Сурет-Трапеция түріндегі
кесе көлденең қима.



7 Сурет-Конус түріндегі
кесе көлденең қима.



8 Сурет-Овал түріндегі кесе көлденең қима.

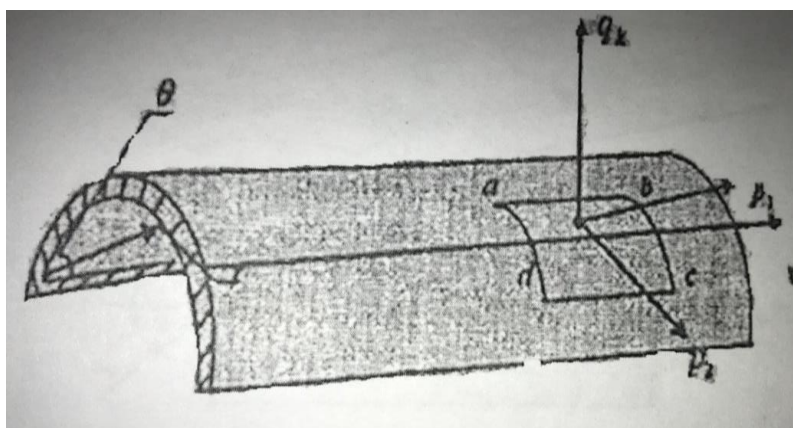


9 Сурет

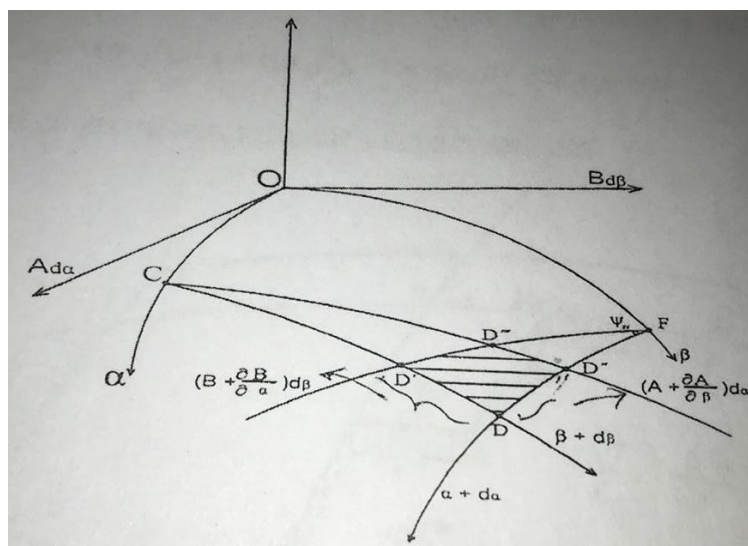
Сыртқы және ішкі күштер арасындағы байланыс.

Түтікшелі конструкцияның шексіз аз элементі үшін тепе-тендік теңдеуін

құрастыру үшін келесі сыртқы күштерді $\sigma = \lim_{\Delta S \rightarrow 0} \frac{F}{\Delta S}$ қарастырамыз.



10 Сурет

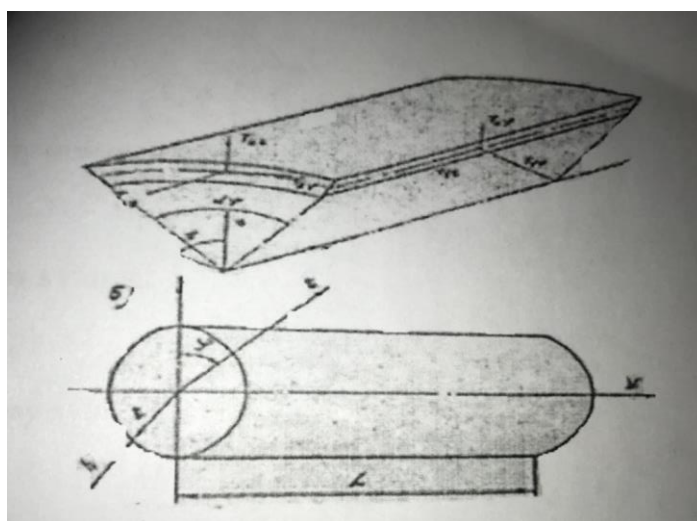


11 Сурет

Орта кеңістік $z_1 \leq z \leq z_2$

Мұнда OFDC-шексіз аз элемент, $DD'D''D''$ -деформация беті.

Негізінен алғанда

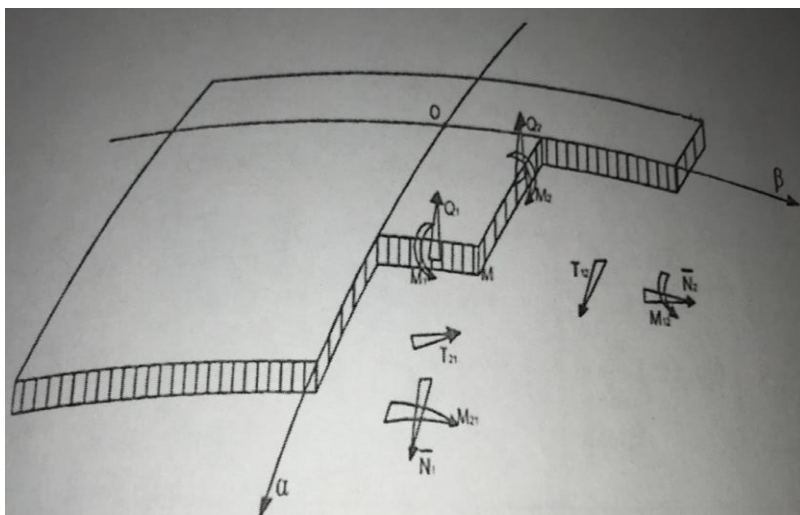


12 Сурет

Классикалық теория бойынша иілгіш қабаттардың теңдеуін құру үшін интенсивті жүктемелі және қисық координаттар жүйесін қарастырамыз:

$$x = x(\alpha, \beta), y = y(\alpha, \beta), z = z(\alpha, \beta), r = r(\alpha, \beta) = x\vec{i} + y\vec{j} + z\vec{k} \quad (20)$$

Қабаттың кесе көлденең қимасын қарастырамыз



13 Сурет

1 Нормаль күштер

$$N_1 = \int_{-h/2}^{h/2} \delta_1 \left(1 + \frac{z}{R_2}\right) dz, \quad N_2 = \int_{-h/2}^{h/2} \delta_2 \left(1 + \frac{z}{R_2}\right) dz \quad (21)$$

2 Ығысу күштері-ығысу векторының проекциялары

$$T_{12} = \int_{-h/2}^{h/2} \delta_1 \left(1 + \frac{z}{R_2}\right) dz, \quad T_{21} = \int_{-h/2}^{h/2} \delta_{21} \left(1 + \frac{z}{R_2}\right) dz \quad (22)$$

3 Иілу моменті бөлу күштері проекциялары

$$M_1 = \int_{-h/2}^{h/2} \delta_{11} \left(1 + \frac{z}{R_2}\right) z dz, \quad M_2 = \int_{-h/2}^{h/2} \delta_{22} \left(1 + \frac{z}{R_1}\right) z dz, \quad (23)$$

4 Бөлу күштері

$$Q_1 = \int_{-h/2}^{h/2} \sigma_{z1} \left(1 + \frac{z}{k_2}\right) dz, \quad Q_2 = \int_{-h/2}^{h/2} \sigma_{z2} \left(1 + \frac{z}{k_1}\right) dz \quad (24)$$

5 Бұрау күштері

$$Q_1 = \int_{-h/2}^{h/2} \sigma_{z1} \left(1 + \frac{z}{k_2}\right) dz, \quad Q_2 = \int_{-h/2}^{h/2} \sigma_{z2} \left(1 + \frac{z}{k_1}\right) dz. \quad (25)$$

Сонымен суреттерге негіздей отырып барлық күш компоненттері үшін өрнек құрастырамыз, 1-кесте түрінде беттің қабырғасына әсер ететін.

1 Кесте

Қабырға	Нормаль күштері	Ығысу күштері	Иілу моменті	Бұрау күштері	Бөлу күштері
OC	$N_2 A_1 d\alpha$	$T_{12} A_1 d\alpha$	$M_2 A_1 d\alpha$	$M_{12} A_1 d\alpha$	$Q_2 A_1 d\alpha$
FD	$N_2 A_1 d\alpha$ $+ \frac{\partial}{\partial \beta} (N_2 A_1)$ $d\alpha d\beta$	$T_{12} A_1 d\alpha$ $+ \frac{\partial}{\partial \beta} (T_{12} A_1)$ $d\alpha d\beta$	$M_2 A_1 d\alpha$ $+ \frac{\partial}{\partial \beta} (M_2 A_1)$ $d\alpha d\beta$	$M_{12} A_1 d\alpha$ $+ \frac{\partial}{\partial \beta} (M_{12} A_1)$ $d\alpha d\beta$	$Q_2 A_1 d\alpha$ $+ \frac{\partial}{\partial \beta} (Q_2 A_1)$ $d\alpha d\beta$
OF	$N_2 A_2 d\beta$	$T_{21} A_2 d\beta$	$M_1 A_2 d\beta$	$M_{21} A_2 d\beta$	$Q_1 A_2 d\beta$
CD	$N_1 A_2 d\alpha$ $+ \frac{\partial}{\partial \alpha} (N_1 A_2)$ $d\alpha d\beta$	$T_{12} A_2 d\alpha$ $+ \frac{\partial}{\partial \alpha} (T_{12} A_2)$ $d\alpha d\beta$	$M_1 A_2 d\alpha$ $+ \frac{\partial}{\partial \alpha} (M_1 A_2)$ $d\alpha d\beta$	$M_{21} A_2 d\alpha$ $+ \frac{\partial}{\partial \alpha} (M_{21} A_2)$ $d\alpha d\beta$	$Q_1 A_2 d\alpha$ $+ \frac{\partial}{\partial \beta} (Q_1 A_2)$ $d\alpha d\beta$

1.1 Физика технологиялық процестердегі динамикалық жүктеме және бірқалыпты жылжудың біртекті ортадағы серпімді емес модельдері

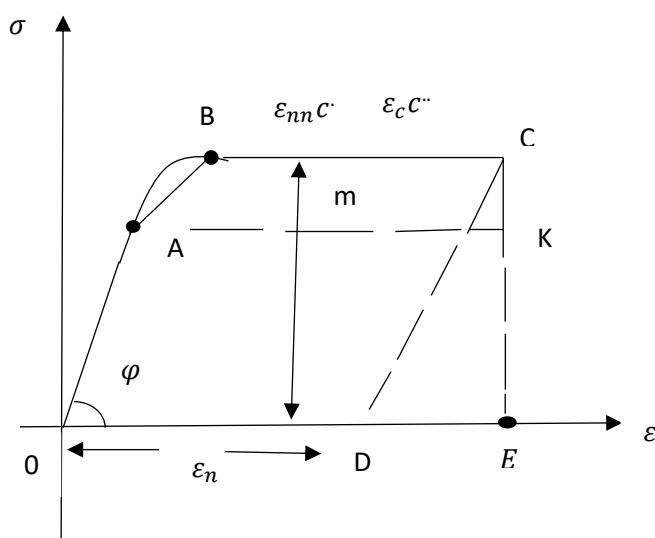
Физика – технологиясының процестерді моделдеудегі статистикалық және динамикалық жүктемелелердің көпсалалы комнозиттердегі орындары.

Материалдың беріктігі $0 < \varepsilon < \varepsilon_0$ деформация аймағында теория бойынша анықталған кернеуден анағұрлым кіші болады, атом аралық серіппе арқылы моделдеген. Себебі: серпімді емес біртұтас ортаның негіздік құрайтын: төсіле жылжу, релаксация, дифракция, серпіледі-жабысқақ, диффузия; материалдың ішіндегі керекті: ұсақ саңылаулардың бояуы, жергілікті қирау, көп фазды ағымның біртекті емес ортаға ауысуы, шексіз аз атом аймағындағы деффекті тағылар. Бұл жағдайда материалдың құрылысы мен кернеу қарқындығының ағым жылдамдығының арқасындағы қасиетпен түсіндіруге болады.

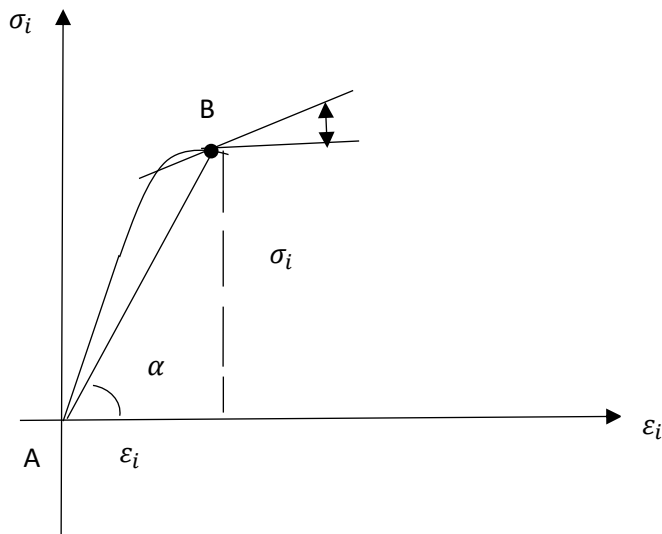
$$\varepsilon' = \frac{d\delta}{d\varepsilon} \quad (1.1)$$

$$\varepsilon_0 = \varepsilon_y + \varepsilon_n = const \quad (1.2)$$

Тағыда Баушенгер тәжірбиесін қарастырайық.



1 Сурет



2 Сурет

\overline{AB} – түзу сызықты аймақты сызықты емес деформация теориясы пайдаланылады, орта серпімді аралық технологияда серпімді емес орта болсада.

\widetilde{AB} – аймағында, қисық сызықты аймақта деформацияның және кернеудің арасындағы қатынас \rightarrow кернеудің деформацияға қараған туындысы әсер етеді. Яғни деформация кему бастайды.

Анықтама №1 $\sigma = f(\varepsilon)$ -функциональдық қатынас кернеу қарқындылығының ағым жылдамдығына байланысты, яғни

$$\varepsilon = \frac{dE}{dt} \quad (1.3)$$

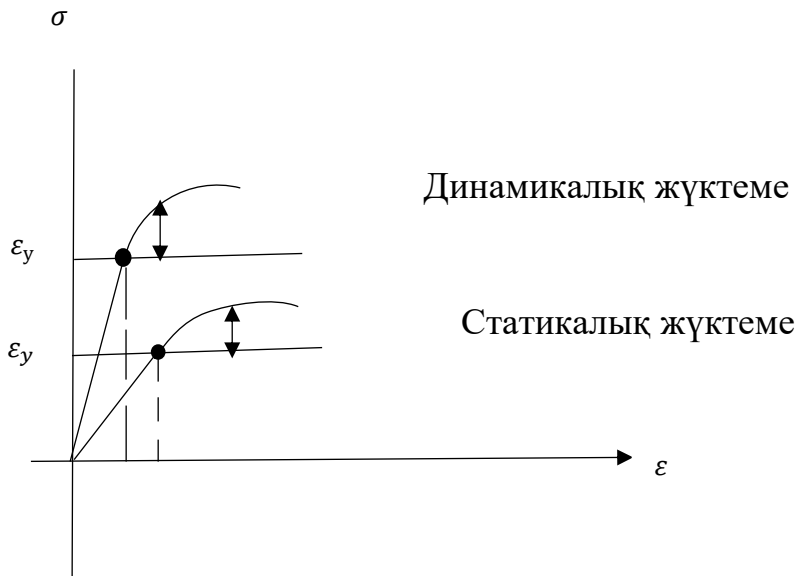
Анықтама №2 Егер $\frac{d\varepsilon}{dt} = 0$, болса, онда статикалық жүктеме.

Анықтама №3 Егер $\frac{d\varepsilon}{dt} \neq 0$ – динамикалық жүктеме.

Ескертпе №1 Композиттік материалдардың түріне байланысты динамикалық жүктеме әр-түрлі болады.

Ескертпе №2 Динамикалық жүктеме кезіндегі кернеу өлшемі статикалық жүктеме кезіндегі кернеу өлшемінен негізінен 1,4 есе кіші, сурет №3

ε_y – серпімді деформация.



3 Сурет

Ескертпе №3 Динамикалық жүктеме кезінде композиттік материалдардың өте қарқынды анизотропиттік механикалық қасиеті болады.

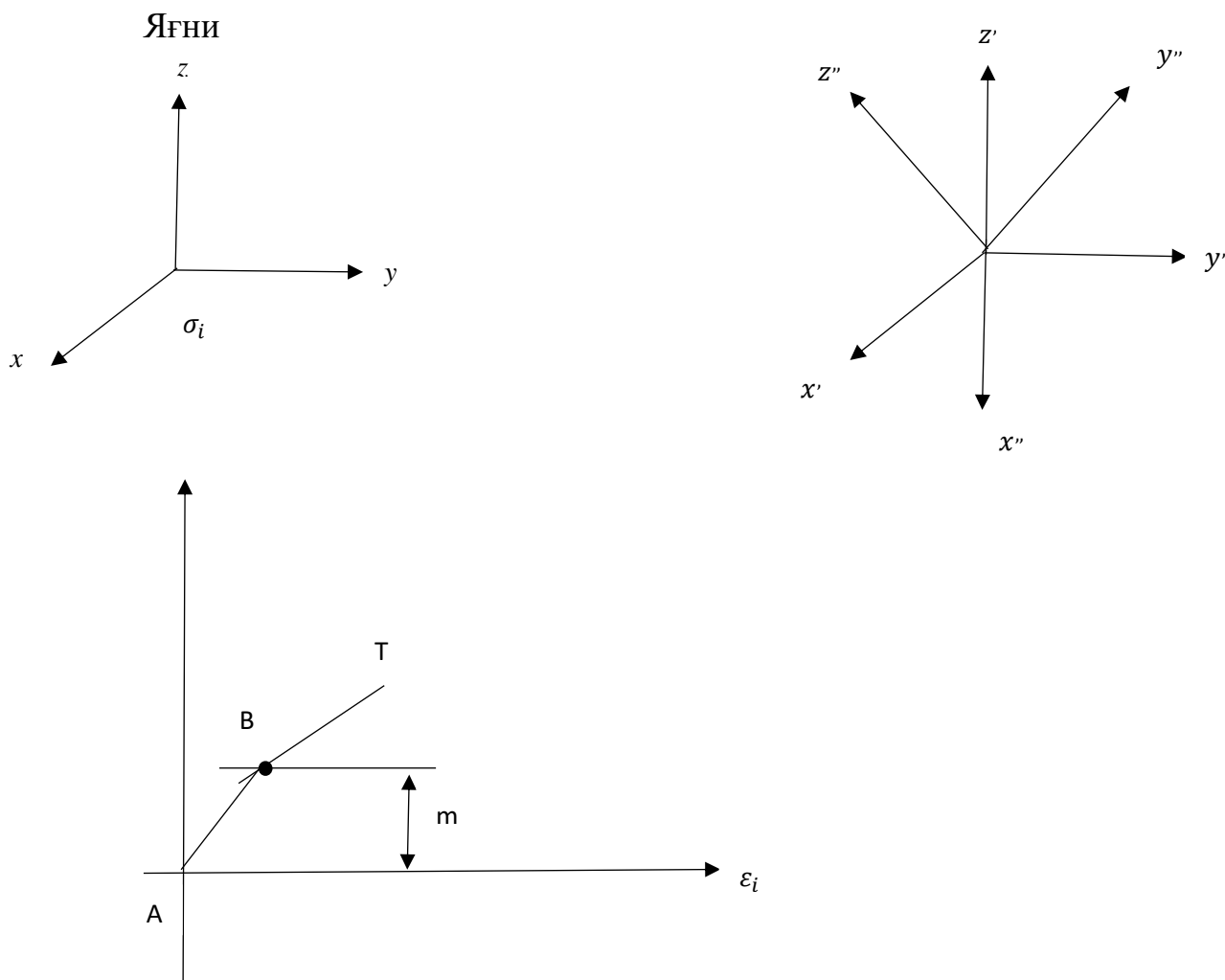
Ескертпе №4 $\varepsilon_y = \varepsilon_d + (\varepsilon_{ш})$ немесе

$$\begin{pmatrix} \frac{\delta u}{\partial x} & \frac{\delta u}{\partial y} & \frac{\delta u}{\partial z} \\ \frac{\delta v}{\partial x} & \frac{\delta v}{\partial y} & \frac{\delta v}{\partial z} \\ \frac{\delta w}{\partial x} & \frac{\delta w}{\partial y} & \frac{\delta w}{\partial z} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} e_{xx} & \bar{e}_{xy} & \bar{e}_{xz} \\ \bar{e}_{yx} & e_{yy} & \bar{e}_{yz} \\ \bar{e}_{xz} & \bar{e}_{yz} & e_{zz} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 & -w_z & w_y \\ w_z & 0 & -w_z \\ -w_y & w_x & 0 \end{pmatrix} \quad (1.4)$$

жылжу ынғары девиатор-таза шар тензоры
 деформация тензоры қатты бұрау тензоры

$$\bar{e}_{xy} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \right); \quad 2w_x = \frac{\partial w}{\partial y} - \frac{\partial u}{\partial z} \quad (1.5)$$

x, y, z байланыстарды $x'y'z'$ және $x''y''z''$ система жүйелерінде алу керек.



4 Сурет

$$\frac{d\sigma_i}{d\epsilon_i} = \varepsilon' \tag{1.6}$$

\overline{AB} – қисық сызығы серпімді емес біртұтас ортаға жатады.

\overline{AB} – аймағында тығыздалу процестері жүреді.

$\varepsilon_0 = \varepsilon_y + \varepsilon_v = const$, ал $\frac{dE_n}{dt} = f(\varepsilon_n, \sigma)$ – динамикалық күштердің әсерінен композиттік материал анизотроптік түрге өтеді.

\overline{AB} – аймағында механикалық энергия толығымен деформацияға жұмыс істемейді, ол шашырайды. Содан барып серпімді емес пішіндегі серпімді-тұтқырлы (упруговяз) қарсылық деформациясы пайда болады. (II-дәлел серпімді

емес ортаның); механикалық энергия ; жылу электрлік, магниттік энергияның $\frac{d\sigma_i}{dE_i} = \varepsilon'$ тасқынымен араласуы арқасында серпіледі емес деформация және релаксация пайда болады. (I-дәлел)

Алынған композиттік материалдық физико-механикалық қасиеттеріне байланысты «материалдың ақыл-есі» пайда болады. «Материалдың ақыл-есіне» (память материала) байланысты полимерлік, поликр талдың немесе пластикалық материалға көшеді. (III-дәлел)

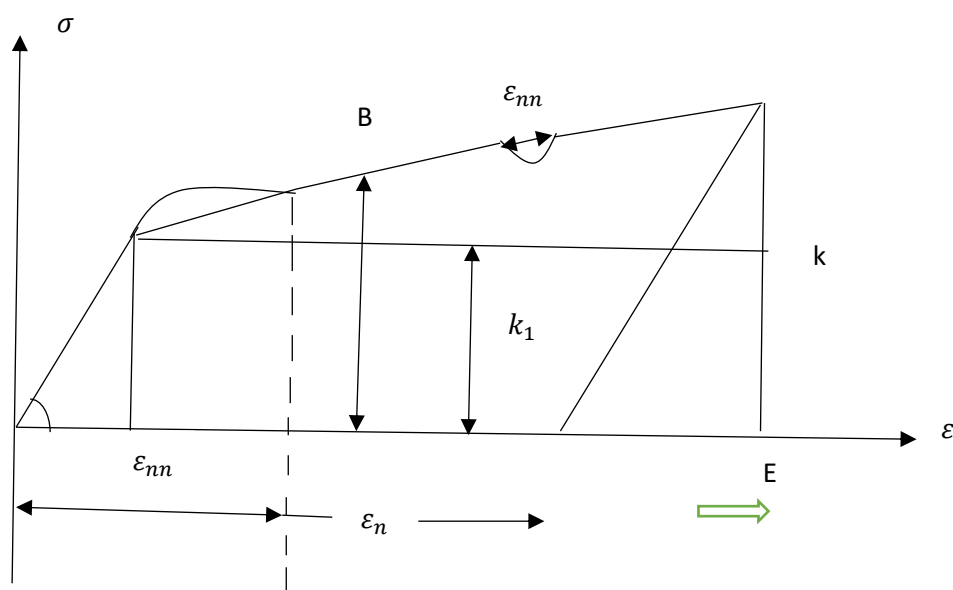
Ескертпе Материалдың ақыл-есі жөнінде пластиктерге қарағанда толық айтылады.

Берілген стержень жүйесіндегі модельдерді серпимді емес теория арқылы түтікше келген конструкцияға енгізгендегі технологиялық жасау кезіндегі құрам өзгерісінің тығыздалуға байланысты шарттары;

«Сонымен солай демекші дегендей»-эластомер материалдар құрамы:

кабыршақ, тақша, бейвтер біріктіргіштерімен қосу арқылы алынған жағдайда дене құрам өзгерісі тығыздалуға тікелей байланысты болады.

Баушенгер тәжірибесін тағы да қарастырайық



Приндатель моделі

ε_y – серпимділік деформациясы

ε_n – қалдық созылмалды деформация

ε_{nn} – жүктеме кезіндегі созылмалды деформация

ε_c – дененің ішкі деформациясы

ε_{nn} мен ε_c – технологиялық процестер кезіндегі қалдық деформациясының бөлігі болып есептеледі. Сондықтан АВ- тығыздалған аймағында:

-Егер тығыздалған (біріккен) дене изотроптық түрде қала берсе, онда созымалдылық қалдық деформациясы (пластикалық) түрі әдеттегі дағдылы технологиялық процесс түрінде қала береді де, аралық процесс соңғы процесс әсерін тигізбейді;

-Егер тығыздалған дене анизотроптық түрде қала берсе, онда қалдық микрокернеулер созымалдық түрін және созымалдық ағымын өзгертеді. $d\theta$ -адибаттық, dT - орта температуралық dP_{TYP} -гидростатикалық көлемдік қысымның өзгеруі тұтқырлы-серпімді материалға әкеледі. Аралық технологиялық процесс соңғы процеске әсерін тигізеді.

Ескертпе №1 Қазіргі кездегі серпімді емес біртұтас ортаның үш дәлелін қара.

Мысалы: Егер σ_{ij} -кернеу тензорының компоненттері: $\sigma_{ijj}=0$ тепе-теңдік теңдеуі, e_{ij} -тензор деформациясының компоненттері болса, онда микрокернеу ішкі үйкеліс күшінен аса алмайды да анизотроптық тығыздалу жазылады.

Ескертпе №2 Дененің тұрақсыздық жағдайынан (уақытқа байланысты) тепе-теңдік жағдайына бірінші, екінші, үшінші өзгеруі реакция арқылы шешеді.

Ескертпе №3 Кристалдық материалдарда релаксация процесі негізінен кристалдық тордың толық деректерінің болмауынан пайда болады, яғни кернеудің уақытқа байланысты жылжуынан:

$K = \frac{E}{\eta}$ –релаксация жылдамдығы

$\tau = \frac{\eta}{E}$ –ралаксация уақыты

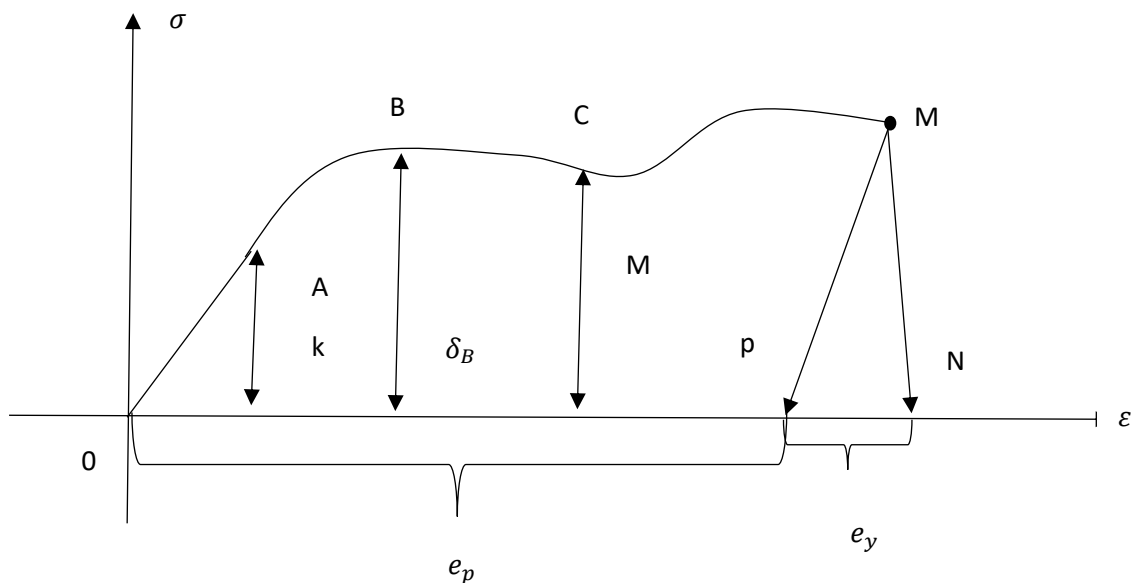
$\sigma_i = \sigma_0 e^{-(k\tau)P}$ $T < 0.25T_{nn}$ кіші температура

$\sigma_i = \sigma_0 e^{-ka\tau}$ $T < 0.5T_{nn}$ орташа температура

$\sigma_i = \sigma_0 e^{-kd\tau}$ $T > 0.5T_{nn}$ жоғарғы температура

Элостомерлер технологиялық процестерін жүргізу кезіндегі созымалдықтың кейбір қасиеттері:

Тағыда Баушенгер тәжірбиесін қарастырайық



ОА-сызығы –серпімді деформация, Гук Заңына бағынуы, таза эластомерден тұрады.

BC-түзу сызығы-тұрақсыздық(теория ағыштығы течения) $\sigma_B = m$ –аққыштық шегі, $\frac{dep}{dt} = f(\sigma\tau)$

$\sigma_A = k$ – пропорционалдық шегі, k -созымалдық(пластиналдық шек).

σ_{mp} -түзу сызығы-кері қайтару жүктеме процесі ОА сызығына параллель.

$e_y = PN$ –сызығына –серпімділік деформация

$e_p = OP$ – сызығына-созымалдық(пластиналдық деформация)

$e_0 = e_y + e_p = ON$ – сызығына –толық деформация

$e_0 = e_y + e_p = const$, АВ-қисығы, тығыздалу аймағы

$\frac{d\sigma}{de} = E^1$ –беку модулі

$\frac{dep}{dt} = f(e_p, \sigma)$, $k = \frac{E}{\eta}$ –релаксация жылдамдығы

$e_p = OP$ – созымалдылық(пластикалық) деформация

$\frac{dep}{dt} = f(\tau, \sigma)$ –тозу-ескіру теориясы, $\tau = \frac{\eta}{E}$ -релаксация уақыты.

$\varphi(e_p) = \sigma(\tau) + \int_0^\tau k(r - r^x)\sigma(r^x) dt$ -тұқым қуалаушылық теориясы.

Егер $\sigma_A = k = \sigma_e = m$, яғни онда материал таза тығыздалған, пластикалық таза материал болады.Прондатель модель.Ивлевтик өте тамаша созымалдылық

теориясы. Эластомер технологиясының өте-тамаша созымалдығының кейбір моделдері(пластикалық денелер):

Бірінші модель

$$\sigma_A = k = const, e_0 = e_p$$

Мұнда σ_{ij} -кернеу тензорының компоненттері; k -созымалдық шегі;

Ескертпе №1 Егер $f(\sigma_{ij}) < k$ болса, онда дене орталық технологиялық процесс кезінде серпімділік жағдайында болады.

Ескертпе №2_Егер $f(\sigma_{ij}) = k$ болса, онда дене соңғы технологиялық процесс кезінде пластикалық-созымалдылық жағдайда болады.

Екінші модель

$f(\sigma_{ij}) = 0$; созымдылық беті кеңістік кернеуінде болады.

Үшінші модель (треска модель)

$$\tau_{max} = \frac{1}{2} \{ |\sigma_1 - \sigma_2|; |\sigma_2 - \sigma_1|; |\sigma_3 - \sigma_1| \} = k \quad (1.7)$$

$$e_0 = e_p; \frac{dep}{dt} = const = f(\tau, \sigma) \quad (1.8)$$

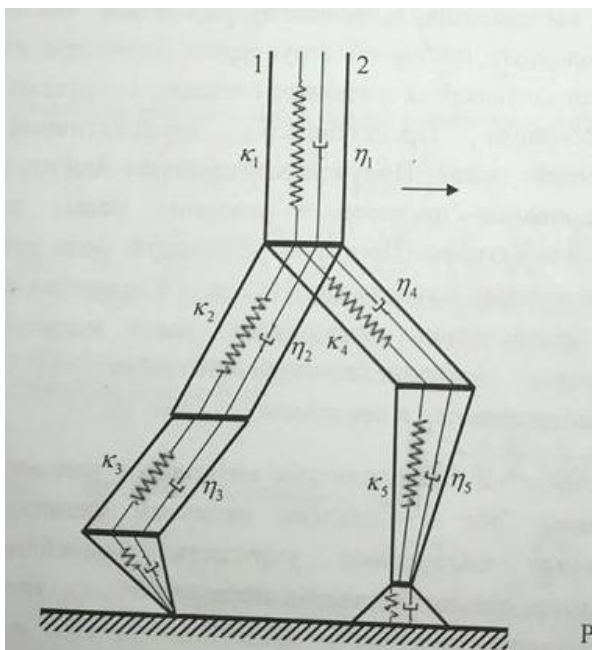
2 Адам биомеханикасының есептік математикалық моделін статикалық жүктемелердің әсерінен тұтас орта механикасының серпімсіз орта теориясы тұрғысынан қарастыру.

Адамның биомеханикасын тұтас орта механикасының серпімсіз орта теориясы тұрғысынан [1]-[6] серпімді-тұтқырлық материалдан 1-4-сурет жасалынған құбырлы конструкция ретінде қарастырамыз. Тоғысудың жеке учаскелеріне түсетін статикалық жүктеме әсерінен адамның биомеханикасының элементтерінің теңесу шарттары мыналар:

$$\frac{d^4 w}{dx^4} + \frac{\eta}{El} \frac{dw}{dx} + \frac{k}{El} w = \frac{q_k}{El} \sin \omega x \quad (1)$$

Мұндағы, η – демпфердің тұтқырлығының коэффициенті, k – пружинаның қаттылығының коэффициенті, q_k – форма бойынша белсенді қуат. Көлденең қиманың сыни деформациясы:

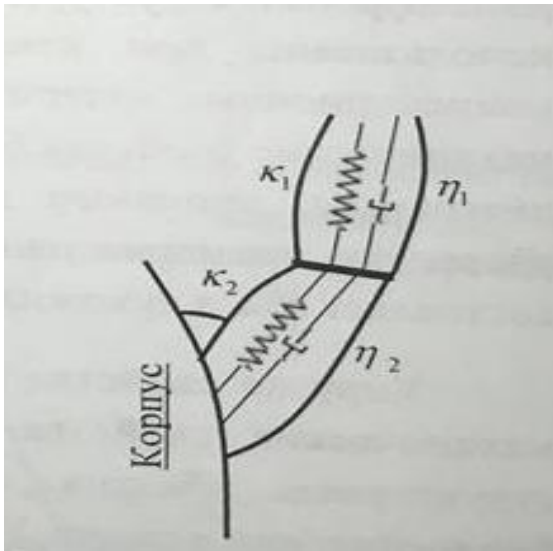
$$q_k = \lambda_k \frac{0.85E}{(l-v^2)^{3/4}} \left(\frac{R}{L}\right) \left(\frac{h}{R}\right)^{5/2}, \lambda_k = \{8/3; 2; 4/3\}, w = \frac{m\pi}{L}; m = \{1, 2, 3, \dots\}; \quad (2)$$



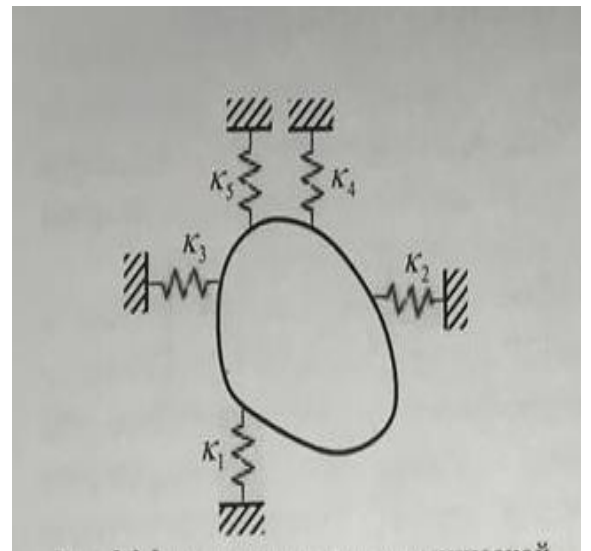
R – құбырлы конструкцияның ішкі радиусы, L – ұзындығы, h – қалыңдығы,

$\lambda = \frac{\mu L}{l_{min}}$ – иілгіштік, μ – ұзындықты салу коэффициенті, l_{min} – көлденең қима инерциясының ең кіші радиусы, E – Юнг модулі.

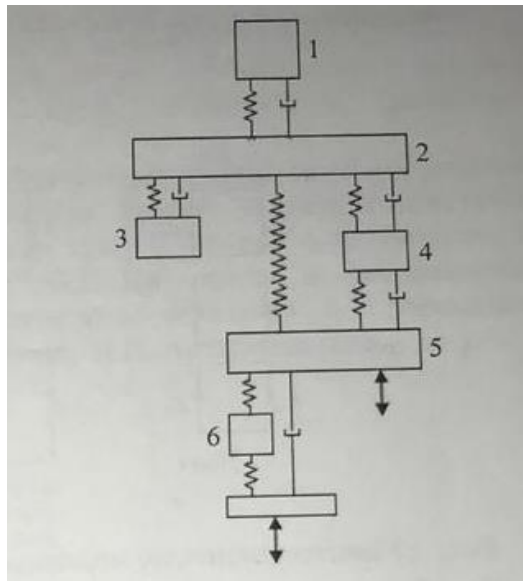
1 Сурет-Адамның қадам басу үлгісі



2 Сурет-Адамның қолының жайылған кинетикалық тізбегі



3 Сурет - Жүректің механикалық аспадағы үлгісі



4 Сурет-Адам ағзасының үлгісі. 1- бас, 2- кеуде, 3-көкірек қуысы, 4-омыртқа жотасы, 5-аяқтар

Сипаттамалық теңдеу:

$$\lambda^4 + \frac{\eta}{EI} \lambda + \frac{\eta}{EI} = 0 \quad (3)$$

екі негізгі және екі қосымша түбірі бар $\lambda_{1,2} = \alpha_1 \pm \beta_1 i$,

$$\alpha_1 = \frac{A}{2}; \beta_1 = \sqrt{\frac{A^2}{4} - \frac{a}{2A}}, \lambda_{3,4} = -\frac{A}{2} \pm \sqrt{\frac{a}{2A} - \frac{A^2}{4}} < 0 \quad (4)$$

$$\text{мұнда, } a = \frac{\eta}{EI}, b = \frac{K}{EI}, A^2 = \sqrt[3]{\frac{a^2}{2} + \sqrt{\frac{a^4}{4} - \frac{64b^3}{27}}} + \sqrt[3]{\frac{a^2}{2} - \sqrt{\frac{a^4}{4} - \frac{64b^3}{27}}}. \quad (5)$$

бұл сөйлем механика тұрғысынан тұтқырлық коэффициенті қарсыласу коэффициентінен анағұрлым үлкен екенін білдіреді, яғни $\eta \gg k$. Солайша, дифференциалды теңдеу орнына бірінші жақындасуда Б-3 үлгісінің дифференциалды теңдеуін қарастырамыз;

$$\frac{d^4 w}{dx^4} + \frac{\eta}{EI} \frac{dw}{dx} + \frac{k}{EI} w = \frac{qk}{EI} \sin \omega x \quad (6)$$

дәл сол шектес жағдайларда

$$\frac{d^4 w}{dx^4} / x=L = 0, \frac{d^3 w}{dx^3} / x=L = 0, w / x=0 = 0, \frac{dw}{dx} / x=0 = 0. \quad (7)$$

яғни, оң жақ бос, ал сол жақ өзгермелі.

Шешуі. Ортақ шешімді былай іздейміз

$$d(x) = w_0(x) + w_1(x) \quad (8)$$

мұнда, $w_0(x)$ – бір жақтың ортақ шешімі, яғни

$$w_0(x) = c_1 + c_2 e^{-bx} + e^{\frac{b}{2}x} \left[c_3 \cos \frac{\sqrt{3}}{2} bx + c_4 \sin \frac{\sqrt{3}}{2} bx \right] \quad (9)$$

Адамның биомеханикасын серпімді-тұтқыр қарсылықты модельдеу позициясынан зерттеу үшін, мен төмендегі монографияларды зерттедім: Л.В. Андреевтің «Қабықшалар әлемінде. Тірі жасушадан ғарыш кемесіне дейін», Е.Т. Божанов «Кұбыр тәрізді конструкциялар мен оның қосымшалары есебінің математикалық моделінің теориясы». Сонымен қатар, біз мыналарды енгіздік:

- омыртқасыз қозғалмайтын цисталардың, омыртқалы жануарлардың ағзаларының вестибулятор аппаратпен тепе-теңдігі жүйенің механикалық тепе-теңдігі есептің қарастырылып жатқан қозғалмалы жүйеге салыстырмалы тұрақты тепе-теңдікке байланысты.
- омыртқалылардың жылжымалы жүйкесі, бас, мойын, көкірек, ішастар қуыстардың жүйкелейтін ағзалары және т.б. Бозе-Эйнштейннің статистикасының механикалық қысымына ұқсас қан қысымы рефлектің реттеуге қатысады, ал Бозе-сұйықтығы температурасын адам ағзасының ішіндегі шектік қысым кезіндегі температурасына жақын деп қабылдауға болады.
- жүйке талшықтары немесе нейрондар бойымен 0,5-тен 120 м/сек жылдамдықпен таралатын жүйке импульсін материяның барлық формасын қабылдайтын және механикалық кернеудің импульсімен алмастыруға болатын механикалық қозғалыстың импульсі деп қабылдауға болады.
- қаңқа бұлшықеттерінің тонусының толықтай қимылсыз болғанға дейін босаңсуы немесе күрт төмендеуін Ньютон гипотезасы $\frac{dw}{dt} + \frac{\eta}{\rho} w$ бойынша иілудің, демпферленудің деформацияланған көршілес беткейін жылжытқан кездегі механикадағы дененің релаксациясы деп қарастыруға болады, мұндағы η – динамикалық тұтқырлықтың коэффициенті, $\frac{\eta}{\rho}$ - тұтқырлықтың кинетикалық коэффициенті; ρ – тығыздық.
- Омыртқалылардың ағзаларының тепе-теңдігін Эйлер теоремасына сәйкес тұтас механикалық жүйе деп қарастыруға болады. Ерекшеленген құбырлы конструкция контурындағы қозғалыстардың санында құйылып жатқан $\overrightarrow{k_{\text{құйылу}}}$ және $\overrightarrow{k_{\text{ағу}}}$ қозғалыстарының сандарының арасында айырмашылық бар және импульстар теоремасының негізінде белсенді күштер $\overrightarrow{q_{\text{белсенді}}}$ мен релаксация күштерінің $\overrightarrow{q_{\text{реак}}}$ жиынтығының импульсымен теңеседі.

$$\overrightarrow{k_{\text{құйылу}}} - \overrightarrow{k_{\text{ағу}}} = (\overrightarrow{q_{\text{белсенді}}} - \overrightarrow{q_{\text{реак}}})d\tau \quad (10)$$

мұндағы, $d\tau$ – уақыт қысқа мерзімі, сек.

Адам ағзасының енгізілген ағысы үшін уақытқа тәуелді емес шексіз аз $d\tau$. $d\tau = 1$ деп және қозғалыстың секундтық саны мен кернеудің өзіне тең болған күш импульсының секунды деп айту қабылданды;

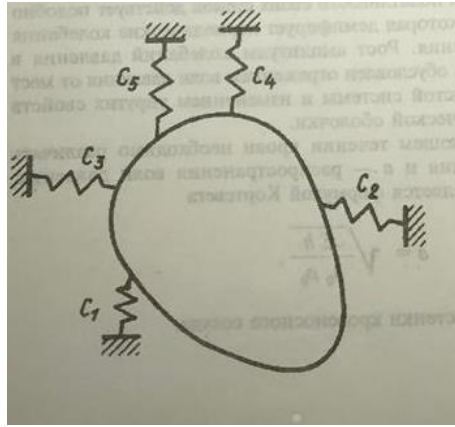
- Эйлердің интегралды әдісі Бозе-сұйықтығының және Бозе-Эйнштейн статистикаларының концентрациясымен изометриялық ағынның тығыздығының байланысын көрсетеді. Сонымен, омыртқалылардың заттық қасиеттерін сипаттайтын бірегей физикалық шамаға оның инерциялық сипаты – тығыздық болып табылады.

Осылайша, біздің болжамдарымыздың негізінде (жоғарыда айтылған) жұмысқа тұтқырлық қарсыласуы (Цейтлин А.И., Кусаинов А.А., Божанов Е.Т., Ибраимкулов А.М., Сатыбалдиев О.С. және т.б.) бар конструкция есебінің классикалық модельдерін және ауыспалы сипаттамалары (Г. Уалиев, З.Г. Уалиев, И.И. Артоболевский және т.б.) бар механикалық жүйелердің динамикасының математикалық модельдеуін қолдануға болады.

Біліктерден құрастырылған торлар максималды жеңіл конструкциялы екені бәрімізге белгілі. Сүйектердегі созатын және қысатын кернеулердің траекториясы оның кеуекті құрылымында, яғни сүйек арқалықтарында байқалады. Осы арқалықтар орналасқан кернеу салынған траекторияны талдай келе олардың бір сүйектен басқа сүйекке буын арқылы жалғасатыны байқалды. Сүйек арқалықтарының мұндай тиімді орналасуы сыртқы кернеулерге қарсы қаңқа каркасының реакциясы ретінде пайда болды.

Жүрек қанның көлемдік жылдамдығын максималды физикалық күш салынған кезде 5л/мин-тан тыныш күйде 35 л/мин дейін қамтамасыз етеді. Жүректе қанның ағысының сипаттамасын, оның қысқару жиілігін, сондай-ақ, электрлік құбылыстарға қызығушылықты білдіреді. Соңғылары, жүрек бұлшықеттері бұлшықет потенциалы түрінде қызған кезде пайда болады.

Жүректің серпін импульстік қозғалысы оны қоршап жатқан ағзалармен байланыстыратын қан тамырларымен шектелген. Жүректің қозғалысы оған бөлінген қысымды жіберетін өпке және диафрагмамен шектеледі. Жүректің модельдік көрінісі ретінде оны қаттылығы $C_1 - C_5$ (2-сурет) болған механикалық ілгіште тұрған дене ретінде қарастыруға болады. Қан тамырлары – иілгіш байланыстар – жүректі дененің қозғалмайтын бөліктерімен (расымен де дененің барлық бөліктері кейде қозғалмай тұрады) қосады .



5 Сурет

Қан тамырларының динамикасына назар аударайық. Тамырларды биополимер (композициялық) материалдардан (олардың арасынан жабысқақ сұйықтық болып ағып өтеді) жасалынған цилиндрлік қабықша тәрізді деформацияланады дейміз.

Қан тамырларының көп қабатты қабықшаларының матрицасы мен арматурасы конструкциялық және биологиялық рөл атқарады. Ағатын қанның қасиеттері аз сығылатын сұйықтыққа ұқсас болып келеді. Қан қысымы ауытқыған жағдайда тамырдың қабырғасының радиусын былай жазамыз:

$$r(x, \varphi, t) = R_0 + w(x, \varphi, t) \quad (11)$$

R_0 – деформацияланбайтын қан тамырларының радиусы; w - тамыр қабырғасының радиалды бағыттағы бүгілуі.

Ішкіартериялық қысым p қан тығыздығымен p_0 тәуелді түрде байланысқан

$$p = p_0 \frac{d\psi}{dt} + p_0 \quad (12)$$

мұнда, ψ – қан ағынының кинематикасын сипаттайтын функция, p_0 – қанның бастапқы (қозғалмаған) қысымы.

Күретамырға осьтік керіліс қосылған дейін; оның соңғы жағы бітелген және араласпайды. Қанның ағысы жүректен қолқа тамырға қарай атылып шығуынан басталады. Сонымен қатар, барлық жүйе өздерінің қабырғаларының иілгіштігінің арқасында, пульстік қысымның периодтық ауытқуын демпферлейтін созылмалы камера сияқты жұмыс істейді. Ірі күретамырлардағы

қысымның ауытқу амплитудасының өсуі тамыр жүйесінің тармақталған орнынан бастап қысым толқынының көрінісі және цилиндрлік қабықшаның қабырғаларының иілгіш қасиеттерінің өзгерісімен байланысты.

Қанның пульстік ағысы кезінде ағыс жылдамдығын v және қысым толқындарының таралуын a ажырату қажет; соңғысы Кортвег формуласымен анықталады

$$a = \sqrt{\frac{Eh}{h_0 p_0}} \quad (13)$$

Мұнда, h - қан тамырының қабырғасының қалыңдығы.

Қан тамырында ағып өтетін қан ағынымен қоса алғандағы тамырдың төзімділігін жоғалтуының төмендегідей шарты алынды:

$$\Delta p = \frac{Eh}{R_0} (1 - v_1 v_2)^{-1} + p_0 (Kp)^2 \quad (14)$$

мұнда, v_1 мен v_2 – қан тамырының ортотропты материалының Пуассон коэффициенттері; K – пульсация толқынының ұзындығына кері шама.

Жүрек қақпақшалары ашық күйде қан ағысыны аз қарсылық білдіреді. Қақпақшалардың жармалары өте аз қан қысымының Δp әсерінен де қозғалысқа келуі мүмкін. Олар қан ағымы қолқа тамырға қарай өтіп жатқан кезде де біртіндеп жабыла бастайды.

Егер, көрсетілген қозғалыстардың механизмі бұзылған болса, жүрек ауруы басталады. Үлкен адамның жүрегі үлкен жұмыс көлемін атқарады: тереңдігі, ені және ұзындығы 5 км-лік каналды толтыруға болатын қанды айдай отырып, адамның өмірі бойы жылына 40 млн рет жиырылады. Мұндай каналдан ірі өзен теплоходы жүзіп өте алады.

Жасанды жүректің элементтері жасалынуы мүмкін болған материал өте мықты және цилиндрлік кернеуге

төзімді болатын динмикалық төзімді болуы керек. Материал «шаршау» дегенді білмеуі тиіс. Жасанды жүрек үшін қажет материал қан және ағзаның тіндері сияқты агрессиялы ортамен тұрақты байланыста болғандықтан өзінің физикалық-механикалық қасиеттерін жоғалтпауы керек; ол химиялық және биологиялық инертті болуы тиіс; яғни қоршаған ортамен реакцияға түспеуі және оған зиянды заттар бөліп шығармауы тиіс.

Бұл жерде де композициялық материалдар көмекке келді. Жүрек клапандары мен қан тамырларын протездеу кезінде көбіне каучуктен жасалынған пленкалар қолданылады. Пленка полимер тін және торлармен арқауланған. Мұндай материалдар тромбтардың пайда болуына кедергі жасайтындығымн күнд болып табылады. Мұндай конструкцияның жұмысының ресурсы материалдардың қажуына қарсылық білдіруімен анықталады. Сондықтан, медицинада қолданылатын шаршаған материалдарды зерттеу материалдардың механикасының басты міндеті болды.

Адам денесіне импланттанатын аппарат өзінің жұмысын басқа толқынға электрокардиостимуляторларды программалау үшін программаторлар-приборлар көмегімен ыңғайлай алады. Осымен бірге жасанды жүрек жұмысының ритмін реттеу үшін мүмкіндік ашылады.

Композициялық материалдар ішінен қазіргі таңда қадам мен бүгілетін табаны бар протездер жасалынған. Көз микрохирургиясының арқасында катаракта, алыстан нашар көрушілік, алыстан көргіштік, глаукома және т.б. ауруларды емдеуде үлкен жетістіктерге жетуде.

Бірақ бұл материалдың қасиеттері «өте жеңіл» жұмсақ және ұзақ мерзімге шыдайтын жасанды көз бұршағын модельдеуге мүмкіндік бермеді. Тағы бір иілгіштік қасиеті өте тиімді болып табылады.

Аталған барлық талаптарға биологиялық инертті қосылыстар - силикон сәйкес келеді. Қазіргі уақытқа дейін бұл материалдар көбінесе қан тамырларын жасау үшін қолданылды. Міне қазір олар қолданудың жаңа саласын тапты. Силиконнан жасалынған линза операцияларын С.Н. Федоровтың жетекшілігімен Мәскеу көз микрохирургиясы университеті жасай бастады. Көптеген науқастардың көзі операциядан кейін бірінші күні-ақ қалпына келеді, ал операциядан кейінгі кезең асқынусыз өтеді.

Көз операцияларын жетілдіру бойынша жаңа идеялар пайда болды, мысалы: хрусталь капсулаға шприц арқылы құйылатын және өзінің қасиетін сақтай отырып соның ішінде полимерленетін сұйық силиконнан жасалынатын көзішілік линза дайындау.

Силикон эломастерлер жасанды бұлшықеттер жасау бойынша оптимистік болжамдар беруде; олардың міндеті – бұлшықет дистрофия, атрофия мен т.б. осы сияқты аурулармен ауыратын адамдарға көмектесу. Жасанды бұлшықеттерді дененің кез-келген бұлшықетінің және көздің орнын басу үшін қолдануға болады. Бұлшықеттер резина лента сияқты жұмыс істейді: егер адам қолын тік созғысы келсе, бірақ бүге алмаса, жасанды бұлшықет оның қолын бастапқы қалпына келтіруіне көмектесу қажет. Мұндай бұлшықеттің келтірілген нұсқаларының біреуі – лавсаннан жасалынған түтікшеге бітелген эластомерден жасалынған түтікше. Лавсан мұнда жасанды сіңір қызметін атқарады.

Адамның тірек-қозғалыс жүйесіне қарастыруға өтеміз. Соңғысы, белгілі-бір элементтердің жиынтығын білдіреді: түтік тәрізді сүйектер, жіліншік

сүйектер (банкалар), қабырғалар (иілгіш сақиналар), бас (сұйықтықпен толтырылған қабықша) және т.б. Аталған элементтер өз араларында топсалы қосылыстармен біріктірілген. Бұл адамның жүруіне, жүгіруіне, иілуіне, отыруына, жатуына және т.б. мүмкіндік береді. Бұл элементтер жұмыс барысында созылу (сығылу), бүгілу және бұрау деформацияларына ұшырайды. Дененің иілуін жапы алғанда созылу мен сығылуға жатқызуға болады. Иілген кезде иілу орталығынан ең алыста орналасқан дененің қабаттары көбірек деформацияланады; қисықтық центріне қаратылған қабаттар сонымен қатар сығылады. Дененің ішінде ұзындық тұрақты күйде сақталатын (ұзару немесе қысқару жоқ) беткей бар. Бұл бейтарап беткей деп аталады. Бейтарап беткейден у қашықтықта тұрған ұзару деформациясы (қысқару) былай болады:

$$\varepsilon_z = \frac{y}{R} \quad (15)$$

мұнда, R – орталық беткейдің қисықтық радиусы.
Денедегі иілу моменті

$$M_n = EJ_x/R \quad (16)$$

Мұнда, J_x – дененің көлденең қимасының инерция моменті; E – дененің иілу модулі.

Бірдей иілу моментінде дененің иілу модулі мен инерция моменті қанша аз болса бүгілген дененің қисықтығы сонша көп болады.

Кейбір заңдылықтар бүгілуге тән сипаттар болып табылады. Біліктің – эллипстің кіші осіне бағытталып иілген тәрізді көлденең қимасы осындай профильді қиып өтетін біліктің ауданынан шамамен 3,5 есе үлкен болуы, бірақ эллипстің үлкен осіне сәйкес келетін бүгілу бағытында тұруы керек. Сақина түтікшенің сыртқы радиусы дәл осындай иілу қабілеті бар жалпақ домалақ біліктің радиусынан үлкен. Мұндай түтікшенің көлденең қимасының ауданы жалпақ біліктің көлденең қимасының ауданынан $\frac{1}{2}$ есе аз. Түтікшелі сүйектердің конструкциясы көбіне рационалды болып келеді.

Айналу деформациясы дененің перифериялық қабатының созылуына жатқызуға болады. Мұнда геометриялық сипат жүргізіледі $J_x = \frac{\pi R^4}{2}$ – дененің дөңгелек көлденең қимасы инерциясының поляр моменті. Қима бойынша жанама кернеулерді бөлу сызықтық тәуелділікпен шығарылады:

$$\tau(r) = \frac{M_k}{J_0} r, 0 \leq r \leq R, \quad (17)$$

Мұнда, M_k - осы қимада әрекет ететін айналатын момент.

Ең үлкен кернеулерге сыртқы контурдың нүктелерінде $r = R$ қол жеткізіледі, өң төменгі мәні $\tau = 0$ центрде туындайды.

Динамикалық әсер етуде дене қысқа уақытқа кинетикалық энергияға толықтай беріледі. Бұл процесті талдау барысында деформация энергиясын және оның сүйектің үзілуіне (немесе бұзуға) алып келетін сыни мәнін анықтау және сыни энергияны денеге берілген кинетикалық энергиямен салыстыру қажет. Сүйектің иілгіш жағдайы үшін Гук заңын $\sigma = E\varepsilon$ пайдалануға болады. Осыдан кейін сүйектің иілгіш деформация энергиясы тәуелділікпен шығады:

$$U = \frac{0,5Fl\sigma^2}{E}, \quad (18)$$

Мұнда, F – сүйектің көлденең қимасының ауданы; l – оның ұзындығы.

Сүйек үзілуге дейінгі төзімділік шегіне дейін статикалық созылған кезде оның деформациясы иілгіш деформация шегінен әлдеқайда шығып кетеді. Дегенмен, тұтқыр серпімді материалдар қысқа мерзімді кернеу кезінде өздерін.

Адам организмі күрделі вибрациялық жүйе болып табылады. Сыртқы көздерден келетін вибрациялар адамның корпусына ол тік тұрған, отырған немесе жатқан кезде беріледі. Бұл вибрациялар дене арқылы қалай өтетіндігі мен жеке жүйелер, ағзалар мен тіндерге қандай әсер беретіндігі қызық болып тұр.

Көлік құралдарындағы операторлар мен жолаушылар физиологиялық өзгерістерді сезеді. Ал бұл өз кезегінде көлік жүргізушісінің немесе пилоттың визуалды бағдарына әсер береді.

Биомеханиканың көзқарасы бойынша адам сыртқы күштер әсер ететін деформацияланатын жүйе болып табылады. Дегенмен, ағзаның ақырғы деформациялары физиологиялық факторлар немесе физиологиялық реакциялардың әсерінің нәтижесі болып табылады (соңғыларын қосу жүйке жүйесімен басқарылады). Жүйке кернеуінің деңгейіне қарай жүйке әлсіздігі жағдайы туындауы мүмкін.

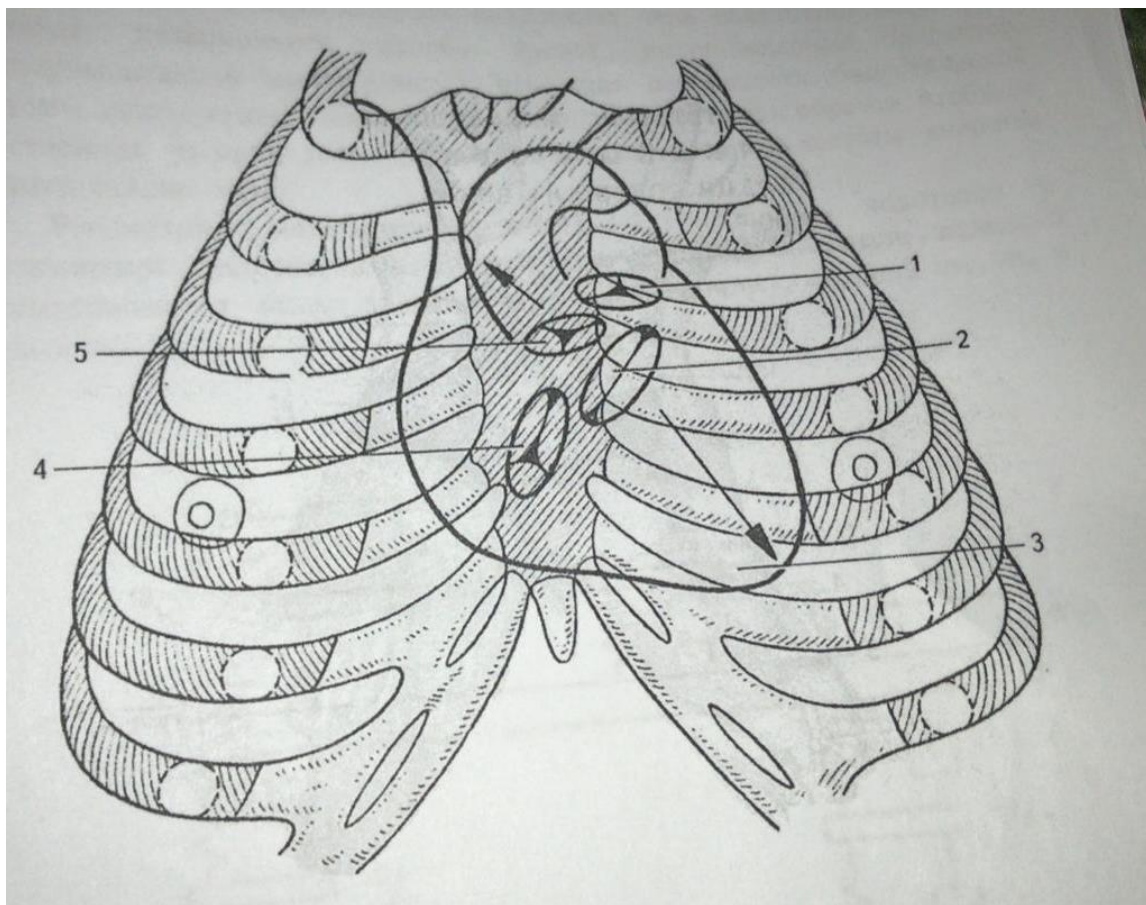
Адам ағзасының сыртқы күштерге қарсы механикалық реакциясы механикалық импеданспен сипаттауға болады: дененің беткейіндегі күш қосу нүтесінде өлшеуге болатын қосылған вибрациялық күштің салдарлы жылдамдыққа қатынасы. Осылайша, тұрған, отырған және жатқан адамның талдауы жасалындай; ауырлық ортлығы салынған күш әсерінен бірнеше сантиметрге жылжитыны анықталды. Адам ағзасының механикалық моделі ретінде өз арасында инерциясыз иілгіш және тұтқыр серпімді байланыстармен

(9-сурет) қосылған шоғырланған массалардың жиынтығын жиі қолданады: бас 1; кеуде 2; көкірек қуысы 3; омыртқа жотасы 4; жамбас 4; аяқтар 6.

Адам денесінде тербелулердің таралу процесін шоғырланған массасы бар механикалық модель көмегімен сипаттау барысында, бұл массалардың санын әдетте тәжірибе арқылы анықталатын резонанс пиктерінің санына сәйкес таңдайды. $2 \div 40$ Гц жиіліктегі вертикалды тербелулер кезінде бастың қосымша тербелуін де ескеру қажет.

Адам денесі үш резонанстық пикке ие екендігі тәжірибеде анықталған. Олардың біріншісі дененің қозғалысына, екіншісі – вертикаль ось айналасымен бастың бұрылуына сәйкес келеді. Жиіліктің өсуіне қарай көрсетілген пиктердің амплитудасының тербелуін азайтады, бұл адам денесінің түзу емес екендігін білдіреді.

Адамның көлденең бағытта тербелуі зерттелген. Осы мақсатта горизонтальды платформа қолданылды; адамның иығына бекітілген жүкке арнайы құрылғымен қысқа мерзімде соққы жіберіп отыру арқылы тербелулер жасалынды. Дене еркіндіктің бір деңгейі бар механикалық жүйе сияқты еркін тербелулер жасады деп қабылданды.

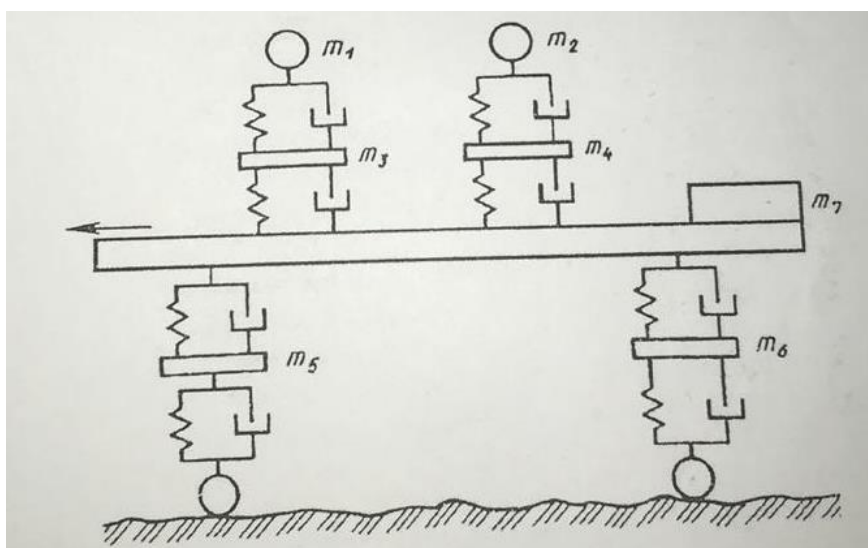


9 Сурет

Кіретін және шығатын сигналдарды байланыстыратын сызықтық оператор қолданылды; тиісті амплитудалы-жиілік сипаттамалары алынды; тірек-қозғалыс

жүйесінің байланыстарының сызықтық емес сипаты анықталды. Амплитуда өскен кезде басқа жіберілетін тербелулердің айтарлықтай азаятынын талдау көрсетті; мұндай жосық «жұмсақ» сызықтық емес иілгіш байланысы бар және айтарлықтай тоқтаған жүйеге тән. Сондай-ақ, көлденең және тік тербелулерде омыртқа жотасының қаңқалық бұлшықет жүйесінің байланысы стационарлы емес сипатқа ие. Биологиялық жүйенің вертикалды тербелуге бейімделуі оның өзінің жиілігі сыртқы жиіліктен (қозғалысқа келтіретін күш) айтарлықтай айырмашылық жасайтын танымал ерекшелігі тәжірибе түрінде анықталды.

Жүргізушісі мен жолаушылары бар автомобильдің механикалық моделін қарастырамыз (10-сурет). Шасси деформациясы рұқсат етіледі; массалар жеке қарастырылады: жүргізуші m_1 , жолаушылар m_2 , орындықтар m_3, m_4 , және жүк m_7 .



10 Сурет- Жүргізуші мен жолаушылары бар автомобильдің механикалық моделі

Күштер жолаушылардан орындықтар арқылы шассиге беріледі, ал кейін дөңгелектер арқылы жолға беріледі.

Қуат двигательден трансмиссиядан алдыңғы дөңгелектерге өтеді, ал үйкеліс – тірек беткеймен дөңгелектерге байланысқа шығады. Одан бөлек, автомобиль маневрі, басып озған немесе тегіс емес жерде жүрген кезде инерцилық кернеулер пайда болады. Жолда көлденең жүрулермен және ұзына бой осімен айналып бұрылуларға аса мән бермейді.

Темір жол құрамының вибрациясына баға беру кезінде адам ағзасының максималды сезімталдылығы төмен жиіліктегі вибрация болып табылатын $4 \div 8$ Гц жиілікте пайда болады екен. Ағзаның вибрациялық кернеуге қарсы реакциясы дененің жеке бөліктерінің өзінің тербелулерімен және физиологиялық өзгерістермен туындайтыны анықталды. Вибрацияның адам денесіне әсер ету

механизмі тізбек бойынша құрылады: вибрация – механикалық рецепторлар – физиологиялық реакция.

Осыған ұқсас заңдылықтар өнеркәсіп пен құрылыстағы вибрация кезінде орын алады. Есеп нәтижелерін вибрациялық әрекеттері мен медициналық көрсеткіштер бойынша тіпті ең қолайсыз жағдайларда да адам ағзасын механикалық әсерлерден қорғау бойынша сенімді салыстыруға мүмкіндік береді.

ҚОРЫТЫНДЫ

Біз N функцияның бұл шектен шығу жағдайы биологиялық көзқарас бойынша мазмұнды түрде талқылануын да бақылайтын боламыз. Мысалы, егер N функциялардың біреуі оң мәнде қала отырып, уақыттың шексіз артуы барысында нөлге ұмтылса, ал өзге функциялар айтарлықтай үлкен мәнге жақын болып қала берсе, қарастырылатын түрдің қайтымсыз жойылуы туралы қортынды жасауға болады. Түр көп болған және теңдеуді қолдану мүмкін болмайтын сәттен бастап, олар түрдің жылдам жойылуына алып келетін жағымсыз жағдайдың әсерінде екендігін көрсететін болады. Барлық алынған нәтижелер теңдеу алынатын гипотезаның дәлдігіне тәуелді болатындығы сөзсіз. Осыған ұқсас қиындықтар барлық қолданбалы ғылымдарда кездеседі. Мысалы, қатты дененің теңдігін зерттеу үшін теориялық механика қолданылады. Оның негізгі ережесі ақиқаттың ықшамдалған кескіні болып табылады. Содан соң, статиканың негізінде нәтижелерді ала отырып, математикалық шешім шынайы мәнге ие болуын тексереді. Мысалы, дене есептік кернеуге тойтарыс береді ме және шынайы жағдайда бұл денені абсолютті қатты дене деп қарастырған жөн бе? Мүмкін болатын қайшылықтардың алдын алу үшін, біздің көзқарасымызды нақтылап алайық: егер ары қарай біз биологиялық тілді қолданатын болсақ, ақиқатында әңгіме дифференциалды немесе интегралды-дифференциалды теңдеулердің оң шешімдерін таза математикалық жолмен зерттеу туралы болады. Математикалық қорытындылар биологтардың көзқарасы бойынша қарастырылуы мүмкін. Мысалы, егер кейбір жеке тапсырмаларда кейбір интеграл $N > 0$ өзінің өзгеру процесінде бірнеше уақыт аралығында үлкен шамаға ұмтылмас бұрын, шектен тыс аз болып қала берсе, биолог қарастырылатын кезеңнің ішінде бұл түр қандай жағдайға ұшырайтынын әртүрлі талқылауға болады. Мұндай қиындықтар шынайы және мінсіз газды зерттеу барысында кездесетінін ескереміз. Біз тек қана биологиялық қауымдастықтарды математикалық зерттеуге жататын зерттеулерді ғана баяндаймыз. Алынған нәтижелерді тәжірибеде тексерумен, яғни теорияны қолданумен айналысатындардың үлесіне тәжірибелердің, бақылаулардың және олардың статистикалық өңдеулерінің негізіндегі тұжырымдардың бастапқы болжамдары мен биологиялық заңдылықтарының түбегейлі сараптамасы сәйкес келеді.

ПАЙДАЛАНҒАН ӘДЕБИЕТТЕР ТІЗІМІ

1 Колесов Ю.С Математическое модели- В кн.:исследования по устойчивости и теории колебаний-Ярославль:Изд.Яросл.гос.ун-та,1979, стр.3-40

2 Колесов Ю.С Швитра Д.И. Автоколебания в системах с запаздыванием.- Вильнюс:Изд.Мокслас,1979 ,146 с.

3 Вольтерра В.Математическая теория борьбы за существование.Изат. «Наука»,Главная ред.Физака мат.лит.,-Москва-,1976.

4 Андреева Л.В. «В мире оболочек От живой клетки до космического корабля»

5 Божанов Е.Т. «Теория математической модели расчета трубчатых конструкции и ее приложения» Алматы -,2001.