

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫ АУЫЛ ШАРУАШЫЛЫҒЫ МИНИСТРЛІГІ



ZHANGIR KHAN
UNIVERSITY

Жәңгір хан атындағы Батыс Қазақстан
аграрлық-техникалық университеті

А.М. Бисенғалиева, К.О. Дюсегалиева

БИОЛОГИЯЛЫҚ ФИЗИКА

ОҚУ ҚҰРАЛЫ

Орал
2022

ӘОЖ 577.3 (075.8)

КБЖ 28.071 я73

Б 58

**Жәңгір хан атындағы Батыс Қазақстан аграрлық-техникалық университетінің Оқу-әдістемелік кеңесімен басылымға ұсынылған
(№7 хаттама, 24.02. 2022 ж.)**

Сын-пікір берушілер: Ш.Д.Махмудова, физика-математика ғылымының кандидаты, Жәңгір хан атындағы Батыс Қазақстан аграрлық-техникалық университеті, «Жалпы техникалық дайындық» орталығының доценті.

А.Н. Кушеккалиев, физика-математика ғылымының кандидаты, доцент, Махамбет Өтемісов атындағы Батыс Қазақстан университеті, «Ақпараттық технологиялар» орталығының жетекшісі.

Бисенгалиева А.М., К.О. Дюсегалиева

Б 58 Биологиялық физика: оқу құралы/ А.М. Бисенгалиева,
К.О. Дюсегалиева – Орал: Жәңгір хан атындағы БҚАТУ, 2022-98 б.

ISBN 978-601-319-323-6

Бұл оқу құралында білім алушылардың білімін жетілдіруде тірі организмдеріндегі болатын биофизикалық құбылыстардың табиғатын қазіргі заманның физикасы арқылы түсіндіру, биофизика саласындағы теориялық білімді болашақ мамандық бойынша арнаулы пәндерді меңгеру мен қызмет барысында практикалық есептерді шешуге қолдана білуге, биофизиканың негізгі түсініктерінің маңызын классикалық және қазіргі заманның физикасының негізгі заңдылықтары арқылы оларды тығыз байланыста қарастыра отырып жеткізу, нәтижелерді математикалық өңдеуді меңгеру туралы айтылған.

ӘОЖ 577.3 (075.8)

КБЖ 28.071 я73

ISBN 978-601-319-323-6

Бисенгалиева А.М., Дюсегалиева К.О., 2022
«Жәңгір хан атындағы Батыс Қазақстан
аграрлық-техникалық университеті»КеАҚ, 2022

МАЗМҰНЫ

АЛҒЫ СӨЗ.....	5
 I БӨЛІМ	
МЕХАНИКА	
1.1 Кинематика мен динамиканың айналмалы қозғалысының негізгі заңдары. Биотерілердің механикалық қасиеттері. Адамның тірек-қимыл аппаратындағы биомеханикалық үрдістер.....	7
1.2 Айналмалы қозғалыс динамикасының негізгі заңдары.....	8
1.3 Тіндердің механикалық қасиеттері.....	11
1.4 Адамның тірек-қимыл аппаратындағы биомеханикалық үрдістер.....	13
 II БӨЛІМ	
МЕХАНИКАЛЫҚ ТЕРБЕЛІСТЕР МЕН ТОЛҚЫНДАР	
2.1 Тербелмелі қозғалыс туралы түсінік. Гармоникалық тербелістер.....	19
2.2 Механикалық толқындар. Толқын теңдеуі.....	26
2.3 Толқын энергиясы. Умов векторы.....	28
2.4 Доплер эффектісі.....	29
2.5 Акустика. Дыбыстық толқындардың физикалық сипаттамалары.....	31
2.6 Ультрадыбыс. Инфрадыбыс.....	34
 III БӨЛІМ	
ТҰТҚЫР СҰЙЫҚТЫҢ ГИДРОДИНАМИКАСЫ	
3.1 Сұйықтықтың тұрақты ағысы. Ағыстың үздіксіздігінің шарты.....	39
3.2 Бернулли теңдеуі және оның салдары.....	40
3.3 Сұйықтықтың тұтқырлығы. Ньютон теңдеуі.....	42
 IV БӨЛІМ	
ГЕМОДИНАМИКАНЫҢ ФИЗИКАЛЫҚ НЕГІЗІ	
4.1 Сұйықтық пен қанның серпімді қабырғалары бар қан амырлары арқылы қозғалысы. Қан тамырлары тармақталуы ретіндегі қан айналым жүйесі.....	45
4.2 Гемодинамикалық көрсеткіштердің бұзылу жүйесі.....	49
4.3 Қан айналым процесінің модельдік көріністері.....	52

V БӨЛІМ	
БИОЛОГИЯЛЫҚ ҮРДІСТЕРДІҢ МОЛЕКУЛАЛЫҚ ФИЗИКАСЫ ЖӘНЕ ТЕРМОДИНАМИКАСЫ	
5.1	Биологиялық жүйелерді оқытуда термодинамикалық зерттеу әдісінің ерекшеліктері. Термодинамиканың негізгі ұғымдары..... 56
5.2	Термометрия және калориметрия..... 61
VI БӨЛІМ	
БИОЛОГИЯЛЫҚ ҮРДІСТЕРДІҢ ЭЛЕКТРОСТАТИКАЛЫҚ ҚҰБЫЛЫСТАРЫ	
6.1	Электростатика..... 63
6.2	Ток диполы. Диполь электр генераторы туралы түсінік..... 64
6.3	Электрокардиографияның физикалық негіздері..... 66
VII БӨЛІМ	
ТҰРАҚТЫ ЖӘНЕ АЙНЫМАЛЫ ТОК. ТОКТЫҢ ОРГАНИЗМГЕ ӘСЕРІ	
7.1	Тұрақты ток үшін биологиялық тіңдер мен сұйықтықтардың электр өткізгіштігі..... 68
7.2	Тұрақты токтың ағзаға әсер ету механизмдері..... 71
7.3	Электрофорез..... 73
7.4	Айнымалы ток. Оның негізгі сипаттамалары..... 75
VIII БӨЛІМ	
МАГНИТ ӨРІСІ. МАГНИТ ӨРІСТЕРІНІҢ АДАМ АҒЗАСЫНА ӘРЕКЕТІ	
8.1	Магнит өрісінің негізгі сипаттамалары..... 83
8.2	Заттың магниттік қасиеттері..... 85
8.3	Магнит өрістерінің тірі ағзаға әсері..... 89
IX БӨЛІМ	
РАДИОАКТИВТІЛІК ҚҰБЫЛЫСЫ	
9.1	Радиоактивті ыдыраудың негізгі заңы..... 92
9.2	Иондаушы сәулеленудің дозиметриясы. Жұтылған және экспозициялық доза. Дозаның қуаты..... 94
ӘДЕБИЕТТЕР 97	

АЛҒЫ СӨЗ

Биофизика - бұл биологиялық процестердің негізін құрайтын ең іргелі заңдар туралы ғылым. Биофизика организмдегі зат алмасу өзгерістерін, клетка түзушілердің тіршілік қабілетін анықтайтын, зат және энергия алмасуын, тыныс алатын және қозғалыстағы ағзаларды қарастыратын сала.

Тірі табиғатта жансыз табиғатпен салыстырғанда:

1) тірі жүйелердің жоғары реттілігі, дискреттілік және тұтастық, көп деңгейлі ұйым;

2) өзін-өзі өсіру қабілеті;

3) ұйымды күрделендіру бағытында даму қабілеті;

4) ақпарат феномені;

5) орындылық феномені.

Физика (грек тілінен фюзис-табиғат) - табиғат туралы ғылым табиғаттың жалпы қасиеттері. Жануарлар мен өсімдіктер - бұл механикалық, жылу, электрлік сияқты физикалық процестер жүретін күрделі өзін-өзі басқаратын биологиялық жүйелер.

Биологиялық физиканың негізгі мақсаты классикалық физика, қазіргі заманғы физика, биофизика және кәсіби қызметте физикалық өлшеу және зерттеу әдістерін қолдану дағдылары туралы идеяларды, түсініктерді, білімді қалыптастыру.

Биофизиканы меңгеру нәтижесінде кәсіби қызметте физика мен биофизиканың негізгі заңдарын пайдалану, қазіргі қоғамның дамуындағы ақпараттың мәні мен маңызын түсіну, зерттеулер әдістерін меңгеру құзыреттерін қалыптастыруға бағытталған.

Міндеттері: биологиялық объектілерге қолдануда механика, термодинамика, электр магнетизм, оптика және атом физикасы заңдарын зерттеу; зертханалық зерттеулер әдістерін меңгеру; ветеринарлық медицинада физика заңдарын қолдану бойынша біліктіліктерін әзірлеу.

Биологиялық физика негізгі кәсіптік білім беру бағдарламасының құрылымындағы математикалық және жаратылыстану циклінің негізгі бөлігіне кіреді. Ауылшаруашылық университетіндегі биологиялық физиканы зерттеу үшін білім алушы алгебра, геометрия, тригонометрия және биология негіздерін және негізгі физикалық заңдардың тұжырымдарын, қаржылық есептерді шешуде математикалық есептеулер жүргізе білуі керек және физикалық процестердің графиктерін оқу және құру саласында құзыретті болуы керек. "Биологиялық физика" пәні негізделетін алдыңғы пәндер: физиканың мектеп курсы, векторлық алгебра және жалпы биология.

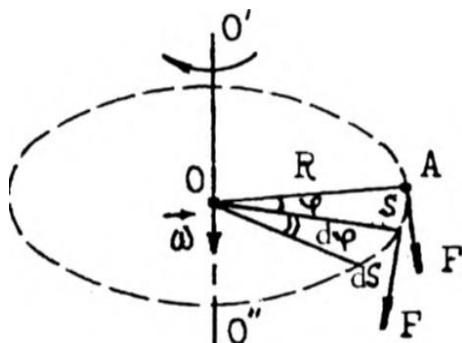
"Биологиялық физика" оқулығы білім алушыларға классикалық және қазіргі заманғы физиканың іргелі заңдары туралы терең білім алуға және оларды зертханалық және клиникалық ветеринарияда қолдану дағдыларын қалыптастыруға мүмкіндік береді.

Бұл оқу құралында білім алушылардың білімін жетілдіруде тірі организмдеріндегі болатын биофизикалық құбылыстардың табиғатын қазіргі заманның физикасы арқылы түсіндіру. Биофизика саласындағы теориялық білімді болашақ мамандық бойынша арнаулы пәндерді меңгеру мен қызмет барысында практикалық есептерді шешуге қолдана білуге. биофизиканың негізгі түсініктерінің маңызын классикалық және қазіргі заманның физикасының негізгі заңдылықтары арқылы, оларды тығыз байланыста қарастыра отырып жеткізу, нәтижелерді математикалық өңдеуді меңгеру туралы айтылған.

I БӨЛІМ

1.1 Кинематика мен динамиканың айналмалы қозғалысының негізгі заңдары. Биотерілердің механикалық қасиеттері. Адамның тірек-қимыл аппаратындағы биомеханикалық үрдістер

Дененің қозғалмайтын осінің айналмалы қозғалысы ең қарапайым қозғалыс түрі болып табылады. Ол дененің кез-келген нүктелері $O' O''$ түзу сызығында орналасқан айналу осі деп аталатын шеңберлерді сипаттайды (1.1-сурет).



1.1-сурет. $O' O''$ түзу сызығындағы айналу осі

Бұл жағдайда дененің кез-келген уақытында φ айналу бұрышы R векторының радиусы кез-келген A нүктесінің өзінің бастапқы орнынан салыстырмалы түрде анықтайтын болады. Оның уақытқа тәуелділігі

$$\varphi = f(t) \quad (1.1)$$

Бұл айналмалы қозғалыс теңдеуі болып табылады. Дененің айналу жылдамдығы ω бұрыштық жылдамдығымен сипатталады. Айналмалы дененің барлық нүктелерінің бұрыштық жылдамдығы бірдей. Бұл векторлық шама. Бұл вектор айналу осіне бағытталған және оң бұrandаның ережесімен айналу бағытына байланысты:

$$\omega = \frac{d\varphi}{dt} \quad (1.2)$$

Нүктенің шеңбер бойымен бірқалыпты қозғалысы кезінде

$$\omega = \frac{\Delta\varphi}{\Delta t} = \frac{2\pi}{T} \quad (1.3)$$

мұндағы $\Delta\varphi=2\pi$ - дененің бір толық айналымына сәйкес келетін бұрыш, $\Delta t=T$ толық бір айналу уақыты немесе айналу периоды. Бұрыштық жылдамдықтың өлшем бірлігі $[\omega]=c^{-1}$.

Бірқалыпты қозғалыс кезінде дененің үдеуі ε бұрыштық үдеуімен сипатталады (оның векторы бұрыштық жылдамдық векторына ұқсас орналасқан және оған сәйкес үдемелі және кері бағытта - баяу қозғалыс кезінде бағытталған):

$$\varepsilon = \frac{d\omega}{dt} = \frac{d^2\varphi}{dt^2} \quad (1.4)$$

Бұрыштық үдеудің өлшем бірлігі $[\varepsilon] = c^{-2}$.

Айналмалы қозғалысты сызықтық жылдамдықпен және оның жеке нүктелерінің үдеуімен сипаттауға болады. A нүктесімен сипатталған dS доғасының ұзындығы $d\varphi$ бұрышқа бұрылған кезде мынадай формуламен анықталады:

$$dS = R d\varphi \quad (1.5)$$

Сондықтан нүктенің сызықтық жылдамдығы v :

$$v = \frac{dS}{dt} = R \frac{d\varphi}{dt} = R\omega \quad (1.6)$$

Сызықтық үдеу a :

$$a = \frac{dv}{dt} = R \frac{d\omega}{dt} = R\varepsilon \quad (1.7)$$

1.2 Айналмалы қозғалыс динамикасының негізгі заңдары

Дененің айналу ось айналасындағы F күші деп дененің кез-келген нүктесіне бекітілген, айналу осіне перпендикуляр жазықтықта әсер ететін және нүктенің радиус векторына перпендикуляр бағытталған құраушысы.

Айналу центріне қатысты M күш моменті деп F күшінің d ұзындығына сандық бірліктегі көбейтіндісін айналу центрінен күш иіні деп аталатын күш бағытына түсірілген перпендикулярға тең векторлық шаманы айтады. 1- суретте $d=R$, сондықтан

$$\vec{M} = \vec{F} \cdot R \quad (1.8)$$

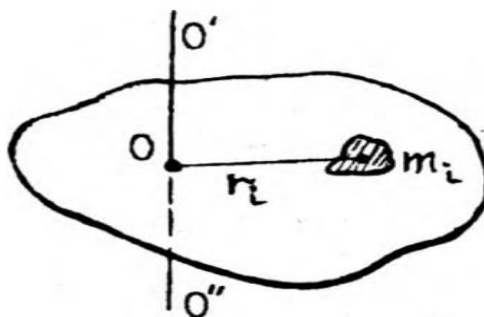
$\vec{M}$ айналу күшінің моменті векторлық шама болып табылады. $\vec{M}$ вектор O шеңберінің ортасына бекітілген және айналу осі бойымен бағытталған.

$\vec{M}$ векторының бағыты оң жақ бұранданың ережесі бойынша күш бағытына сәйкес келеді. dA_i элементар жұмыс $d\phi$ кішкене бұрышқа бұрылған кезде, сонда дене dS аз жол өтеді:

$$dA_i = F_i \cdot R \cdot d\phi = M_i d\phi \quad (1.9)$$

Ілгерімелі қозғалыс кезінде дененің инерттілік өлшемі масса болып табылады. Дененің айналуы кезінде оның инерттілігі айналу осіне қатысты дененің инерция моментімен сипатталады.

Материалдық нүктенің айналу осіне қатысты инерция моменті I деп нүктенің массасының оның осінен ара қашықтықтың квадратына көбейтіндісіне тең шаманы айтады (1.2-сурет):



1.2-сурет. Инерция моменті

$$I_i = m_i \cdot r_i^2 \quad (1.10)$$

Осыке қатысты дененің инерция моменті деп денені құрайтын материалдық нүктенің инерция моменттерінің алгебралық қосындысын атайды.

$$I_i = \sum_{i=1}^n m_i \cdot r_i^2 \quad (1.11)$$

Немесе шекте ($n \rightarrow \infty$)

$$I_i = \int r^2 dm \quad (1.12)$$

мұндағы барлық V көлемдегі интегралдауды жүргізеді.

Сол сияқты біртекті денелердің дұрыс геометриялық пішіндегі инерция моменттері есептеуге болады. Инерция моменті $кг \cdot м^2$ өрнектеледі. Вертикаль айналу осіне қатысты адамның инерция моменті массалар центрі арқылы өтетін (адамның массалық центрі жазықтықта екінші крест омыртқасынан сәл алда орналасқан), адамның жағдайына

байланысты мынадай мәндерге ие болады: тіреуде тұру $1,2 \text{ кг} \cdot \text{м}^2$; көлденең жағдайда $17 \text{ кг} \cdot \text{м}^2$.

Дененің айналуы кезінде оның кинетикалық энергиясы дененің жеке нүктелерінің кинетикалық энергиясынан тұрады:

$$E_K = \sum_{i=1}^n \frac{m_i g_i^2}{2} = \sum_{i=1}^n \frac{m_i \omega^2 r_i^2}{2} = \frac{\omega}{2} \sum_{i=1}^n m_i r_i^2 = I \frac{\omega^2}{2} \quad (1.13)$$

(1.13)- теңдеуді дифференциалдасақ, кинетикалық энергияның элементар өзгеруін аламыз:

$$dE_K = I \omega d\omega \quad (1.14)$$

1.9-формуладан элементар жұмысты 1.14 теңдеудегі сыртқы күштердің кинетикалық энергияның элементар өзгеруімен теңестірсек мынаны аламыз:

$$Md\varphi = I \omega d\omega \quad \text{осыдан} \quad M \frac{d\varphi}{dt} = I \omega \frac{d\omega}{dt} \quad \text{немесе} \quad \frac{d\varphi}{dt} = \omega$$

екенін ескерсек мынаны аламыз:

$$M = I \frac{d\omega}{dt} = I \varepsilon \quad (1.15).$$

Бұл теңдеу айналмалы қозғалыс динамикасының негізгі теңдеуі деп аталады. Ілгерімелі қозғалыс үшін Ньютонның II заңына ұқсас тәуелділік.

Материалдық нүктенің оське қатысты L импульс моменті деп нүктенің импульсінің айналу осіне дейінгі ара қашықтыққа көбейтіндісіне тең шаманы айтады:

$$L_i = P_i \cdot r_i = m_i g_i \cdot r_i \quad (1.16)$$

Қозғалмайтын осьтің айналасындағы айналатын дененің L импульс моменті:

$$L = \sum_{i=1}^n L_i = \sum_{i=1}^n m_i g_i \cdot r_i = \sum_{i=1}^n m_i \omega r_i r_i = \omega \sum_{i=1}^n m_i r_i^2 = \omega I \quad (1.17).$$

Импульс моменті бұрыштық жылдамдық векторына бағытталған векторлық шама.

Енді негізгі теңдеуге оралатын болсақ, онда 1.15 теңдеуден:

$$M = I \frac{d\omega}{dt}, \quad M dt = I d\omega \quad (1.18)$$

1.3 Тіндердің механикалық қасиеттері

Тіндердің механикалық қасиеттері адамды дірілден қорғау кезінде протездеуде, табиғи органдар мен тіндерді жасандыға алмастыруда, сот медицинасында ескеруі керек. Травматология мен ортопедияда әртүрлі деформацияларға қатысты биологиялық құрылымдардың тұрақтылығын білу қажет, спорт және космонавтикада тірек-қимыл жүйесінің физикалық мүмкіндіктеріне және т.б. назар аударады.

Бұлшық еттер, сіңірлер, қан тамырлары, өкпе тіндері және т.б. сияқты биологиялық құрылымдар тұтқыр серпімді немесе серпімді тұтқыр жүйелер болып табылады. Олардың қасиеттерін сыртқы күш әсерінен, серпімді және тұтқыр элементтердің үйлесімімен көрсетілуі мүмкін. Денелердің серпімді және тұтқыр қасиеттерін модельдеу ыңғайлы. Бұл биологиялық объектілердің механикалық қасиеттерін көрнекі түрде көрсетуге мүмкіндік береді.



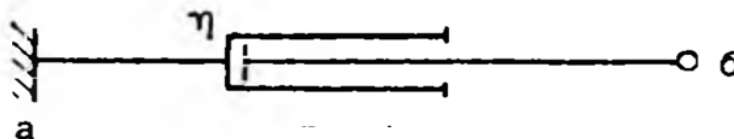
1.3-сурет.Серпімді элемент моделі

Серпімді элемент моделінің мысалы – серпімді пружина (1.3-сурет), онда деформация процесі бірден Гук заңына бағына жүреді:

$$\frac{\Delta l}{l_0} = \frac{F}{SE} \quad (1.19)$$

мұндағы F - ішкі күш, S -көлденең қиманың ауданы, $\frac{F}{S} = \sigma$ - кернеу, E -үлгінің ұзындығы екі есе болатын қолданылатын кернеуге сандық тең серпімді модуль, $\frac{\Delta l}{l_0} = \varepsilon$ - салыстырмалы ұзындық, Δl - ұзындықтың өзгеруі (абсолютті ұзарту); l_0 - бастапқы ұзындық.

Тұтқыр элементтің мысалы – тұтқыр сұйық және тығыз емес поршенді цилиндр (1.4-сурет).



1.4-сурет.Тұтқыр элемент

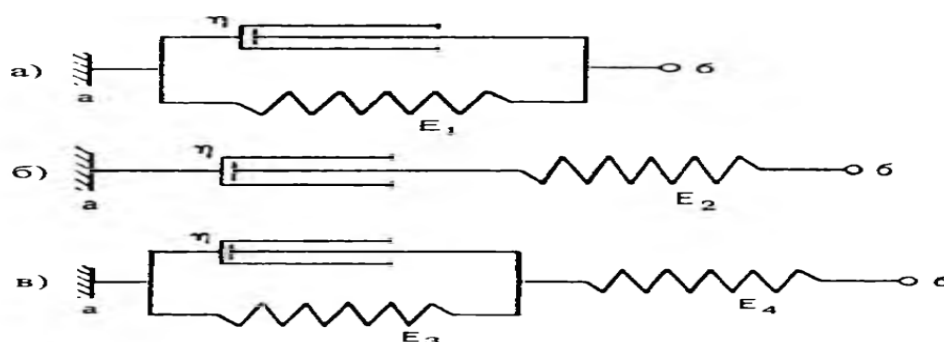
Бұл ортадағы қарсылық күші бұл жағдайда қозғалыс жылдамдығына пропорционал: $F_{кед} = -r \dot{x} = -r \frac{dx}{dt}$

Бұл элемент үшін тәуелділік:

$$\frac{\Delta l}{l_0} = \frac{F}{S\eta} t \quad (1.20)$$

мұндағы t - әрекет ету уақыты, η – зат тұтқырлығы.

Әр түрлі тіндердің тұтқыр серпімді қасиеттерін екі қарапайым модельдің әртүрлі комбинацияларынан тұратын механикалық модельдер жүйелеріне көрсетуге болады (1.5-сурет).



1.5-сурет. Максвелл моделі

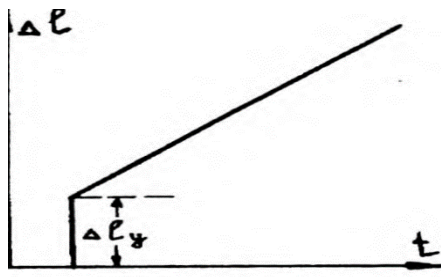
Мұндай күрделі жүйелердің екі ерекшелігі назар аудартады. Біріншіден, тұрақты күш әсерінен ұзындық бірден емес, уақытқа қатысты өзгереді. Бұл құбылыс сырғу деп аталады. Серпімді және тұтқыр қасиеттерді біріктіретін қарапайым жүйе-Максвелл моделі.

Тұрақты күшпен әсер еткенде Гук (Δl_y -дейін) заңымен анықталатын мәнге дейін созылады, ал поршень күш әсер еткенге дейін тұрақты жылдамдықпен қозғалады. Осылайша модельде материалдың сырғуы іске асырылады (1.6-сурет).

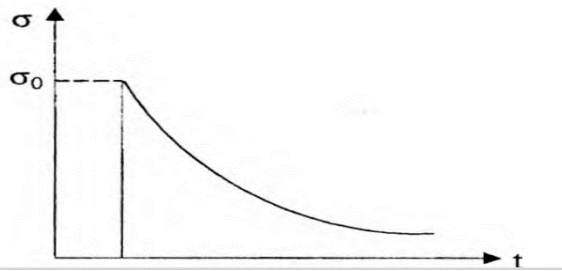
Екінші жағынан, алғашқы максималды кернеу біркелкі ұзаруы кезінде пайда болады, содан кейін тұтқыр серпімді элементтердің ұзарту есебінен азаяды. Бұл құбылыс кернеу релаксациясы (босаңсу) деп аталады (1.7-сурет). Бұлшық еттерге созылу күшімен әсер еткен кезде олар негізінен Максвеллдің моделі сияқты әрекет етеді. Сондықтан бұлшық еттерге көп әсер етпей-ақ айтарлықтай созылуы мүмкін. Бұл бұлшық еттердің қуыс мүшелерінің созылуына ықпал етеді.

Тыныштықта сүйек бұлшық еттері - үшінші модельді (1.5в-сурет) бұлшық еттер белгілі бір шамада кенеттен созылған кезде кернеу күрт артады, содан кейін белгілі бір тепе-теңдік деңгейіне дейін төмендейді σ .

Бірақ бұл механикалық модельден айырмашылығы, бұлшық ет ұзындыққа сызықтық емес тәуелділікпен сипатталады.



1.6-сурет. Сырғу моделі



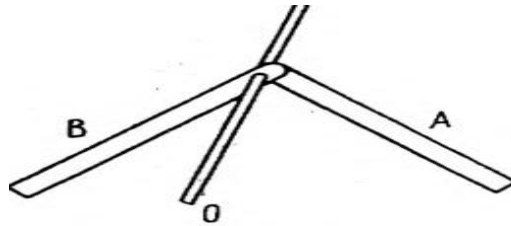
1.7-сурет. Кернеу релаксация

Бұл бұлшық еттің серпімділік модулі, модельден айырмашылығы, тұрақты болмайды, бірақ әртүрлі жүктемелерде әр түрлі болады. Сүйектер тірек және қорғаныс функцияларына сәйкес механикалық қасиеттері бойынша бұлшық еттерден және басқа биоматериалдардан күрт ерекшеленеді. Сүйектің минералды құрамы тез деформацияны қамтамасыз етеді, ал полимер бөлігі сырғуды анықтайды. Сүйектер үшін кішігірім деформацияларда Гук заңы орындалады. Сүйектің серпімділік модулі $E_K = 10^9 \text{ Н/м}^2$ -ге жетуі мүмкін, бұл бұлшық ет серпімділік модулінен бірнеше есе жоғары.

Сүйектер өте үлкен механикалық беріктікпен сипатталады. Оның механикалық бұзылуы $\sigma = 10^7 - 10^8 \text{ Н/м}^2$ кезінде басталады, (үлкен артериялардың жақтауларының тіндері үшін бұзылу $\sigma = 10^6 \text{ Н/м}^2$ басталады. Қан тамырларының қабырғалары тұтқыр эластикалық материал (капиллярларды қоспағанда). Сондықтан ірі қан тамырлары олардың жақтауларына сыртқы күш әсер еткен кезде айтарлықтай қайтымды өзгерістерге ұшырайды. Тіндердің серпімді қасиеттері мен беріктігі негізінен эластиин және коллаген талшықтарымен және олардың кешендерімен анықталады. Бұл талшықтардың үлесі, мысалы, ірі қан тамырлары жақтауларының, құрғақ массаның шамамен 50% құрайды. Серпімділіктің жоғары модулімен (эластинді жіптер $E_{эл} = 10^6 \text{ Н/м}^2$, коллагенді жіптер $E_{кл} = 10^7 \text{ Н/м}^2$) және беріктігіне ие, бұл талшықтар сіңірлердің, қан тамырлары жақтауларының және т.б. тіндердің жарылуын болдырмайды.

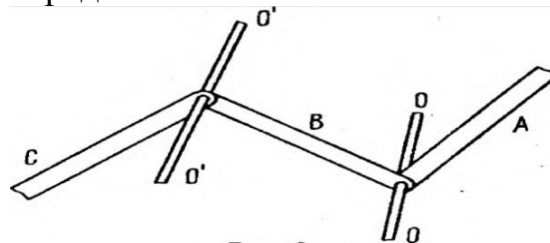
1.4 Адамның тірек-қимыл аппаратындағы биомеханикалық үрдістер

Адамның тірек-қимыл аппараты бұлшық еттер белгілі бір нүктелерде бекітілген қаңқа сүйектерінен тұрады. Сүйектер буындарда бір-бірімен байланысады. Буынның негізгі механикалық сипаттамасы олардың еркіндік дәрежелерінің саны осьтер санына тең олардың айналасында (сочленённых костей) артикуляциялық сүйектердің болуы мүмкін болып табылады. Естеріңізге сала кетейік, кез-келген механикалық жүйенің еркіндік дәрежелерінің саны - жүйенің барлық мүмкін қозғалыстарын сипаттауға қажетті тәуелсіз координаттар саны деп аталады.



1.8-сурет. А және В буындар жүйесі

Осымен байланысқан A және B 2-буындарының жүйесін қарастырамыз (1.8-сурет). Бұл бір осьті екі буынды байланыстар. Қозғалмайтын буын кезінде A мен B буыны бір еркіндік дәрежесіне ие. Адам ағзасындағы осындай байланыстар, мысалы-иық, бүйрек үсті және фалангикалық қосылыстар. Олар тек бір еркіндік дәрежесімен иілу және бүгілуіне мүмкіндік береді.

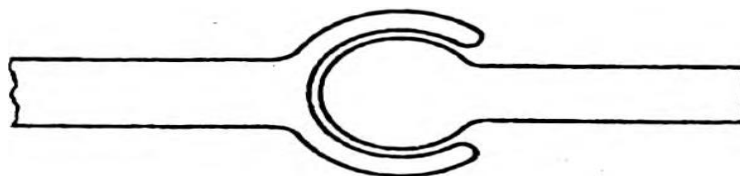


1.9-сурет. А, В және С буынды элемент

Мысалы A , B және C үш буынды элементтердің осьтері OO және $O'O'$ 1.9-суретте көрсетілген. Бір бағыттағы осьтердің жүйесін бір осьті деп атайды. Екі осьті байланыстардың екі өзара перпендикуляр осьтер бойымен айналуына мүмкіндік береді. Қозғалмайтын буын кезінде A мен B буыны бір еркіндік дәрежесіне ие, соның ішінде $O'O'$ осі. $O'O'$ осінің айналасында C буыны тағы да бір еркіндік дәрежесіне ие, яғни екі еркіндік дәрежесіне.

Осындай қосылыстың мысалы-білек буыны, оның иілуі және бүгілуі.

Еркіндіктің дәрежесі үшке ие болатын байланыстарды "шарлы дөңгелек" деп атайды (1.10-сурет). Осындай байланыс жамбас буынында, иық буынында жүзеге асырылады. Омыртқа аралық буындардың қозғалғыштығына байланысты бас сүйегінің алты еркіндік дәрежесі болады.



1.10-сурет. Шарлы дөңгелек

Адамның тірек-қимыл жүйесі, адамды тепе-теңдікте ұстайтын физика тұрғысынан алатын болсақ рычагтың жиынтығын білдіреді. Анатомияда әр түрлі күш рычагтары күш ұтысы және орын ауыстырудың ұтылысынан болады.

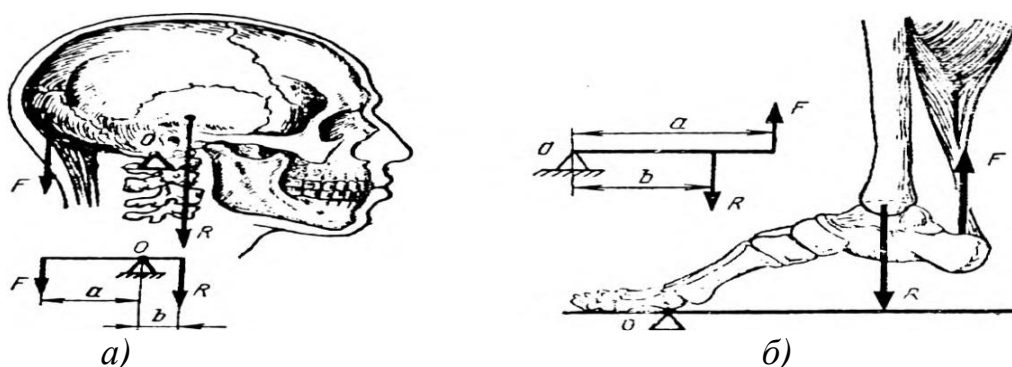
Осындай рычагтардың тепе-теңдік шарты

$$F \cdot a = Rb \quad (1.21)$$

мұндағы F - әсер етуші күш; R - кедергі күші; a -және b - иін күші. $a > b$ болғанда $F < R$

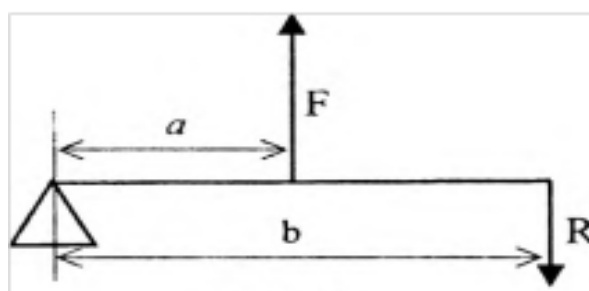
Мысал ретінде бас сүйек алайық, оның айналу осі бас сүйегінің бірінші омыртқамен артикуляциясы арқылы өтеді, R - күші - бастың ауырлық күші, F - желке сүйегіне бекітілген бұлшықеттер мен байламдардың тарту күші. (1.11-сурет,а).

Екінші мысал жарты бармаққа көтерілу кезіндегі табанға әсері болып табылады. Жеңілген күш R -дененің тартылыс күші, дененің көтерілуін жүзеге асыратын белсенді бұлшық ет күші F Ахиллово сіңірі арқылы өтеді және өкше сүйегінің шығыңқы жеріне қолданылады (1.11-сурет,б).



1.11-сурет. Адамның тірек-қимыл жүйесі

Айналу осі метатарсальды сүйектердің бастарынан өтеді. Рычагтың екінші түрі - рычагтың жылдамдығы орын ауыстырғанда қозғалысынан ұтады, бірақ күштен ұтылады.(1.12-сурет).



1.12-сурет. Рычаг

Бұл рычагтың тепе-теңдік жағдайы: $F \cdot a = Rb$.
 Өйткені $b > a$ сонда $F > R$. Мысалдар: білек сүйектері, төменгі жақ.

Соңғы мысалда тағамды ұсақтауға кететін R қарсы кедергі күшінің шайнау бұлшық еті, F әсер етуші күші арқылы жүзеге асырылады, (тістерге әсер етеді).

F әсер етуші иін күші қарсы күштердің иінінен әлдеқайда қысқарақ, сондықтан шайнау бұлшық еті қысқа және күшті болады. Қатты нәрсені жұлу керек болған кезде, адам түбір тістерімен әрекет етеді, сонда кедергі күшінің иіні азаяды. Егер қаңқаны жеке буындардың жиынтығы ретінде қарастыратын, бір механизмге байланысқан болсақ, онда бұл байланыстардың барлығы қалыпты тірекпен орнықсыз тепе-теңдікте болатын жүйені құрайды.

Егер барлық жүйе тепе-теңдікте болса, онда жүйе бұлшық еттердің тұрақты кернеуін ұстап тұрады. Тірек-қимыл аппаратын белсенді бөлігі бұлшықет. Жүйе импульстарының әсерінен олар ұзындығын қысқартады, белгілі бір күш-жігерді дамытады. Бұлшық еттің бұл жиырылуын изотоникалық деп аталады. Бұлшық еттің ұзындығын өзгертпестен күш – жігерді дамытатын тағы бір жиырылуының түрі бар. Оны изометриялық деп атайды. Мұндай қысқарту заттар мен құралдарды ұстауға мүмкіндік береді.

Бұлшық ет жиырылған кезде механикалық жұмыс орындалады $P \cdot x$ (x – бұлшық еттің қысқару шамасы; P – жүктің салмағы) және q_x жылу бөлінуі (жылу өнімі), бұлшық етті өзін қысқартуға жұмсалған A жұмысына тең болады.

Жалпы жұмыстың жиырылуы $W = (Px + A)$, ал жалпы қуат dW/dt .

Бұлшық еттің жиырылуының сипаттамасы жылдамдық қысқарылуы болып табылады $\mathcal{Q} = \frac{dx}{dt}$ ($dx-dt$ уақыттағы бұлшық еттің қысқаруы шамасы)

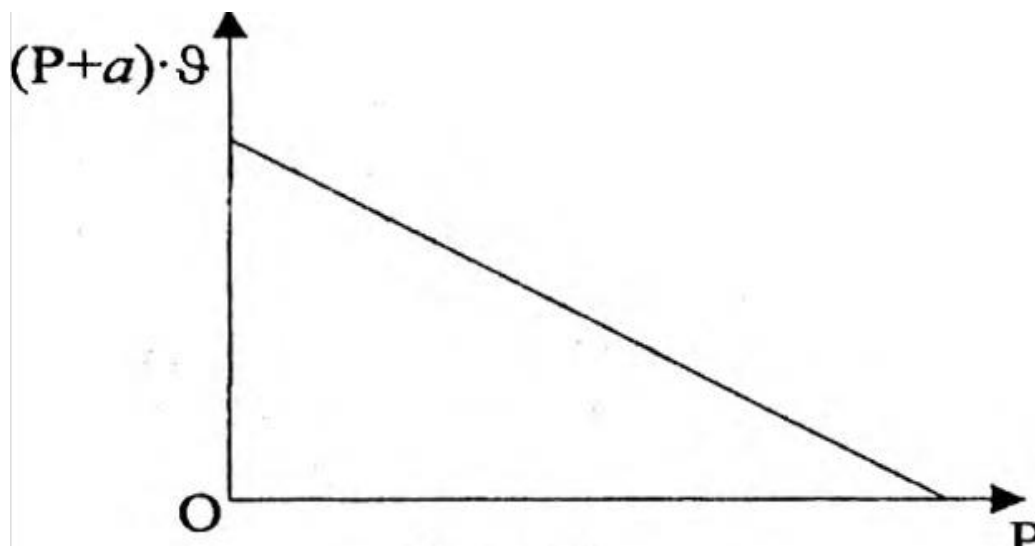
1938 жылы Хилл бұлшық ет жұмысы жағдайында $P \cdot \mathcal{Q}$ және Q_x арасындағы анықталған қатынасқа ие болатынын көрсеткен. Ол бірінші тәжірибеде бұлшық еттен бөлініп шығатын жылуды оның изотондық режимінде қысқару жүрісін анықтағанда, P тұрақты шама. Q_x -ты

P және x әр түрлі өлшемдерінде жүргізіледі. Q_x P жүктемесіне тәуелді емес екені белгілі болды, бірақ әрқашанда қысқару шамасына тура пропорционал болады x $q_x = \alpha x$, мұндағы α – бұлшық ет коэффициенті берілген тұрақтылар үшін, күш өлшемі (сонда q_x - энергия, ал x - жол).

Хилл тәжірибесінің екінші сериясында P және v арасындағы тәуелділігі зерттеген, мұндағы v - бұлшық еттің изотоникалық жиырылу жылдамдығы.

Ол жалпы бұлшық ет қуатының жүктемеге бекітілген тәуелділігін тұрғызған (бақаның тігінші бұлшықеті алынды). Бұл тәуелділік сызықтық теңдеумен сипатталады (1.13-сурет) $(P + \alpha) \vartheta = b(P_0 + P)$

Мұндағы b - алынған түзудің көлбеу бұрышының тангенсіне тең, ал $P=P_0$, $v=0$ болады.



1.13-сурет. P және v арасындағы тәуелділік графигі

Жалпы қуаттың өрнегі

$$\frac{dW}{dt} = (P + \alpha) \cdot \vartheta \quad (1.22)$$

Осыдан бұлшық еттің жылу өнімін анықтау бойынша тәжірибелерден шамасындай болады. P_0 - шамасының физикалық мәні мынада: берілген жүктеме кезінде бұлшықеттің қысқаруы болмайды, басқаша айтқанда, P_0 - бұл бұлшық еттің изометриялық жиырылу режимінде дамитын күші.

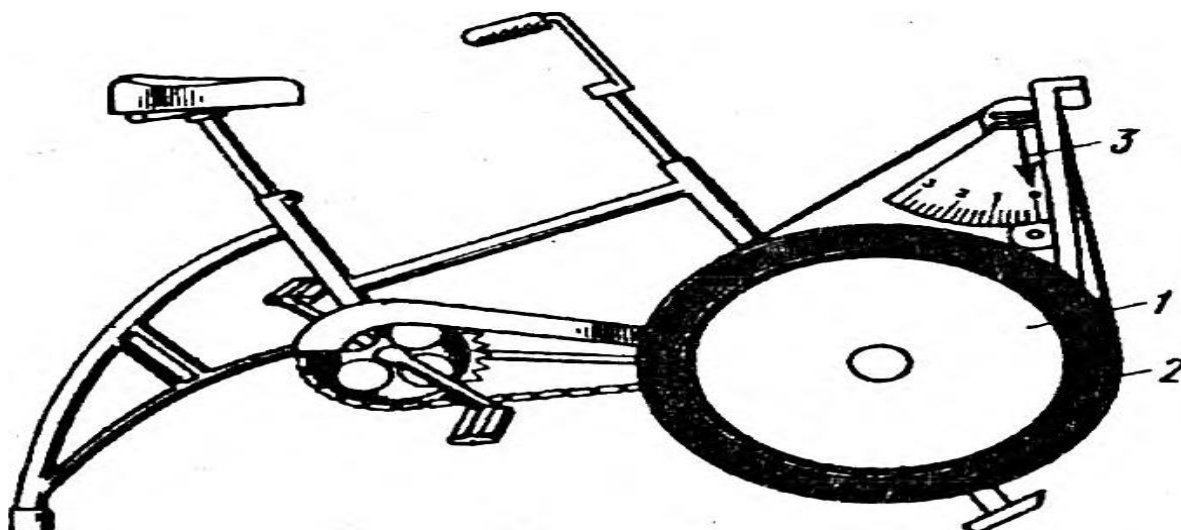
Бұлшық еттің изометрикалық жиырылуы кезінде қысқартылған күйде болып энергия тұтынады және бұлшық етте бөлінетін жылуға алмасады. Хиллдің теориясы белгілі бір дәрежеде бұлшық ет жұмысының механизмін табиғат пайда болған идеалды механизм ретінде ашуға мүмкіндік берді. Мұнда механикалық және жылу энергиясының бірлігі анықталады.

Бұлшық еттердің жұмысқа белсенділігін зерттеу, адамның әртүрлі жағдайларда жасаған механикалық жұмысын өлшеу, сондай - ақ бұл жұмыстың ағзаға әсері эргометрия деп аталады, ал сәйкесті құрылғылар эргометрия деп аталады. Орын ауыстыру болмаған кезде жұмыс нөлге тең болады. Алайда, егер сіз созылған қолыңызда шайнек немесе басқа затты қозғалтпай ұстап тұрсаңыз, әркім қолдың немесе иықтың бұлшық етінің шаршағанын біледі. Бұнда жүк қозғалмайды және жұмыс жасамайды, бірақ

қолдың немесе иықтың шаршауы бұлшық еттердің жұмыс істейтінін көрсетеді. Бұл жұмыс статикалық бұлшық ет жұмысы деп аталады. Шын мәнінде, бұл жерде көзге көрінбейтін және өте жиі кездесетін кішкентай жиырылу мен босаңсу пайда болады, сонымен бірге ауырлық күшіне қарсы жұмыс жасайды. Сондықтан, адамның бұлшық еттерінің статикалық жұмысы іс жүзінде кәдімгі динамикалық жұмыс болып табылады. Қазіргі уақытта ең көп таралған техникалық құрылғы адамның жұмыс қабілеттілігін және жүрекке түсірілген ауыртпалығын өлшейтін құрылғыны эргометр болып табылады, бұл тежегіш велосипедтің (VELOЭРГОМЕТР) 1.14-суретте беріледі.

Мұнда 2 – жұмыс, адамның аяқ киімінің қысқышы жасаған үйкеліс күшімен анықталады, 3 - бұл динамометрмен өлшенеді.

Динамометр механикалық немесе магниттік құрылғы болуы мүмкін.



1.14-сурет. Велоэргометр

Велоэргометрдің дөңгелегінің бір айналымына кеткен жұмыстың мына формуласы бойынша табуға болады

$$A = F_{\text{үйк}} l = 2\pi R. \quad (1.23)$$

n айналымдағы толық жұмысты есептегішпен жазсақ, онда

$$A_{\text{мол}} = nF_{\text{үйк}} \cdot 2\pi R \quad (1.24)$$

Осыдан, адамның жүрегіне түсірілген қуат:

$$N = \frac{nF 2\pi R}{t} \quad (1.25)$$

II БӨЛІМ

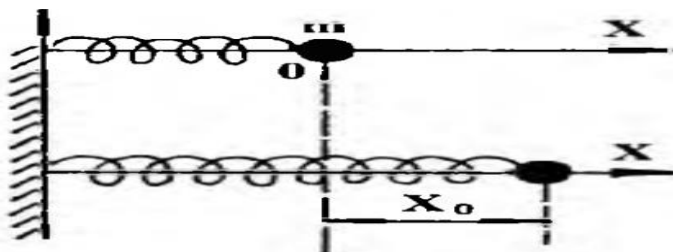
МЕХАНИКАЛЫҚ ТЕРБЕЛІСТЕР МЕН ТОЛҚЫНДАР

2.1 Тербелмелі қозғалыс туралы түсінік. Гармоникалық тербелістер

Тербеліс деп сондай және басқада дәрежеде қайталанып ерекшеленетін процесті айтады. Тербелмелі қозғалыс оны тудыратын толқындар табиғатта және техникада өте жиі кездеседі. Пойыздар өткен кездегі көпірлердің тербелісі, құлақ қалқанының жасайтын тербелісі, ғимараттардың бөліктерінің дірілдеуі, жүрек бұлшық етінің ырғақты жиырылуы.

Физикалық табиғатына байланысты әртүрлі тербелістер қайталанатын; механикалық, электромагниттік және т.б. Механикалық тербелістерді қарастырамыз.

Кейбір денелердің (шар) массасы стержень m (өзекке) бекітілген және серіппенің қатаңдығы k оны қозғалмайтын қабырғаға жалғаған қарапайым механикалық жүйені қарастырамыз. ОХ осін өзек бойымен бағыттап, ал шардың центрін координатасы басымен сәйкестірсек, шарт бойынша серіппе деформацияланбаған күйде болады. Шарды тепе-теңдік жағдайдан X_0 қашықтыққа жылжытамыз (2.1- сурет).



2.1-сурет. Шардың тепе-теңдік жағдайы

Сонда серіппенің қабырғасындағы денеге серпімді күш әсер етеді $F = -kX_0$. Бұл күш осы теңдеуден көрініп тұрғандай, ығысуға пропорционал және ығысуға қарама-қарсы бағытта бағытталған. Оны қайтарушы күш деп атайды. Бұдан басқа, жүйеде потенциалдық энергия қоры болады.

$$E_n = \frac{kx_0^2}{2} \quad (2.1)$$

Егер жүкті түсірсек, онда ол серпімді күштің әсерінен тепе-теңдік жағдайда қозғалады, осыдан оның потенциалдық энергиясы кинетикалық

энергияға $E_{\kappa} = \frac{m g^2}{2}$ өтіп азаяды, қайтару күші кеміп және тепе-теңдік жағдайында нөлге тең болады, бірақ та дене тепе-теңдік жағдайында тоқтамайды, ал қозғалыс инерция бойынша жалғаса береді.

Оның кинетикалық энергиясы потенциалға өткенде, қайтару күші өседі, бірақта оның бағыты қарама қарсы өзгереді. Жүйеде тербелістер пайда болады.

Дененің тербелмелі қозғалыс жағдайында әрбір берілген уақыттың мезетіндегі қашықтықтың тепе-теңдік жағдайдан сипаттауын ығысу деп атайды.

Өртүрлі ортадағы тербелістің ең жай түрі гармониялық тербеліс болып табылады, яғни синус немесе косинус заңы бойынша уақытқа байланысты өзгертін тербелмелі шамалар.

Өшпейтін гармоникалық тербелістер

Егер массасы m денеге күш әсер етсе, оны тепе-теңдік жағдайдан қайтаруға тырысатын (қайтару күші) және тепе-теңдік жағдайдан ығысуға пропорционал, яғни серпімділік күші $F = -\kappa X_0$

Егер үйкеліс болғанда, онда Ньютонның екінші заңының теңдеуі дене үшін мынадай түрде:

$$F_{\text{үйк}} = m\alpha, m \frac{d^2 x}{dt^2} = -\kappa x \quad (2.2)$$

$$\text{немесе} \quad \frac{d^2 x}{dt^2} + \frac{\kappa}{m} x = 0 \quad \sqrt{\frac{\kappa}{m}} = \omega_0 \quad (2.3)$$

белгілесек, мынаны аламыз

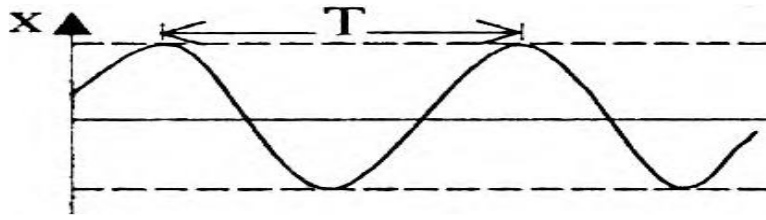
$$\frac{d^2 x}{dt^2} + \omega_0^2 x = 0 \quad (2.4)$$

2.4-теңдеуі тұрақты коэффициенттері бар 2-ші ретті біртекті дифференциалдық теңдеу болып табылады.

2.4-теңдеудің шешімі еркін немесе меншікті өшпейтін тербелістер заңы болады:

$$x = A \cos(\omega_0 t + \varphi_0) \quad (2.5)$$

мұндағы A - тепе-теңдік ауытқудың ең үлкен шамасын амплитуда деп атайды (амплитуда-тұрақты, оң шама); $(\omega_0 t + \varphi_0)$ –тербеліс фазасы; φ_0 - бастапқы фаза. Өшпейтін тербелістің графигі 2.2-суретте көрсетілген.



2.2-сурет. Өшпейтін тербелістің графигі

T - тербеліс периоды (толық бір тербеліске кеткен уақыт аралығы) $T = \frac{2\pi}{\omega_0}$ мұндағы ω_0 - дөңгелек немесе циклдік жиілік. $\omega_0 = 2\pi\nu$, ν - тербеліс жиілігі деп атайды.

Гармоникалық тербеліс кезінде материалдық нүктенің жылдамдығын табу үшін ығысу өрнегінің туындысын аламыз:

$$g = \frac{dx}{dt} = -A\omega_0 \sin(\omega_0 t + \varphi_0) = g_0 \cos(\omega_0 t + \varphi_0 + \frac{\pi}{2}) \quad (2.6)$$

мұндағы $g_0 = A\omega_0$ - максималдық жылдамдық (жылдамдықтың амплитудасы). Бұл өрнекті дифференциалдап үдеуді табамыз:

$$\alpha = \frac{dg}{dt} = -A\omega_0^2 \sin(\omega_0 t + \varphi_0) = -\alpha_0 \sin(\omega_0 t + \varphi_0) = \alpha_0 \cos(\omega_0 t + \varphi_0 + \pi) \quad (2.7)$$

мұндағы $\alpha_0 = A\omega_0^2$ - максималды үдеу.

Өшетін гармоникалық тербелістер

Нақты жағдайларда тербелмелі жүйеге қайтарушы күшінен басқа үйкеліс күші әсер ететін болады (ортаның кедергі күші), ол дененің қозғалыс жылдамдығы көп емес жылдамдыққа пропорционал

$$F_{\text{үйк}} = -r g = -r \frac{dx}{dt} \quad (2.8)$$

мұндағы r - кедергі коэффициенті

Егер қайтарушы күш пен үйкеліс күшін шектелуін ескеретін болсақ, онда қозғалыс теңдеуі мына түрде болады:

$$m\alpha = -kx - r g \text{ немесе } m \frac{d^2 x}{dt^2} + r \frac{dx}{dt} + kx = 0, \text{ } m \text{ бөлсек, мынадай}$$

болады

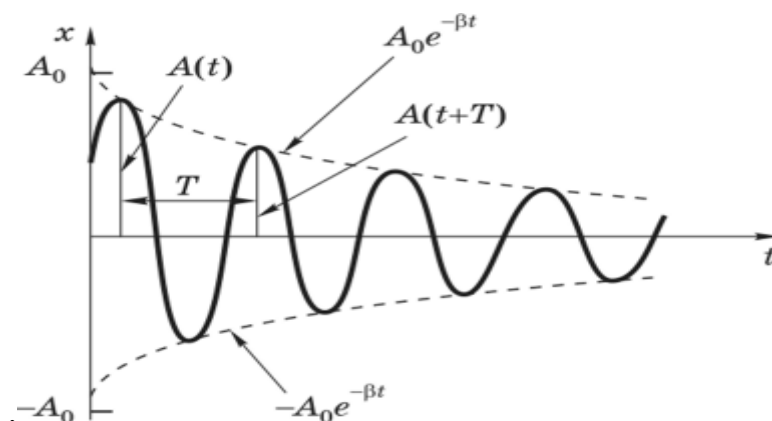
$$\frac{d^2x}{dt^2} + \frac{r}{m} \frac{dx}{dt} + \frac{\kappa}{m} x = 0, \quad \frac{r}{m} = 2\beta, \quad \sqrt{\frac{\kappa}{m}} = \omega_0 \text{ белгілесек, онда}$$

$$\frac{d^2x}{dt^2} + 2\beta \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x = 0. \quad (2.9)$$

Бұл теңдеу екінші ретті тұрақты коэффициенттері бар біртекті дифференциалдық теңдеу деген атқа ие болады.

Еркін өшетін тербеліс заңының шешімі болатын теңдеу және мынадай түрде болады: $x = A_0 e^{-\beta t} \cos(\omega t + \varphi_0)$. Теңдеуден амплитудасы $A = A_0 e^{-\beta t}$ тұрақты емес екенін көруге болады, ал уақытқа байланысты және экспоненциалды заңы бойынша азаяды. Өшпейтін тербелістер үшін ω дөңгелектік жиілік деп аталатын шама

$\omega = \sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}$ мұндағы $\beta = \frac{r}{2m}$ өшу коэффициенті, φ_0 - бастапқы фаза. Өшетін тербелістің графигі 2.3-суретте көрсетілген.



2.3-сурет. Өшетін тербелістің графигі

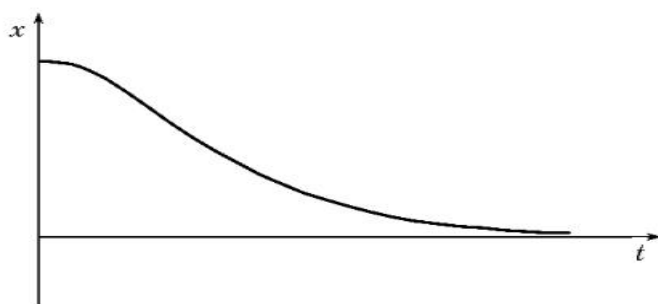
Тербеліс периоды мына формуламен анықтаймыз

$$T = \frac{2\pi}{\omega} \text{ немесе } T = \frac{2\pi}{\sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}} \quad (2.10)$$

Осыдан көрініп тұрғандай, бұл жүйедегі тербелістер тек мынадай шарттарда $\beta \ll \omega_0$ ғана кедергісін елесіз аз екенін ескермеген жағдайда пайда болауы мүмкін. Практика тербеліс периоды мынаған тең: $T = \frac{2\pi}{\omega_0}$ Өшу коэффициенті өскенде, тербеліс периоды артады және $\omega_0^2 - \beta^2 = 0$ шексіздікке айналады. Қозғалыста периодтылық тоқтайды.

Тербеліс жасамай-ақ жүйе тепе-теңдік күйге қайта оралады. Осындай қозғалысты апериодтық деп атайды.

2.4-суретте тепе-теңдік жағдайда қозғалыстың жүйеге қайтып оралуы графикі көрсетілген. Графиктегі қисық сызық адам талшықтарындағы жүйке мембраналарының зарядының түсуіне сәйкес келеді. Тербелістердің өшу жылдамдығын сипаттау үшін өшу коэффициенті деген ұғымды енгіземіз $\beta = \frac{r}{2m}$. Тербелістің амплитудасы e рет азайғандағы τ уақытты табамыз.



2.4-сурет. Адам талшықтарындағы жүйке мембраналары

$$\frac{A_{(t+\tau)}}{A_t} = \frac{A_0 e^{-\beta(t+\tau)}}{A_0 e^{-\beta t}} = \frac{1}{e} \quad \text{яғни} \quad e^{-\beta\tau} = e^{-1}.$$

Осыдан $\beta\tau = 1$ демек $\beta = \frac{1}{\tau}$.

Өшу коэффициенті амплитудасы e есе азаятын уақыт аралығындағы шамасына кері пропорционал. Тең периодпен ерекшеленетін уақыт моменттеріне сәйкес амплитудалық мәндердің қатынасы өшу декременті

деп аталады, $\delta = \frac{A_t}{A_{t+T}} = \frac{A_0 e^{-\beta t}}{A_0 e^{-\beta(t+T)}} = e^{\beta T}$, ал оның логаримфі – өшу декрементінің логаримі деп атайды.

$$\lambda = \ln \frac{A_t}{A_{t+T}} = \ln e^{\beta T} = \beta T \quad (2.11)$$

Тербелмелі қозғалыстың энергиясы

Жалпы түрде кинетикалық энергия мына формуламен өрнектеледі:
 $E_k = \frac{m \mathcal{Q}^2}{2}$. Тербелмелі қозғалыс үшін оны есептейтін формуланы пайдаланамыз:

$$\mathcal{Q} = \frac{dx}{dt} = -A\omega_0 \sin(\omega_0 t + \varphi_0)$$

$$E_k = \frac{1}{2} m A^2 \omega_0^2 \sin^2(\omega_0 t + \varphi_0) = \frac{1}{2} \kappa A^2 \sin^2(\omega_0 t + \varphi_0) \quad (2.12)$$

Серіппелі деформацияның жалпы потенциалдық энергиясының формуласына сүйене отырып, тербелмелі қозғалыстың потенциалдық энергиясын табамыз.

$$E_n = \frac{\kappa x^2}{2}. \text{ сонда } E_n = \frac{1}{2} \kappa A^2 \cos^2(\omega_0 t + \varphi_0) \quad (2.13)$$

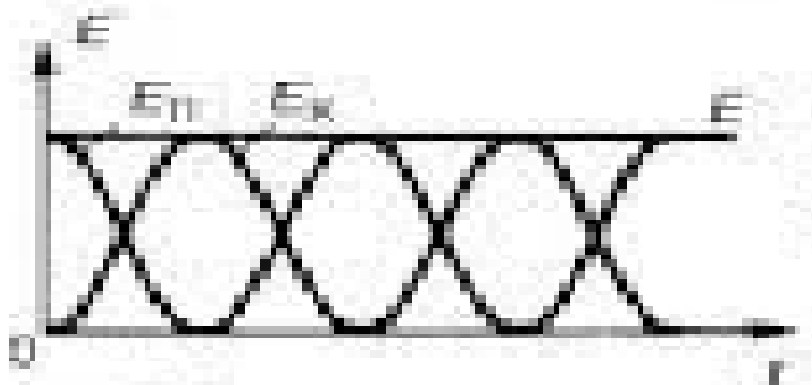
Кинетикалық және потенциалдық энергияларды қосып, тербелмелі материалдық нүктенің толық механикалық энергиясын аламыз:

$$E = E_k + E_n = \frac{1}{2} \kappa A^2 \sin^2(\omega_0 t + \varphi_0) + \frac{1}{2} \kappa A^2 \cos^2(\omega_0 t + \varphi_0) =$$

$$\frac{1}{2} \kappa A^2 [\sin^2(\omega_0 t + \varphi_0) + \cos^2(\omega_0 t + \varphi_0)] = \frac{1}{2} m \omega_0^2 A^2$$

яғни үйкеліс күштері болмаған кезде жүйенің толық механикалық энергиясы өзгермейді m, ω_0, A - тұрақты шамалар болып табылады.

Тербелмелі жүйенің кинетикалық, потенциалдық және толық энергиясының уақытқа тәуелділік графигі 2.5-суретте көрсетілген.



2.5.-сурет. Тербелмелі жүйе энергиясының уақытқа тәуелділік графигі

Еріксіз тербеліс

Механикалық жүйенің еркін тербелмелі қозғалысы әрқашанда өшуі үйкеліс күшінің болуы болып табылады. Сыртқы үйкеліс энергиясын жоғалып кетпеу үшін жүйеде өшпейтін тербеліс жасауы қажет етеді. Ол үшін жүйеге сыртқы периодты күштің өзгеруі: $F = F_0 \cos \omega_B t$

Тербелістің дифференциалдық теңдеуі мына түрде болады:

$$m \frac{d^2 x}{dt^2} = -\kappa x - r \dot{x} + F_0 \cos \omega_B t \quad \text{немесе} \quad \frac{d^2 x}{dt^2} + 2\beta \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x = f_0 \cos \omega_B t \quad (2.14)$$

мұндағы $f_0 = \frac{F_0}{m}$,

x - материалдық нүктенің еріксіз тербелісті орнықтыратын ығысуы:

$$x = A \cos(\omega_B t + \varphi_0)$$

мұндағы

$$A = \frac{f_0}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega_B^2)^2 + 4\beta^2 \omega_B^2}} \quad (2.15)$$

Ығысу формуладан көрініп тұрғандай:

- 1) еріксіз тербелістердің орнықтыруы еріксіз күштің (мәжбүрлі) гармоникалық өзгертін әсері де гармониялық болып табылады;
- 2) еріксіз тербелістің жиілігі еріксіз (мәжбүрлі) күштің жиілігімен сәйкес келеді
- 3) еріксіз тербелістің фазасы бойынша еріксіз күшке салыстырмалы түрде ауысады.

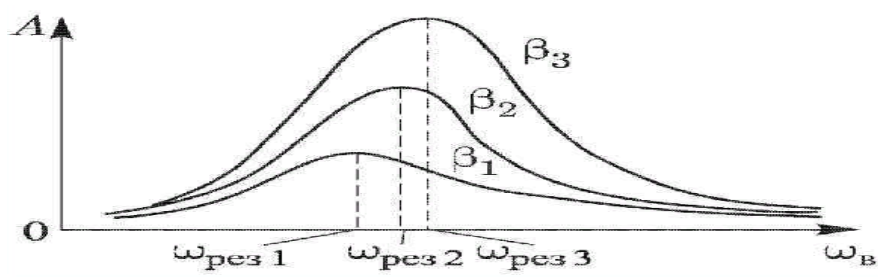
Резонанстық дөңгелектік жиілікті мына өрнек арқылы табатын болсақ

$$\omega_{рез} = \sqrt{\omega_0^2 - 2\beta^2} \quad (2.16)$$

Сонда бұл өрнектегі ω_B орнына амплитуда үшін мынадай формуланы аламыз:

$$A_{рез} = \frac{f_0}{2\beta \sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}} \quad (2.17)$$

2.6-суретте еріксіз тербелістің амплитудасы A еріксіз күштің жиілігінің өшу коэффициентінің әртүрлі мәндерінің тәуелділік графигі көрсетілген ($\beta_1 > \beta_2 > \beta_3$).



2.6-сурет. Өшу коэффициентінің тәуелділік графигі

Амплитудасының өсу дәрежесі немесе резонанстық қисықтың өткірлігі β коэффициенті неғұрлым аз болса резонанс өткірлеу болады.

$\beta = 0, \omega_{рез} = \omega_0$ болса, онда жүйеде резонанстық өшу басталады, еріксіз күштің жиілігі меншікті тербелістің жиілігімен сәйкес келеді.

Адамның жеке мүшелері де меншікті жиілікке ие болады. Егер ішкі ағзалардың өшу коэффициенті аз болса, онда бұл органдарда пайда болған резонанстық құбылыстар сыртқы діріл немесе дыбыстық тербелістер жағымсыз құбылыстарға әкеледі және осындай мүшелердің зақымдалуының мүмкін екенін айтқан. Алайда, мұндай құбылыстар сыртқы әсерлердің қалыпты жағдайында практика жүзінде байқалмайды, яғни биологиялық жүйелерде β шамасы үлкен.

Дегенмен, сыртқы механикалық тербелістердің әсерінен резонанстық құбылыстар биологиялық жүйелерде орын алады. Бұл инфрақызыл тербелістер мен дірілдің адам ағзасына теріс әсерінің себептерінің бірі екені анық. Мысалы, адам басының резонанстық тербелісінің жиілігі 8-27 Гц болса көру өткірлігінің төмендеуіне әкелуі мүмкін.

2.2 Механикалық толқындар. Толқын теңдеуі.

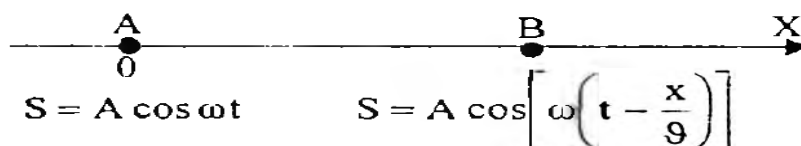
Егер кез-келген дене серпімді ортада тербеліс жасаса, онда ол қоршаған орта бөлшектерімен өзара әрекеттеседі және олар еріксіз тербелістерді жасауға мәжбүр етеді. Бірте-бірте барлық жойылған бөлшектер тербелмелі қозғалысқа қатысады.

Кеңістікте уақыт ағысындағы зат күйінің ерекше бұзылуын және өрістің таралу процесі толқындар деп аталады. Егер орта бөлшектерінің тербеліс бағыты толқынның таралу бағытына перпендикуляр бағытталса ондай толқындар көлденең деп аталады. Егер орта бөлшектерінің тербелісі толқынның таралу бағытымен бағыттас болса, ондай толқынды қума толқын деп атайды.

Серпімді толқындар орта бөлшектері арасындағы байланыс нәтижесінде пайда болады: тепе-теңдік жағдайдан бір бөлшектің орын ауыстыруы көрші бөлшектердің орын ауыстыруына әкеледі. Бұл үрдіс кеңістікте белгілі бір жылдамдықпен таралады.

Толқын теңдеуі толқындық үрдістегі тербелмелі нүктенің ығысуы, оның тепе-теңдік жағдайдағы уақыт пен координата тәуелділігін білдіреді.

Жалпы түрде OX осі бойымен таралатын толқын үшін тәуелділік мына түрге ие болады: $S = f(x, t)$



2.7-сурет. Жазық толқын графигі

Жазық толқын теңдеуін қарастырамыз. Егер толқын көзі координатасы $X=0$ нүктесінде болса (А нүктесі) 2.7- суретте көрсетілген.

$$S = A \cos \omega t$$

B нүктесінен X координатасы T уақытына дейін жетеді, сондықтан осы нүктенің тербелісі кешігеді:

$$S = A \cos [\omega(t - \tau)]$$

немесе

$$S = A \cos \left[\omega \left(t - \frac{x}{g} \right) \right] \quad (2.18)$$

мұндағы g - толқынның таралу жылдамдығы.

Осыдан толқынның таралу үрдісінде оның өшуі болмайды деп болжайды. Кешігу уақыты мынадай өрнекте болуы мүмкін

$$\tau = \frac{x}{g} = \frac{x}{\lambda \nu} = \frac{xT}{\lambda} \quad (2.19)$$

мұндағы λ - толқын ұзындығы

$$\lambda = gT \quad (2.20)$$

Сонда

$$S = A \cos \left[\omega \left(t - \frac{x}{g} \right) \right] = A \cos \left(\omega t - \omega \frac{x}{g} \right)$$

Немесе

$$S = A \cos 2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{gT} \right) = A \cos 2\pi \left(t\nu - \frac{x}{\lambda} \right) \quad (2.21)$$

Бұл алынған қатынас X осі бойымен таралатын жазық толқын теңдеуі. Кез-келген толқын теңдеуінің шешімі бар кейбір дифференциалдық теңдеуді толқындық деп атайды. Толқындық теңдеудің түрін анықтау үшін жазық толқын теңдеуінен координат пен уақыт бойынша екінші ретті туындылар аламыз

$$S = A \cos \left(\omega t - \omega \frac{x}{g} \right)$$

$$\frac{\partial S}{\partial t} = -A \sin \left(\omega t - \omega \frac{x}{g} \right) \cdot \omega \quad ; \quad \frac{\partial^2 S}{\partial t^2} = -A \omega^2 \cos \left(\omega t - \omega \frac{x}{g} \right) \quad (2.22)$$

$$\frac{\partial S}{\partial x} = +A \sin \left(\omega t - \omega \frac{x}{g} \right) \cdot \frac{\omega}{g} \quad \frac{\partial^2 S}{\partial x^2} = -A \frac{\omega^2}{g^2} \cos \left(\omega t - \omega \frac{x}{g} \right) \quad (2.23)$$

Екінші ретті туындыны салыстыра отырып, (2.22) – теңдеудің екі жағында $\frac{1}{g^2}$ көбейтетін болсақ, (2.22) теңдеудің оң жағы (2.23)-теңдеуге тең болады, демек сол жағыда тең болады:

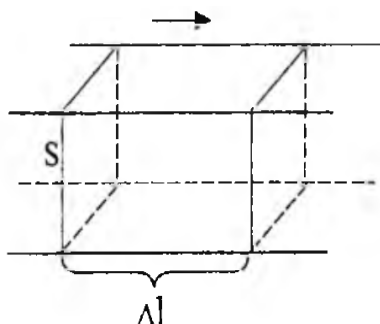
$$\frac{\partial^2 S}{\partial x^2} = \frac{1}{g^2} \cdot \frac{\partial^2 S}{\partial t^2} \quad (2.24)$$

2.24-теңдеуден табылған толқын теңдеуі, яғни жазық толқын теңдеуінен алынған және X осі бойымен таралатын жағдайдағы жалпы теңдеуді білдіреді:

$$\frac{\partial^2 S}{\partial Z^2} + \frac{\partial^2 S}{\partial Y^2} + \frac{\partial^2 S}{\partial X^2} = \frac{1}{g^2} \frac{\partial^2 S}{\partial t^2} \quad (2.25)$$

2.3 Толқын энергиясы. Умов векторы

Ортадағы толқындық үрдіс тербеліс энергиясының таралуымен байланысты. Тасымалданатын толқындық энергияны есептеу үшін толқынның таралу бағытына перпендикуляр орналасқан S ауданын аламыз.



Бастапқы уақыт мезетінде ($t=0$) болса, жазық толқынның фронты осы ауданға сәйкес келеді. $t \gg T$ уақытта (мұндағы T -период) толқын фронтын Δl ара қашықтыққа жылжытатын болсақ, сонда Δm заттың массасы тербелмелі

үрдісте тартылады.

Тербелмелі қозғалысқа қатысатын массасы Δm толық энергияны анықтайтын формула:

$$E = \frac{\Delta m \omega_0^2 A^2}{2} \quad (2.26)$$

Бірлік аудан арқылы бірлік уақыттағы ортаның толқын тасымалдайтын энергиясын толқын қарқындылығы деп атайды. Оны I – әріппен белгілейміз сонда:

$$I = \frac{E}{St} = \frac{\Delta m \omega_0^2 A^2}{2St} = \hbar \frac{\Delta S \rho \omega_0^2 A^2}{2St} = \frac{1}{2} \rho \omega_0^2 A^2 \vartheta \quad (2.27)$$

мұндағы ϑ - толқынның таралу жылдамдығы.

Содан :

$$I = \frac{1}{2} \rho \omega_0^2 A^2 \vartheta = w \vartheta \quad (2.28)$$

мұндағы w - энергияның көлемдік тығыздығы

$$w = \frac{1}{2} \rho \omega_0^2 A^2 \quad (2.29)$$

Толқынның қарқындылығы Bm / m^2 өлшенеді .

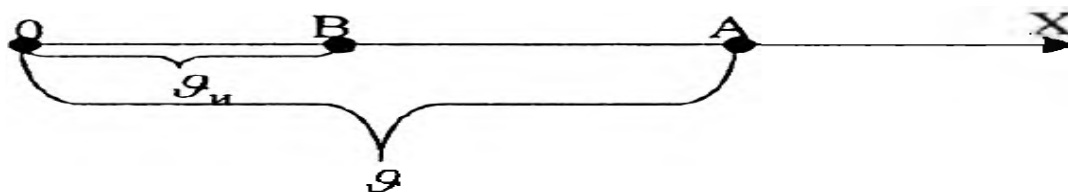
I векторы толқын ағысы энергиясына тең толқынның таралу бағытын көрсететін және бірлік аудан арқылы өтетін осы бағытқа перпендикуляр векторды Умов векторы деп атайды.

$$\vec{I} = w \vec{\vartheta} \quad (2.30)$$

2.4 Доплер эффектісі

Доплер эффектісі - толқын көзі мен бақылаушы қозғалысына байланысты салыстырмалы түрде (толқын қабылдаушы) қабылдаған толқындар жиілігінің өзгеруін айтады. Теориялық тұрғыдан құбылысты қарастырсақ барлық жылдамдықтар ауаның салыстырмалылығымен есептеледі (тербелістердің таралу жылдамдығы, бақылаушының жылдамдығы мен көзі). Толқын көзі мен бақылаушының бір түзу сызық бойымен қозғалатын салыстырмалы ортаға қатысты қарапайым жағдайларды қарастырамыз. Бақылаушы қозғалмайтын болса, онда толқын көзі тұрақты жылдамдықпен ϑ_k бақылаушыға қарай бағытталып қозғалады.

Тербеліс жиілігінің көзі ν , ал $\vartheta_k < \vartheta$ екенін қабылдаймыз. Координат басында ($X=0$) көзі орналасқан деп есептейміз. $t=0$ уақыт мезетінде $X=0$ нүктесінде тербеліс пайда болады.



Толқын көзі кеңістікте бір секундта ν толқынды шығарады. 1 секундта шығарылатын толқын, ϑ қашықтыққа өтіп және A нүктесіне жеткенде толқын фронты болады. Соңында ν толқынды толығымен шығарғанда, ол ϑ_k жол жүреді және B нүктесінде болады. Демек ν толқынды $\vartheta - \vartheta_k$ қашықтықта орналастырғанда, бақылаушы қабылдаған толқын ұзындығы мынаған тең болады:

$$\lambda' = \frac{\vartheta - \vartheta_k}{\nu} \quad (2.31)$$

ал жиілікті мына формуламен алуға болады:

$$\nu' = \frac{\vartheta}{\lambda'} = \frac{\vartheta}{\vartheta - \vartheta_k} \nu \quad (2.32)$$

Алымын бөліміндегі ϑ -ға бөлсек формула мына түрде болады:

$$\nu' = \frac{\vartheta}{1 - \frac{\vartheta_k}{\vartheta}} \quad (2.33)$$

Яғни қозғалмайтын көздің жиілігіне қарағанда, бақылаушы үлкен жиіліктегі дыбысты қабылдайтын болады. Егер толқын көзі бақылаушыдан әрі қарай қозғалатын болса, онда ϑ_k теріс болады және ν' кемиді, яғни

$$\nu' = \frac{\nu}{1 + \frac{\vartheta_k}{\vartheta}} \quad (2.34)$$

Екінші жағдай - қозғалмайтын көзге бақылаушы ϑ_0 жылдамдықпен жақындайды. Сонымен қатар, қозғалыс болмағанда ол өзінің жолында бірдей уақыт аралығында көбірек толқындарды кездестіреді. Бұл көз

жиілігіне қарағанда, оның қабылданатын жиілігі ν' үлкен екенін білдіреді, яғни

$$\nu' = \frac{\mathcal{Q} + \mathcal{Q}_o}{\lambda} \quad (2.35)$$

$\lambda = \frac{\mathcal{Q}}{\nu}$ - екенін ескерсек, онда

$$\nu' = \frac{\mathcal{Q} + \mathcal{Q}_o}{\mathcal{Q}} \nu = \nu \left(1 + \frac{\mathcal{Q}_o}{\mathcal{Q}} \right) \quad (2.36)$$

Яғни жиілік көзіне қарағанда бақылаушы үлкен тербеліс жиілігін қабылдайды. Егер бақылаушы ($-\mathcal{Q}_o$) көзден алып тасталса, онда ол қабылдайтын жиіліктен кіші болады

$$\nu' = \nu \left(1 - \frac{\mathcal{Q}_o}{\mathcal{Q}} \right) \quad (2.37)$$

Доплер эффектісі кез - келген толқындық қозғалыстарда судағы толқындарда, дыбыстық, радио, жарық толқындарын бақылайды. Мысалы, жол полициясы автомобиль жүргізушілері қозғалыс жылдамдығынан асырмауын анықтау үшін арнайы доплерлік локаторды қолданады.

2.5 Акустика. Дыбыстық толқындардың физикалық сипаттамалары.

"Акустика" деген сөздің мағынасы дыбыс туралы ілім, яғни әртүрлі серпімді ортадағы адамның құлағы қабылдайтын тербелістер мен толқындар.

Дыбыстық тербелістер-бұл кеңістікте кума толқындар түрінде таралатын механикалық тербелістердің ерекше жағдайы.

Дыбыс көзіне кез-келген механикалық әсер нәтижесінде денелер жасайтын тербелістер болып табылады (қатты, сұйық, газ тәрізді).

Қоршаған ортада тербелмелі дене, мысалы, ауа, серпімді кума толқын шығарады, ол құлаққа жетіп есту сезімін тудырады.

Дыбыстар бөлінеді:

1) тондар немесе музыкалық дыбыстар; 2) Шу; 3) дыбыстық соққылар

Тон - бұл жиіліктің уақыт заңдылығымен өзгеру және тұрақты периодты процесс болып табылатын дыбыс.

Егер бұл гармоникалық процесс болса, онда тонды қарапайым немесе таза деп атауға болады. Гармоникалық емес тербеліс күрделі тонмен сәйкес келеді.

Қарапайым тонды камертон, дыбыстық генератор көмегімен алуға болады.

Күрделі тон музыкалық аспаптармен, сөйлеу аппаратынан құралады және жасалады. Күрделі тонды қарапайым тонға бөлуге болады

Шу - бұл уақыт бойынша қайталанбайтын тәуелділік, күрделіден ерекшеленетін дыбысты айтады (шуыл, сықырлау, қол шапалақтау, машиналардың дірілінен шыққан дыбыстар).

Дыбыстық соққы - бұл қысқа мерзімді дыбыстық әсер (жарылыс). Дыбыстық тон жиілікпен (периодпен), амплитудамен, гармоникалық спектрмен, сондай-ақ дыбыстың қарқындылығымен немесе дыбыс күшімен және дыбыстық қысыммен сипатталады.

Дыбыстың қарқындылығы немесе дыбыстық күш деп толқынның энергия ағынын атайды. Оны мына формуламен анықтайды:

$$I = \frac{\Delta E}{\Delta S \Delta t} \quad (2.38)$$

Дыбыстың қарқындылығының өлшем бірлігі - $[Bm / m^2]$

Дыбыстық қысым - бұл дыбыстық толқындардың өтуі кезінде ортада пайда болатын қосымша p қысымы. Дыбыстық қысымның өлшем бірлігі H/m^2 .

Жазық гармоникалық толқын үшін қысым дыбыс қарқындылығының қатынасына байланысты

$$I = \frac{P_0^2}{2\rho g} = \frac{P_{эф}^2}{\rho g} \quad (2.39)$$

мұндағы P_0 - амплитудалық мән , $P_{эф}$ -қысымның эффективтік мәні . Адамның құлағы қарқындылықтың кең спектрін қабылдайды. Ол үшін дыбыстық толқындардың жиілігі дыбыс сезімін тудыруы үшін қарқындылық минималды мәннен асып кетпейтін I_0 шамасын есту табалдырығы деп атайды. Мысалы, жиілікте $\nu = 1 кГц$, $I_0 = 10^{-12} Bm/m^2$ немесе $P_0 = 2 \cdot 10^{-5} Па$.

Екінші жағынан, өте жоғары қарқындылықтағы дыбыстар дыбыс ретінде қабылданбайды, бұл тек құлақтың ауырсынуын тудырады.

Қарқындылықтың максималды шамасы ауырсыну сезімінен асып кетуін ауру тудыратын шегі деп аталады: $I_{max} = 10 Bm/m^2$ немесе $P_{max} = 60 Па$ жиілік үшін $\nu = 1 кГц$.

Қатынас

$$\frac{I_{max}}{I_0} = 10^{13}$$

Қарқындылығы ауқымды қабылданатын дыбыстар өте үлкен болғандықтан, логарифмдік шкала бойынша дыбыс қарқындылығын салыстыру ыңғайлы. Қарқындылық деңгейінің шкаласы келесідей: кез-келген дыбыстың I қарқындылығы деңгейі бастапқы I_0 деңгей мәні ретінде қабылданады, оның қатынасы ондық логарифмі арқылы өрнектеледі:

$$L_B = \lg \frac{I}{I_0} \quad (2.39)$$

Қарқындылық деңгейінің шкаласы Беллмен өрнектеледі (B).

Алғаш рет телефонды ойлап тапқан Александр Грейам Беллдің (1847-1922) құрметіне өлшем бірлік *Бел* деп аталған.

Егер кейбір дыбыстың қарқындылық деңгейі $L=1B$ тең болса, оның қарқындылығының қатынасы $I_0(\lg 10=1)$, егерде $L=2B$ болса, онда $I/I_0=10^2(\lg 10^2=2)$. Бел - бұл өте үлкен бірлік, сондықтан әдетте қарқындылық деңгейі децибелде өрнектеледі: $1B=10дБ$, сонда

$$L_{дБ} = 10 \lg \frac{I}{I_0}.$$

Немесе

$$L_{дБ} = 20 \lg \frac{P}{P_0}.$$

Қарқындылық деңгейі $L=2B$, ал ауырсыну шегі $-130I_0$ есту табалдырығына ие болады.

Дыбыстық толқындардың ортада таралуы. Дыбыстық кедергі.

Дыбыс кез-келген ортада таралады, оның таралу жылдамдығы тербеліс жиілігіне тәуелді емес, бірақта ортаның серпімділігі мен тығыздығына, сондай-ақ оның температурасына тәуелді. Ауада $t=0$ болғанда $\vartheta=331,5 м/с$. Температураның өсуімен жылдамдық артады. Қатты және сұйық ортада дыбыс жылдамдығы жоғары болады. Су үшін ол $1500 м/с$ -қа тең, бұл жылдамдық адамның жұмсақ тіндеріндегі орташа жылдамдыққа сәйкес келеді. Жолында денені кездестірген дыбыстық толқын олардың тербелісін қоздырады. Денеге тиген кезде энергияның бір бөлігі шағылады және сынады (дыбыстық толқындардың шағылу және сыну заңдары жарық заңдарына ұқсас), дененің бір бөлігі энергияны жұтуы мүмкін (толық жұтылу болуы мүмкін). Энергияның белгілі бір бөлігі денеден шығуы мүмкін. Сондай-ақ ортадан өту арқылы толқын энергиясын шағылуға, жұтылуға бөлуге болады.

Жоғарыда айтылғандай, толқынның қарқындылығы $I = \frac{P_0^2}{2\rho g}$ дыбыстың қысым амплитудасымен анықтайды және оның көбейтіндісін толқын кедергісі деп атайды $\rho g = \omega$.

Толқындық кедергі - бұл оның шекарасындағы толқындардың шағылуы мен сыну шарттарын анықтайтын ортаның маңызды сипаттамасы.

Демек, жазық толқын екі ортаны бөліп тұрған шекарасына қалыпты түседі, бірінші ортаның қарқындылығы – I_1 , екінші ортадан өткен толқын қарқындылығы I_2 .

$$\beta = \frac{I_2}{I_1} \quad (2.40)$$

Осы қатынасты дыбыс толқынының өтімділік коэффициенті деп атайды.

Бұл қатынас (β) бірқатар факторлар үшін, соның ішінде дыбыстық толқын тербеліс жиілігіне байланысты.

Мысалы: кейбір заттар үшін толқындық кедергі 20°C ауада-440 кг*м⁻²*с⁻¹, бетон -4800000 кг*м⁻²*с⁻¹, су-1440000 кг*м⁻²*с⁻¹.

$$\text{Бетон үшін } \beta = \frac{4 \cdot 440}{4800000} 100\% = 0,122\%.$$

Қорытынды: Дыбыстық энергияның өте аз бөлігі ауадан бетонға өтеді. Су үшін $\beta_{\text{H}_2\text{O}} = 0.122\%$.

Шудың қарқындылық деңгейін арнайы өлшейтін құрылғы - шу өлшегішті қолданады.

2.6 Ультрадыбыс. Инфрадыбыс.

Жиіліктің қаттылыққа тәуелділігі.

Вебер-Фехнер заңы

Дыбыстық тон жиілікпен (период), гармоникалық спектрмен, дыбыстың қарқындылығымен немесе дыбыс күшімен және дыбыстық қысыммен сипатталады. Барлық осы дыбыстық сипаттамалар физикалық немесе объективті сипаттамалар болып табылады. Дыбыстық толқынның тербеліс жиілігі дыбыс биіктігі тон ретінде бағаланады. Тербеліс жиілігі неғұрлым жоғары болса, дыбыс соғұрлым жоғары болады. Басқада физиологиялық сипаттамасы тембр - күрделі дыбыстың спектрлік құрамын анықтайтындығын болып табылады.

Қаттылық - есту сезім деңгейін сипаттайтын субъективті бағалау. Бұл ең алдымен дыбыстың қарқындылығы мен жиілігіне байланысты. Алдымен жиіліктің құлақ сезімталдылық тәуелділігін қарастырамыз.

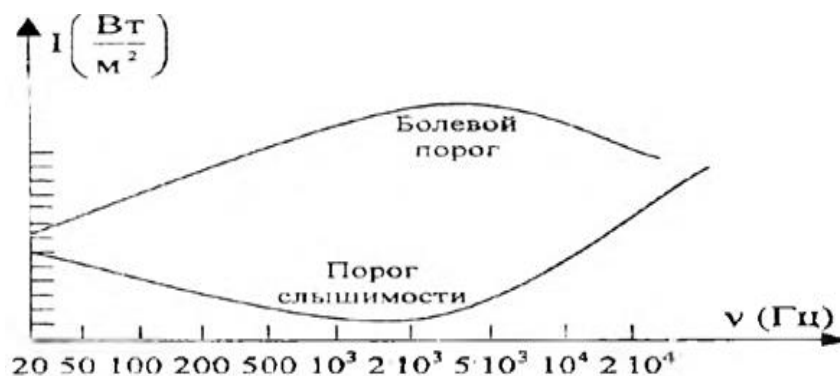
Адамның құлағының сезімталдығы әртүрлі жиілікте сондай қарқындылықта бірдей болмайды. Есту мүшесін қабылдайтын жиілік - $16\text{Гц}-20\text{кГц}$. Адамның есту қабілеті жасына қарай жоғары жиіліктегі дыбыстарды нашар қабылдайды.

Жас адамның дыбыс жиілігі $20\ 000\ \text{Гц}$ дейінгі дыбысты ести алады, бірақта орта жастағы адам жиілігі $12-14\ \text{кГц}$ -тен жоғары дыбыстарды қабылдай алмайды. Ең жоғары сезімталдық жиілік шегі $1000-3000\ \text{Гц}$. Ол $16\ \text{Гц}$ -тан - $20\ \text{кГц}$ -ке дейін жиілікте төмендейді. Бұл жиіліктің есту табалдырығына өзгеруінің тәуелділігінің графигі 2.8-суретте көрсетілген. График логарифмдік масштабпен салынған. Жоғарғы қисық сызық графиктегі ауырсыну табалдырығына сәйкес келеді. $J_0 = f(\nu)$ дыбыс деңгейі "0" - ге тең болғанда графиктегі төменгі қисық сызық табалдырықтың қаттылық деңгейі деп аталады.

Дыбыс деңгейі оның қарқындылығына байланысты. Бұл дыбыстың субъективті сипаттамасы болып табылады. Егер дыбыстық тітіркену J қарқындылығына әсер етсе, онда E қаттылық деңгейі оның қарқындылық деңгейі Вебер-Фехнер заңы негізінде:

$$E = KL = \lg \frac{J}{J_0} \quad (2.41)$$

мұндағы $\frac{J}{J_0}$ тітіркенудің салыстырмалы күші, K - пропорционалдық коэффициент жиіліктің қарқындылыққа байланысты, $\nu=1000\text{Гц}$ үшін тең бірлікті қабылдайды.

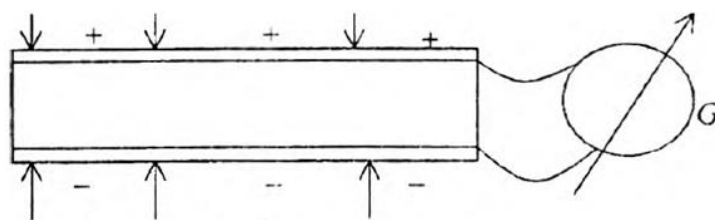


2.8-сурет. Есту табалдырығының өзгеруінің тәуелділік графигі

Ультрадабыс деп жиілігі 20кГц -тен 10^{10}Гц –ке дейінгі аралығындағы дыбыс тербелісін айтады.

Ультрадабыс техникада, медициналық практикада ең көп таралғаны пьезоэлектрлік шығарғыштық. Пьезоэлектрлік шығарғыштық - кварц, барий титанаты және тұздары мен кристалдары. Пьезоэффект (тікелей) - механикалық деформациялар әсерінен қарама-қарсы зарядтардың аталған

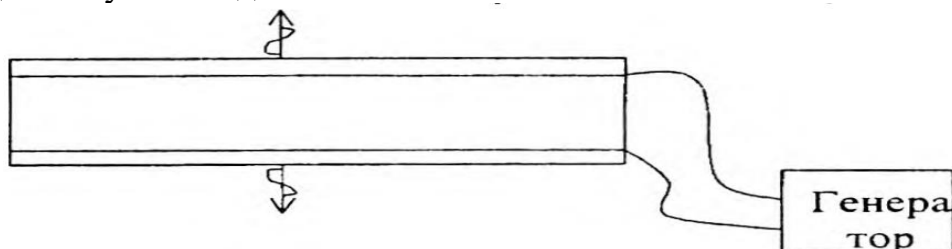
кристал пластиналарының бетінде пайда болу құбылысын атайды. Деформация алынғаннан кейін зарядтардың жоғалуы 2.9-суретте көрсетілген.



2.9-сурет. Пьезоэффект

Жоғары жиілікті ультрадыбысты алу үшін медициналық практикада кері пьезоэффектісін қолдануын тапқан. Егер пьезоэлемент пластинкасының күміс жалатылған бетіне генератордан айнымалы кернеуді берсек, сонда генератордың айнымалы кернеуіне кварц пластинкасы тербеліс жасай соғуы 2.10-суретте көрсетілген. Тербелістердің максимал амплитудасы болады, кварц пластинасының меншікті жиілігі (ν_0) генератор жиілігімен (ν_r) сәйкес келеді, яғни резонанс пайда болады.

Ультрадыбыс (УД) қабылдағышын тікелей пьезоэлектрлік эффект негізінде жасауға болады.



2.10-сурет. Генератордан айнымалы кернеудің берілуі

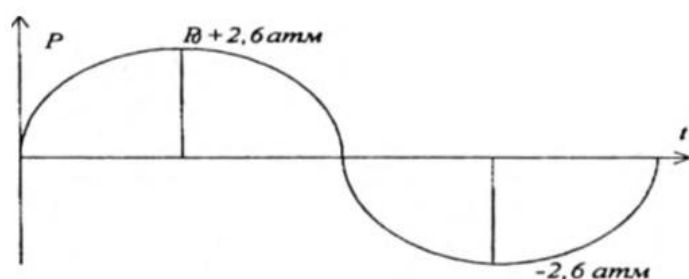
Осы жағдайда ультрадыбыстық толқындардың әсерінен кристалдың деформациясы пайда болады, бұл айнымалы кернеуді туғызады, оны алдын-ала күшейткеннен кейін электронды осциллографтың экранында өлшеуге болады.

Ультрадыбысты жоғары жиілікті магнит өрісіне орналастырып ферромагниттік өзектің ұзындығын (ұзарту және қысқарту) өзгерте отырып магнитострикция құбылысына (төмен жиілікті алу үшін) негізделген құрылғылардың көмегімен алуға болады.

Бұл стерженнің ұштары төмен жиілікті ультрадыбысты шығарады. Бұдан басқа көрсетілген ультрадыбыстық көздер механикалық көздерге ие болады, механикалық энергия тербелістердің ультрадыбыстық энергиясына айналады (сиреналар, ысқырықтар). Өзінің табиғатында

ультрадыбыс (УД), дыбыстар сияқты, серпімді ортада механикалық толқынды таратады. Дыбыстық және ультрадыбыстық толқындардың таралу жылдамдығы шамамен бірдей болады. Алайда ультрадыбыс (УД) толқын ұзындығы дыбыс ұзындығына қарағанда әлдеқайда аз. Бұл ультрадыбыс (УД) тербелісінің жеңіл бағытталуына мүмкіндік береді.

Ультрадыбыстық толқын дыбыстыққа қарағанда едәуір жоғары қарқындылыққа ие, сондықтан ол бір шаршы сантиметр квадратта бірнеше Ваттқа жетуі мүмкін (Bm/cm^2), бағыттауда қарқындылығы $50 Bm/cm^2$ ультрадыбыс алуға болады. Ультрадыбыс ортада таралған кездегі ерекшеленуі, (аз толқын ұзындықта) ол - сұйықтықтар мен қатты денеде жақсы, ал ауа мен газда нашар өткізгіштігі. Сонымен, өзге де жағдайда УД өшеді, суда ауаға қарағанда 1000 есе әлсіз.



2.11-сурет. Дыбыстық қысымның өту аймағы

УД ортада таралған кезде дыбыстық қысым туындайды, ол сығу аймағында оңға және разряд аймағында теріс мәнге ауытқиды. Мысалы, ультрадыбыстық қарқындылығы $2 Bm/cm^2$ болса адам тіндерінде қысым аймағында $+2,6 \text{ атм}$, ал келесі разрядтық өту аймақта $-2,6 \text{ атм}$ (2.11-сурет). Микроскопиялық қуыстардың пайда болуымен үздіксіз сұйықтық тұтас бұзылуына әкеліп, ультрадыбыс сығылуын жасайды (кавитация). Егер осында сұйықтық процесс жүретін болса, онда сұйықтық булармен немесе ерітілген газдардағы қуыстар толтырылады. Содан кейін қуыстың орнында заттың сығылу аймағы пайда болады, қуыс тез жабылады, аз мөлшерде энергияның едәуір мөлшері шығарылады, бұл заттың микроқұрылымдарының бұзылуына әкеледі.

Инфрадыбыс (ИД) деп жоғары диапазоны 16 - 20 Гц-тен аспайтын дыбыстық тербелісті айтады. Төменгі диапазон 10^{-3} Гц. 0,1 және тіпті 0,01 Гц Инфрадыбыс (ИД) жиілігіне де үлкен қызығушылық бар. ИД шу құрамына кіреді.

ИД көздеріне теңіз қозғалысы немесе өзен суларының орманның шуы, жел, найзағай разрядтары, жер сілкінісі және опырылымдар, ғимараттар іргетастары, станоктар, көлік жолдарының қозғалысы жатады.

ИД механизмдердің тербелісі кезінде, ғимараттарда жел соққанда, ағаштарда, бағаналарда, адамдар мен жануарлардың қозғалысы кезінде пайда болады.

Инфрадыбысқа тән қасиет оның қоршаған ортаға жұтылуы аз. Сондықтан ол үлкен қашықтыққа таралады. Инфрадыбыс (ИД) адам ағзасының тіндеріне, әсіресе сүйек тініне жақсы таралады. Инфрадыбыстың (ИД) толқын жылдамдығы ауада 1200км/сағ, суда 6000 км/сағ.

Инфрадыбыс (ИД) көзі аз жұтылғанда оның жер қыртысындағы үлкен қашықтықтағы жарылыстарды анықтауға мүмкіндік береді, тербелісі табиғи апат (цунами) болжамымен өлшенеді. Қазіргі уақытта инфрадыбысты болжайтын сезімтал қабылдағыштары жасалған, олардың көмегімен, мысалы, бірнеше сағат бұрын дауыл басталуын болжауға болады.

Инфрадыбыс (ИД) тербелістердің биологиялық белсенділікке ие, бұл олардың жиілігі мидың альфа ырғағымен сәйкес келуімен түсіндіріледі. Жиілігі *1-7 Гц*, қарқындылығы *70 Дб 8-10 мин.* ішінде Инфрадыбыс (ИД) сәулеленуді туғызады: бас айналу, жүрек айну, тыныс алудың қиындауы, депрессия сезімі, бас ауруы, тұншығу. Барлық осы факторлар инфрадыбыстың (ИД) қайталанатын әсер етуін күшейтеді.

ИД анықталған жиілікте өлімге әкелуі мүмкін. ИД көздері діріл тетіктері болып табылады.

ИД адам ағзасына дірілдің әсерінен жағымсыз байланыстан діріл ауруы (ДА) пайда болады.

ДА осы факторлардың ұзақ уақыт бойы адам тіндері мен мүшелеріне жеке органдардың ғана емес, бүкіл адам ағзасының шаршауына әкеліп соғады. Бұл ең алдымен қолдың бұлшық еттерінің атрофиясына және басқа мүшелердің, механикалық тербелістерге сезімталдықтың төмендеуіне, саусақтардың, аяқтардың және басқа мүшелердің құрысулардың пайда болуына әкеледі. ИД бастапқы механизмінің ағзаға әсері резонанстық табиғатына ие болады деп саналады.

Адамның ішкі мүшелері меншікті тербеліс жиілігіне ие болады. ИД меншікті жиілікке тең әсері резонансты тудыраы, бұл жағымсыз сезімдерді тудырады және кейбір жағдайларда ауыр зардаптарға әкелуі мүмкін: жүрек ұстамасы немесе қан тамырларының жарылуы.

Адам денесінің меншікті тербеліс жиілігі жату жағдайындағы (3- 4 Гц), тұрғанда - (5-12 Гц), кеуде қуысы - (5-8 Гц), іш қуысы - (3-4 Гц) және басқа мүшелерде ИД жиілікке сәйкес келеді. Тұрғын үй, өндірістік орындарда көлікте инфрадыбыс қарқындылық деңгейі төмендейді – бұл гигиена талаптарының бірі.

III БӨЛІМ

ТҮТҚЫР СҰЙЫҚТЫҢ ГИДРОДИНАМИКАСЫ

3.1 Сұйықтықтың тұрақты ағысы.

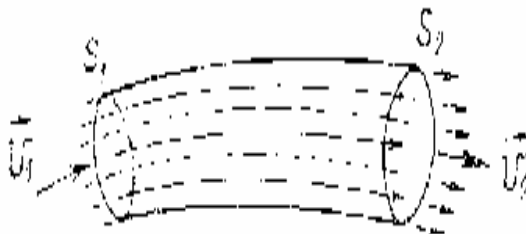
Ағыстың үздіксіздігінің шарты.

Гидродинамика - сұйықтықтардың қозғалысын (сығылмайтын) және олардың қоршаған ортада қатты денелермен әрекеттесуін зерттейтін физиканың бөлімі.

Сұйықтықтарға олардың қасиеттері бойынша газдар мен қатты денелер арасындағы аралықты алатын заттар жатады. Организмнің ең көп бөлігін сұйық орта құрайды, олардың қозғалысы зат алмасуды және жасушаларды оттегімен қамтамасыз етеді, сондықтан сұйықтықтардың механикалық қасиеттері мен ағысы дәрігерлер мен биологтардың қызығушылығын туғызады.

Сұйықтықтың тұрақты немесе стационарлық ағысын, яғни ағыстың әр нүктесіндегі сұйықтық бөлшектерінің жылдамдығы уақыт өте келе өзгермейтін ағысты қарастырамыз.

Тұрақты ағыс бөлшектердің траекторияларымен сәйкес келетін ток сызықтарымен сипатталады. Ток сызықтарының бағытына қатысты сұйық бөлшектердің жылдамдық векторының бағытын көрсетеді, бұл графикалық түрде көрсетілген сызықтардың тығыздығы жылдамдыққа пропорционал.



3.1-сурет. Ток түтігі немесе ағыстың түзілуі

Барлық жағынан ток сызықтарымен шектелген сұйықтық ағысының бөлігі ток түтігі немесе ағысты түзеді (3.1-сурет).

Біз ток түтігін соншалықты тар етіп бөлеміз, түтіктің осіне перпендикуляр оның кез-келген S қимасындағы бөлшектердің v жылдамдығын барлық қимада бірдей деп қарастыруға болады.

Бөлшектердің жылдамдығы ток сызығы бойымен бағытталғандықтан, сұйық бөлшектері бұл түтіктен асып кете алмайды. Онда бірлік уақыт ішінде түтіктің қимасы арқылы өтетін ΔV сығылмайтын сұйықтықтың көлемі тұрақты болып қалады:

$$\Delta V = v \cdot S = \text{const.} \quad (3.1)$$

3.1 - теңдеуі ағыстың үздіксіздігінің шартын білдіреді, өйткені тек - үздіксіз ағыспен кез-келген қимасы арқылы бір уақытта сығылмайтын сұйықтың бірдей көлемге өтеді.

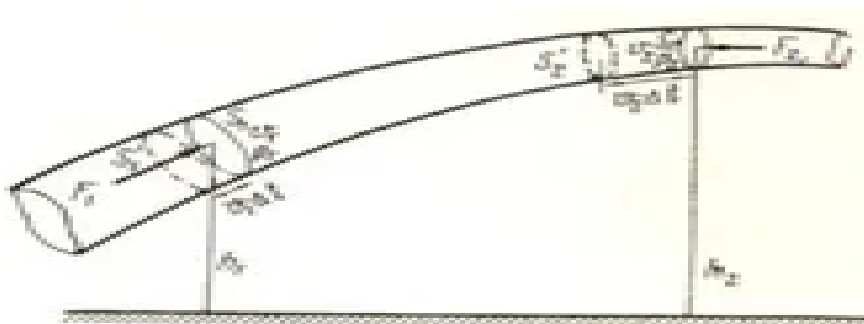
Онда: $v_1 S_1 = v_2 S_2$ (3.1-сурет), осыдан

$$\frac{v_1}{v_2} = \frac{S_2}{S_1} \quad (3.2)$$

Құбырдың әртүрлі қималарындағы ағыстың орташа жылдамдығы осы қималардың аудандарына кері пропорционал. Ағыстың үздіксіздігі шартынан нақты сұйық қимадағы түтікше арқылы бір уақытта ағатын сұйықтың мөлшері тұрақты болып қалады: $Q = \text{const.}$ Атап айтқанда, бұл адамның үлкен қан тамырларындағы қан ағысы үшін бірнеше, айталық, бір-бірінен кейін қайталанатын жүректің үш цикліне тең уақыт ішінде орындалады.

3.2 Бернулли теңдеуі және оның салдары.

Қозғалыстағы сұйықтықтарды сипаттау үшін қолданылатын ең маңызды теңдеулердің бірін алғаш рет Швейцария математигі және физикигі Даниил Бернулли (1700-1782) ашқан. Бернулли теңдеуін сұйықтың құбыр арқылы ағуы кезіндегі энергияның сақталу заңын қолдану арқылы шығаруға болады. 3.2-суретте көрсетілгендей, ағыс түтігі әртүрлі көлденең қималарға және белгілі бір бастапқы деңгейден әр түрлі биіктікке ие.



3.2-сурет. Ағыс түтігі

Сұйықтың ішінде жасалған A жұмыстың нәтижесі, сұйықтың кинетикалық және потенциалдық энергияларының өзгерісіне әкеледі:

$$A = \Delta E + \Delta E_k \quad (3.3).$$

Ток түтігінде массасы m болатын сұйықтықтың аз мөлшерін бөлеміз. Біз 1-жағдайда сұйықтық мөлшеріне F_1 күшімен әсер ете отырып жұмыс жасаймыз 3.2-суретте көрсеткендей v_1 тұрақты жылдамдықпен l_1 бірлік мөлшеріне осы көлемнің әрбір кіші элементін жылжытамыз. Сонымен, $\Delta V_i = l_1 S_1$ көлемі l_1 қашықтыққа жылжытылады және сұйықтықта жасалған жұмыс $F_1 l_1$ - ге тең. Бұл қозғалыстың 2 жағдайдағы сұйықтыққа әсері қандай?

Сұйықтық сығылмайтын болғандықтан, l_1 қашықтықта $l_1 S_1$ көлемін 1-жағдайға жылжыту. 2-жағдайға тең көлемді жылжыту дегенді білдіреді.

Сондықтан S_2 көлденең қимасы бар сұйықтықтар саны l_2 қашықтықта тұрақты v_2 жылдамдықпен араласады, мұнда $S_1 l_1 = S_2 l_2$. 2-жағдайдағы сұйықтықтың көлемі сұйықтықтың келесі қабаттарын итеріп, құбыр бойымен қозғалады. F_2 күші l_2 қашықтыққа қозғалған кезінде әрекет етеді, сондықтан сұйықтықтың осы көлемімен орындалатын жұмыс $F_2 l_2$ болады. 1 және 2 көлемінің P_1 және P_2 қысымы түсірген кездегі күштердің нәтижесі, оның қозғалысы кезінде $A = F_1 l_1 - F_2 l_2$ өйткені қарастырылып отырған ағыс түтігінің бетіне (идеалды сұйықтық) көрші түтіктер жағынан әсер ететін күштер қалыпты болса, онда олар жұмыс істемейді.

Әр күшті көлденең қимадағы қысымның көбейтіндісі ретінде жаза отырып:

$$A = F_1 l_1 - F_2 l_2 = P_1 S_1 l_1 - P_2 S_2 l_2 = (P_1 - P_2) \Delta V \quad (3.4)$$

мұндағы $\Delta V = \Delta V_1 = S_1 l_1 = S_2 l_2 = \Delta V_2$

P_1 қысымы бар сұйықтықтың $\rho \Delta V$ массасы h_1 биіктікте тұрақты v_1 жылдамдықпен қозғала отырып, h_2 биіктікте v_2 жылдамдықпен қозғалатын P_2 қысымы бар сұйықтықтың тең массасына айналады. Сонда 1 және 2 жағдайлар арасындағы потенциалдық және кинетикалық энергиядағы өзгерістер:

$$\Delta E = \Delta (mgh) = mg \Delta h = \rho g \Delta V (h_2 - h_1) \quad (3.5)$$

$$\Delta E_k = \Delta \left(\frac{1}{2} m v^2 \right) = \frac{1}{2} m \Delta (v^2) = \frac{1}{2} \rho \Delta V (v_2^2 - v_1^2) \quad (3.6)$$

(3.4), (3.5) және (3.6) теңдіктерін (3.3) теңдікке қойып, табатынымыз:

$$(\rho_1 \rho_2) \Delta V = \rho \Delta V g (h_2 - h_1) + \frac{1}{2} \rho \Delta V (v_2^2 - v_1^2)$$

1 және 2 жағдайларда ΔV бөлеміз, $p + \rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2$ мәні кез келген нүктеде бірдей анықталатындықтан:

$$p + \rho gh + \frac{1}{2} \rho v^2 = \text{const} \quad (3.7)$$

Бұл Бернулли теңдеуі, ол тек түтіктің қималарына ғана емес, сонымен қатар кейбір ағыс сызығының бойында орналасқан нүктелерге де жатқызылуы мүмкін. Бернулли теңдеуіне кіретін терминдер қысымның өлшемі мен мағынасына ие. P қысымы статикалық деп аталады: ол сұйықтықтың қозғалысымен байланысты емес және оны өлшеуге болады, мысалы, сұйықтықпен бірге қозғалатын манометрмен. қысым- $\frac{1}{2} \rho v^2$ динамикалық деп аталады: бұл сұйықтықтың қозғалуына байланысты және ол ағыс тежелгенде көрінеді. ρgh - гидростатикалық қысым. Салмақсыздық жағдайында гидростатикалық қысым болмайды, шамадан тыс жүктемеде жоғарылайды.

Бернулли теңдеуін заң ретінде былай тұжырымдауға болады: идеал сұйықтықтың тұрақты ағысында кез келген көлденең қимадағы әр түрлі ағыс сызығының нүктелерінде статикалық, динамикалық және гидростатикалық қысымдардың қосындысы тұрақты болады.

Көлденең ағыс түтігі үшін гидростатикалық қысым тұрақты болып қалады (өйткені $h = const$) және оны 3.7-теңдеудің оң жағына қойсақ, онда бұл жағдайда былай жазылады:

$$P_{ст} + P_{дин} = const \quad (3.8)$$

Кинетикалық энергияны динамикалық қысым, сұйықтықтың потенциалдық энергиясын (қысым энергиясы) статикалық қысым тудырады. Көлденең түтік бойымен ағып жатқан кезде тұтқыр емес сұйықтықтың статикалық қысымы артады, онда оның жылдамдығы төмендейді және керісінше, бұл Бернулли ережесі деп аталады.

Алынған Бернулли теңдеуін нақты мысалдарды түсіндіру үшін де қолдануға болады. Мысалы су ағатын сорғыларда, медициналық ингаляторларда, пульверизаторда қолданылады.

3.3 Сұйықтықтың тұтқырлығы. Ньютон теңдеуі.

Нақты сұйықтықта молекулалар арасында ішкі үйкеліс немесе тұтқырлықты тудыратын өзара тартылыс күштері әрекет етеді.

Ішкі үйкеліс, мысалы, сұйықтық араласқан кезде кедергі күшін тудырады және оған лақтырылған денелердің құлау жылдамдығын баяулатады.

Ньютон әр түрлі жылдамдықпен қозғалатын сұйықтықтың екі қабаты арасындағы ішкі үйкелістің $F_{үйк}$ күші байланыс қабаттарының S ауданына және олардың арасындағы жылдамдық градиентіне тура пропорционал екенін анықтады (қабаттар арасындағы жылдамдық градиенті-жылдамдыққа перпендикуляр бағытта ұзындыққа берілген жылдамдықтың өзгеруі):

$$F_{\text{үйк}} = \eta S \frac{d\vartheta}{dx} \quad (3.9)$$

мұндағы η -ішкі үйкеліс немесе динамикалық тұтқырлық коэффициенті (немесе жай тұтқырлық) деп аталатын пропорционалдылық коэффициент. Тұтқырлық сұйықтың күйі мен молекулалық қасиеттеріне байланысты. 3.9-тендеу бұл Ньютон тендеуі.

$$\text{ХБ-жүйесінде тұтқырлық өлшем бірлігі } H \frac{c}{m^2} = Pa \cdot c$$

СГС-жүйесінде - $\frac{c}{cm^2}$ бұл бірлік пуаз (П) деп аталады. Олардың арасындағы қатынас: $1 Pa \cdot c = 10 П$.

Іс жүзінде сұйықтықтың тұтқырлығы салыстырмалы тұтқырлықпен сипатталады, η тұтқырлық коэффициентінің сол температурада η_a судың тұтқырлық коэффициентіне қатынасын білдіреді.

$$\eta_{\text{сал}} = \frac{\eta}{\eta_m}$$

Кейбір сұйықтықтарда (су, төмен молекулалық органикалық қосылыстар, шынайы ерітінділер, балқытылған металдар және олардың тұздары) тұтқырлық коэффициенті тек сұйықтықтың табиғатына және температурасына байланысты (температураның жоғарылауымен η төмендейді). Мұндай сұйықтықтар Ньютондық сұйықтар деп аталады.

Кейбір сұйықтықтарда, негізінен жоғары молекулалық (полимерлердің ерітінділері) немесе дисперсиялық жүйелерде (суспензиялар, эмульсиялар), тұтқырлық коэффициенті ағыс режиміне (қысым мен жылдамдық градиентіне) байланысты болады. Олардың жоғарылауымен сұйықтық ағысының ішкі құрылымының бұзылуына байланысты сұйықтықтың тұтқырлығы төмендейді. Мұндай сұйықтықтар құрылымдық тұтқыр немесе Ньютондық емес деп аталады. Олардың тұтқырлығы сұйықтықтың ағысының белгілі бір жағдайларын (қысым, жылдамдық) білдіретін шартты тұтқырлық коэффициентімен сипатталады.

Қан – плазма, ақуыз ерітіндісіндегі формалы элементтердің суспензиясы. Сондықтан, оны Ньютондық емес сұйықтықтарға жатқызу керек. Сонымен қатар, тамырлар арқылы қан ағысы кезінде ағыстың орталық бөлігінде элементтердің концентрациясы байқалады, сәйкесінше тұтқырлығы өседі. Бірақ қанның тұтқырлығы өте үлкен болмағандықтан, бұл құбылыстар көбінесе еленбейді және оның тұтқырлық коэффициенті тұрақты шама болып саналады. Қалыпты жағдайда қанның салыстырмалы тұтқырлығы 4.0-6.0 құрайды. Ауырған кезде ол 2.2-3.0-ке дейін төмендейді немесе 15.2-20.0-ға дейін жоғарылайды.

Ламинарлық және турбуленттік ағыс. Рейнольдс саны

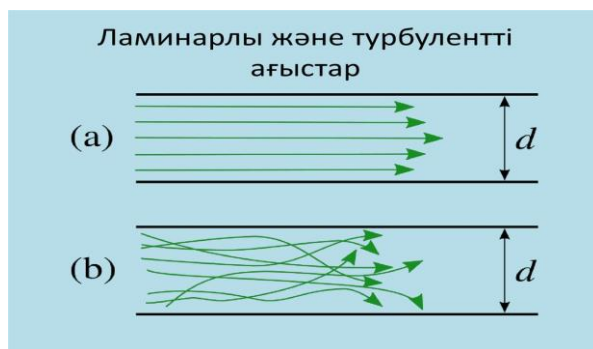
Сұйықтық қозғалысының қарапайым түрі - ламинарлық ағыс. онда ағыс қабаттары біртіндеп бір-бірін алмастырады. Төмен жылдамдықта құбыр арқылы өтетін ағыс ламинарлы болады. Бірақ жоғары жылдамдықта ламинарлық ағысты сақтау мүмкін емес. Ағыс өте біркелкі болмайды, ағыста кездейсоқ құйындар пайда болады және кедергі күрт артады. Қозғалыстың бұл түрі турбулентті ағыс деп аталады. Турбулентті ағыс сұйықтықтағы қысымның өзгеруімен сипатталады, бұл оның бөлшектерінің тербелмелі қозғалысын тудырады, ол дыбыстық құбылыстармен (шу, шуылдау) бірге жүреді, соның арқасында турбулентті ағыс оңай анықталады. Тәжірибелер көрсеткендей, турбуленттілік белгілі бір шамалардың сыни мәнінен асып кеткен кезде пайда болады. Бұл көрсетіш Рейнольдс саны деп аталады:

$$Re = \frac{2\rho r v}{\eta} \quad (3.9)$$

мұндағы ρ және η - сәйкесінше сұйықтықтың тығыздығы мен тұтқырлығы, r - құбырдың радиусы, v - сұйықтықтың ағысының орташа жылдамдығы. Re - өлшемсіз шама екенін тексеру оңай. Егер Re 2000-нан аз болса, құбыр арқылы ағыс ламинарлы болады. $Re > 3000$ болғанда-ағыс турбулентті. Re өлшемі 2000 және 3000 арасындағы аралық болып табылады, онда ағыс тұрақты емес және ламинар ағыс пен турбуленттік ағыс арасында кездейсоқ өзгеруі мүмкін.

3.3-суретте ламинарлық және турбулентті ағыстар көрсетілген.

Тыныштық кезінде қолқадағы қан ағымы ламинарлы және ағыстың орташа жылдамдығы мен көлденең қимасының көбейтіндісі ретінде көрсетілуі мүмкін, яғни: $Q = S v$. Алайда, қарқынды белсенділік кезінде v қан ағыстың жылдамдығы артады, бұл Re саны 2000-ге жетіп және ағыс турбулентті болуына әкеледі.



3.3-сурет. Ламинарлық және турбулентті ағыстар

IV БӨЛІМ

ГЕМОДИНАМИКАНЫҢ ФИЗИКАЛЫҚ НЕГІЗІ

4.1 Сұйықтық пен қанның серпімді қабырғалары бар қан тамырлары арқылы қозғалысы. Қан тамырлары тармақталуы ретіндегі қан айналым жүйесі

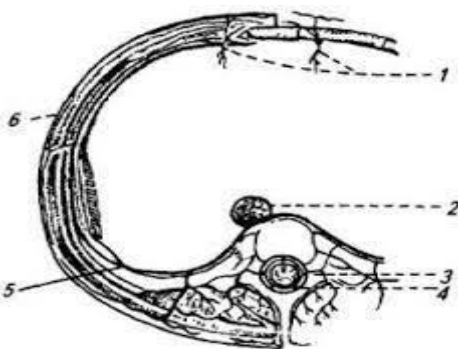
Қан айналымы - тірі организмдерде болатын маңызды процестердің бірі. Қан тамырлары жүйесі арқылы қан қозғалысының заңдылықтарын зерттейтін биофизика бөлімі гемодинамика деп аталады (*грек тіл. haima-қан*). Гидродинамикадағы сұйықтық ағысының жалпы заңдары классикалық физика аясында құрылған және тірі ағзадағы күрделі гемодинамикалық процестерді сипаттау үшін негіз болып табылады. Алайда, қанның қасиеттері техникада қолданылатын сұйықтықтардың қасиеттерінен айтарлықтай ерекшеленеді, ал серпімді жақтаулары мен бірнеше рет тармақталған қан тамырлары, мысалы, су құбырлары жүйесінен айтарлықтай ерекшеленеді. Сондықтан биофизика тек қан айналымының жеңілдетілген моделін қарастырады. Көптеген физиологиялық құбылыстарды түсіну үшін қан қысымы мен жылдамдығы арасындағы байланысты, сондай-ақ мына шамалардың қанның, қан тамырларының және жүрек жұмысының тәуелділігін білу. Осы заңдылықтар негізінде бірқатар ауруларды диагностикалау және емдеу әдістерін жасауға болады.

Жүрек-қан тамырлары жүйесінің физикалық моделінің бір ерекшелігі - бұл қан тамырлары жақтауларының серпімділігі. Серпімділік дегеніміз салыстырмалы түрде аздаған күш түсіргенде материалдың немесе өнімнің азды көпті серпімді қайтымды деформацияларды сезіну қабілеті деп түсініледі.

Қан тамырларының қабырғалары құрылымында бірдей емес. Қолқа көктамыры (аорта) мен үлкен күретамырда (артерияларда) бұлшық ет талшықтарынан басқа эластин мен коллагеннен тұратын жақтаулары бар. Эластин 200-300%, коллаген 10% дейін дейін деформацияға мүмкіндік береді. Артериолалар созылуы әлдеқайда аз тек бұлшық ет тінінен ғана тұрады. Капиллярлардың қабырғалары серпімді де, бұлшық ет тінімен де қапталмаған.

Серпімді қабырғалары бар түтікше (сосуд) бойымен ағатын сұйықтық ағысының белгілі бір ерекшелігі бар. Тұрақты қысым кезінде түтік қабырғаларының серпімділігі айтарлықтай емес. Мысалы, әйнек (қатты) және резеңке (серпімді) түтіктерден сұйықтықтың бірдей үздіксіз тұрақты ағынын байқауға болады.

Егер сіз түтіктер арқылы осы мақсат үшін кезең-кезеңмен жұмыс істейтін насосы пайдалана отырып үздіксіз ағыс өткізсеңіз, онда сұйықтың ағу сипаты әртүрлі: қатты түтіктер арқылы - үздікті, серпімді түтіктер арқылы - үздіксіз болады. Мұндай сорғы сұйықтықты сұйықтықпен толтырылған серпімді қабырғалары бар құбырға итергенде, түтіктегі қысым жоғарылайды, оның қабырғасы созылып, артық сұйықтықты ұстайды. Содан кейін сорғының қысымы төмендеген кезде, түтіктің қабырғасы қысылып, қабырғаның потенциалдық энергиясы сұйықтықтың кинетикалық энергиясына айналады, нәтижесінде құбырдың бастапқы бөлігінен артық сұйықтық оның келесі бөліміне өтеді, оның қабырғасы алдымен созылып, содан кейін қысылып, сұйықтықты құбырдың қалған бөліктеріне апарады. Серпімді құбырдың қабырғаларын созу және біртіндеп қысу импульсті сорғы кезінде ондағы сұйықтықтың біркелкі ағып кетуін қамтамасыз етеді. Жүрек қан тамыр жүйесінің тағы бір ерекшелігі, бұл жабық, бірнеше рет тармақталған және сұйықтықпен толтырылған түтік жүйесі, ырғақты жұмыс істейтін айдау сорғысының (жүректің) әсерінен болатын сұйықтықтың қозғалысы.



4.1-сурет. Қан тамырларының тізбекті және параллель байланысы

4.1-суретте аортаның (1-2), артериялар мен артериолл (2-3), капиллярлардың (3-4), венулалардың (4-5) және көк тамырлардың (5-6) тізбекті байланысын, сондай-ақ артериялар мен артериолалардың, капиллярлар мен венулалардың параллелдік байланысын көрсетеді.

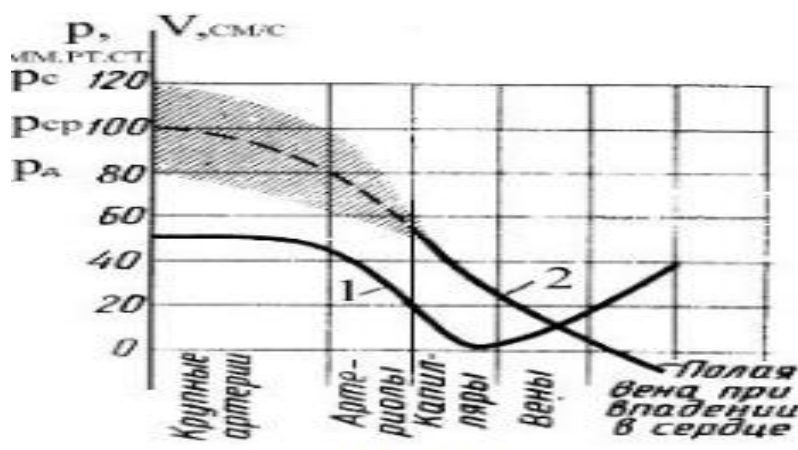
Бұл қосылыстардың жалпы гидравликалық кедергісін резисторлардың қосылу заңдылықтарына ұқсастық арқылы анықтауға болады: тізбектей қосылыс үшін: $Z = Z_1 + Z_2 + \dots + Z_n$; параллель қосылыс

үшін:
$$\frac{1}{Z} = \left(\frac{1}{Z_1} + \frac{1}{Z_2} + \dots + \frac{1}{Z_n} \right).$$

Тамыр жүйесінің әртүрлі бөліктеріндегі гемодинамикалық көрсеткіштерді қарастырамыз. Z гидравликалық кедергісі көбінесе түтіктің радиусына байланысты $Z \approx \frac{1}{R^4}$. Тамыр жүйесінің әртүрлі бөліктері үшін

радиустар қатынасы: $R_{\text{аорт}} : R_{\text{ар}} : R_{\text{кал}} \approx 3000 : 500 : 1$, сондықтан $Z_{\text{кал}} > Z_{\text{ар}} > Z_{\text{аорт}}$. Барлық капиллярлардың жалпы ауданы көлденең қимасы ауданынан 500-600 есе үлкен. Ағыстың үздіксіздік заң бойынша: $Q_{\text{кап}} = \frac{1}{500} Q_{\text{аорт}}$.

Егер аортада орташа жылдамдық шамамен 0,5 м/с болса, онда капиллярларда 0,3-0,5 мм/с. Бұл капиллярлық желіде баяу қозғалыс жылдамдығында қан мен тіндер арасында зат алмасу жүреді.

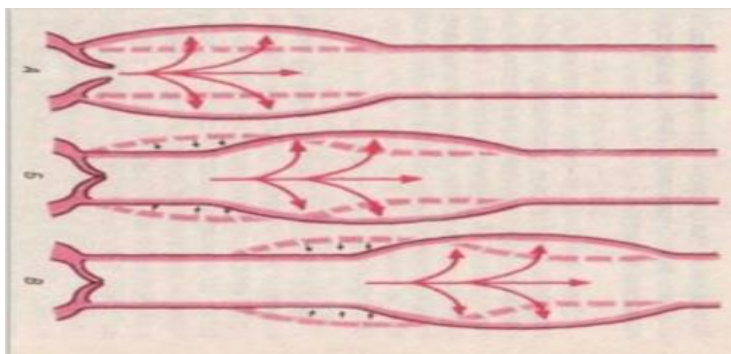


4.2-сурет. Қан тамыр жүйесі бойымен сызықтық жылдамдықтардың таралу қисығы

Жүрек жиырылған кезде аортадағы қан қысымы ауытқуды сезінеді. Тамырлар бойындағы орташа қысымның төмендеуі ($\Delta p = QZ$) Пуазейл заңымен сипатталады. Жүрек $p_{\text{орт}}$ орташа қысыммен қан тасымалдайды. Түтік бойымен қозғалыстағы орташа қысым төмендейді. Себебі $Q = \text{const}$, ал $Z_{\text{кап}} > Z_{\text{ар}} > Z_{\text{аорт}}$, содан кейін қысымның төмендеуінің орташа мәні: $\Delta p_{\text{кап}} > \Delta p_{\text{ар}} > \Delta p_{\text{аорт}}$. Ірі тамырларда орташа қысым барлығы 15%, ал шағын 85% төмендейді. Бұл дегеніміз, жүректің сол қарыншасы қанды шығаруға жұмсаған энергияның көп бөлігі, оның ұсақ түтікше бойымен ағысына жұмсалатынын білдіреді. Қан тамырлары арнасының әр түрлі бөліктеріндегі қысымның таралуы (атмосфералық қысымнан асып кетуі) 4.2-суретте көрсетілген. Қысымның теріс мәні оның атмосфералық қысымнан төмен екенін білдіреді. Осы суреттегі штрихталған аймақ қысымның ауытқуына сәйкес келеді: p_c -систолалық қысым ~ 120 мм.сын.бағ; p_d - диастолалық қысым ~ 80 мм.сын.бағ. Аорта бойымен жүректің әр жиырылуынан кейін деформация толқыны жүректен периферияға таралады, мысалы суға тасталған тастан су бетінде таралатын толқындар сияқты. Егер дененің бетіне жақын артерияға саусақты қойсаңыз (мысалы, білекке), онда бұл толқындар соққы (пульс) түрінде

сезіледі. Бұл жағдайда пайда болатын толқын, қысым деп немесе пульстік толқын деп аталады. Бұл 4.3-суртте көрсетілген.

Қан ағымының импульстік тербелістерін гармоникалық талдау оны зерттеудің маңызды әдістерінің бірі болып табылады.



4.3-сурет. Пульстік толқын

Импульстік қысымның (p) бірінші гармоникалық құраушысы үшін:

$$p = p_0 \cdot e^{-\alpha x} \sin\left(t - \frac{x}{g}\right) \quad (4.1)$$

мұндағы $p_0 \cdot e^{-\alpha x}$ - импульстік толқынның амплитудасы (түтікшенің берілген нүктесіндегі ең жоғарғы және ең төменгі қысым мәндерінің арасындағы айырмашылық);

p_0 - аортаның басындағы толқынның амплитудасы, ол систолалық және диастолалық қысым айырмашылығына тең;

x - жүректен берілген нүктеге дейінгі қашықтық;

ω - жүрек соғуының циклдік жиілігі;

v - импульстік толқынның таралу жылдамдығы;

α - қан тамырларының қасиеттеріне байланысты және тамыр радиусының төмендеуімен жоғарылайтын ыдырау коэффициенті.

Біз тамыр соғу амплитудасы экспоненциалды заң бойынша кемитінін көреміз. Сондай-ақ, фазадағы тербелістердің ауытқуы болғандықтан, ол жүректен тамыр жүйесінің қарастырылған бөлігіне дейінгі қашықтықтың жоғарылауымен артады.

Үлкен тамырлардағы импульстік толқынның жылдамдығы олардың параметрлеріне байланысты (Моенс-Кортевег формуласы):

$$g_n = \sqrt{\frac{Eh}{\rho d}} \quad (4.2)$$

мұндағы E – түтіктің серпімді модулі, h - қабырғасының қалыңдығы, d – түтік диаметрі, ρ – қанның тығыздығы.

Аналитикалық зерттеулер көрсеткендей, $\frac{h}{d}$ шамасы әртүрлі адамдарда аз өзгереді және іс жүзінде артерия түріне тәуелді емес. Сондықтан

импульстік толқынның жылдамдығы тек түтік қабырғасының серпімділігінен, оның серпімділік модулінен өзгереді деп есептеуге болады. Жас ұлғайған сайын, сондай-ақ E ұлғаюымен бірге жүретін аурулар кезінде (гипертония, атеросклероз) v - нормамен салыстырғанда 2-4 есе артуы мүмкін. Бұл v - өзгерісті қолдану диагноз қою кезінде мол мүмкіндік береді.

Импульстік толқынның жылдамдығын өлшеу оңай. Сонымен, жүректің жиырылу сәтінен бастап адамның артериясында пульстің пайда болуына дейін шамамен $0,1\text{с}$, ал жүректен импульсті өлшеу орнына дейінгі қашықтық шамамен 70 см құрайды, бұл $\vartheta_n = 7 \frac{M}{c}$ —мәнін береді. Бұл уақыт аралығында қан артерияда тек 5 см қашықтықта өтеді, сондықтан, импульстік толқынның таралу жылдамдығы қан ағысының сызықтық жылдамдығынан әлдеқайда жоғары.

Қан тамыр - жүйесіндегі импульстік толқынмен қатар дыбыстық толқындар да таралуы мүмкін, олардың жылдамдығы өте жоғары $\vartheta_{\text{дыб}} \approx 1500 \frac{M}{c}$.

4.2 Гемодинамикалық көрсеткіштердің бұзылу жүйесі.

Жүрек қан тамыр жүйесінің негізгі қызметі - қан мен тіндер арасында зат алмасу жүретін капиллярлар арқылы қанның үздіксіз қозғалысын қамтамасыз ету.

Заттарды тасымалдаудың екі негізгі механизмі бар: молекулалардың диффузиялық алмасуы, бұл молекулалардың қан тамырлары қабырғасының әр түрлі жағындағы концентрациясының айырмашылығына байланысты және сүзу-реабсорбциялық механизм - қысым градиентінің әсерінен капиллярлық қабырғадағы тесіктер арқылы сұйықтықпен бірге қозғалыс.

Капиллярдағы қысымның әсерінен сұйықтық капиллярдан тіндерге (филтрация) шығуға тырысады, ал тіндік сұйықтықтағы қысымның әсерінен ол қайтадан капиллярға оралады (реабсорбция).

Қалыпты физиологиялық жағдайларда әдетте сүзу ол артериялық қан тамырларының соңында, ал реабсорбция капиллярдың веноздық ұшында жүреді және олардың арасында тепе-теңдік болады (сүзу-реабсорбциялық тепе-теңдік). Тамыр жүйесінің гемодинамикалық көрсеткіштерінің бұзылуы капилляр қабырғасының құрылымы сөзсіз зат алмасуының бұзылуына әкеледі. Гемодинамиканың бұзылуының себебі қан тамырларының өзгеруі және қанның реологиялық қасиеттері болуы мүмкін. Қан реологиясы (гемореология) тұтқыр сұйықтық ретінде қанның биофизикалық ерекшеліктері болып табылады. Қан - Ньютондық емес

сұйықтық. Бұл оның ерітінді - плазмадағы элементтердің суспензиясы екендігіне байланысты. Бұл жағдайда элементтердің 93%-ы эритроциттер болып табылады, олар диаметрі $d_{\text{эп}} = 8$ мкм болатын өте икемді иілген дискілер. Гематокрит деп аталатын, эритроциттер көлемінің (V_{3p}) плазма көлеміне ($V_{\text{пл}}$) қатынасы маңызды көрсеткіш болып табылады. $\frac{V_{\text{эп}}}{V_{\text{пл}}} \approx 0,4$

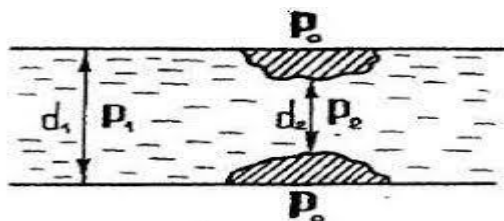
қалыпты көрсеткіш. Гематокриттің жоғарылауымен қанның тұтқырлығы артады. Эритроциттердің өздері бір-бірімен жанасып, бағаналар тәрізді агрегаттар құра алады.

Ірі түтікшелерде (қолқа, артериялар) эритроциттер агрегаттарға жиналады және бұл жағдайда қанның тұтқырлығы $\eta = 0,005$ Па с. Ұсақ тамырларда (ұсақ артериялар, артериолалар) агрегаттар жеке эритроциттерге ыдырайды, осылайша қанның тұтқырлығын төмендетеді. Ұсақ тамырларда (капиллярларда) эритроциттер оңай деформацияланып, диаметрі 3 мкм капиллярлар арқылы бұзылмай өтеді. Сфероцитоз деп аталатын ауруда эритроциттер сфералық түрде болады. Мұндай эритроциттер капиллярлар арқылы қозғалса, мембраналар созылып, эритроциттердің белгілі бір пайызы бұзылады. Олардың қандағы мөлшерінің төмендеуі анемияға әкеледі. Анемия кезінде қанның тұтқырлығы төмендейді және 0,002-0,003 Па с құрайды. Қанның тұтқырлығының төмендеуіне немесе жоғарылауына байланысты тамырда қысым градиенті өзгереді, бұл капиллярлық қысымның өзгеруіне әкеледі. Бұл өзгерістер сүзгі - реабсорбциялық тепе-теңдік бұзылуына әкелуі мүмкін. Сүзу-реабсорбциялық тепе-теңдіктің бұзылуымен байланысты патологиялық көріністердің бірі - ісінудің пайда болуы. Олар реабсорбциямен салыстырғанда тіндерге капиллярлардан тым сұйықтық көп сүзілсе, пайда болады. Әдетте, қанның түтікше бойымен қозғалысы ламинарлы болып табылады. Алайда, кейбір жағдайларда турбуленттілік пайда болуы мүмкін. Ағыс құйындары бастапқыда қан қарыншадан аортаға қарай аққан кезде пайда болады. Тамырлардың тармақталған жерлерінде, сондай-ақ қан ағымының жоғарылауы кезінде (мысалы, бұлшық ет жұмысы кезінде) ағыс артерияларда турбулентті болуы мүмкін. Турбуленттік ағыстар бұл тамырдың тарылу аймағында пайда болуы мүмкін, мысалы, қан ұйығышының (тромбтың) пайда болуымен. Бұл қосымша энергия шығындарымен байланысты және қан айналым жүйесі бұл жүрекке қосымша жүктеме әкелуі мүмкін. Турбулентті қан ағысында пайда болатын шуды ауруларды диагностикалау үшін қолдануға болады. Жүрек клапандары зақымданған кезде жүректе шу пайда болады.

Транскапиллярлық алмасуға тамырлардың тарылуы немесе созылуы әсер етуі мүмкін. Дененің қартаю процесінде, сондай - ақ белгілі бір ауруларда (шамадан тыс тамақтану, темекі шегу, алкогольді пайдалану) атеросклероз пайда болады - артерия қабырғаларының қалыңдауы олардың

бетінде холестеринді тыртықшалардың жиналуына байланысты, бұл артерияның тарылуына әкеледі.

Диаметрі d_1 болатын үлкен артерияның белгілі бір бөлігінде диаметрі d_2 тарылуы пайда болды делік (4.4-сурет).



4.4-сурет. Артериядағы қан ағысы

Артерия арқылы қан ағысы тарылу пайда болған жердегі p_2 статикалық қысымы p_0 сыртқы қысымынан асып кеткенше пайда болады (біз оны шамамен атмосфералық қысымға тең деп қарастырамыз). сыртқы p_0 қысымы әсер еткенде d_m -ге дейін тарылу төмендеген кезде, тарылу орнындағы саңылау жабылады. Сол жақ қарыншадан қан үлкен қысыммен шығарылуы керек, әйтпесе тамырдың соңындағы қысым қалыптыдан төмен болады, бұл капиллярлық қысымның төмендеуіне және сүзу-реабсорбциялық тепе-теңдіктің бұзылуына әкеледі. Жүрек жоғары жүктеме жағдайында жұмыс істейді. Капиллярда тромбаның пайда болуы сонымен қатар капилляр бойымен қысымның төмендеуінің сызықтық тәуелділігінің бұзылуына әкеледі, бұл сүзу-реабсорбциялық тепе-теңдіктің бұзылуына әкелуі мүмкін.

Кейбір патологиялық процестер қан тамырларының беріктігі мен икемділігінің төмендеуіне әкеліп соғады.



4.5-сурет. Қан тамырының қалыпты және ісінуі

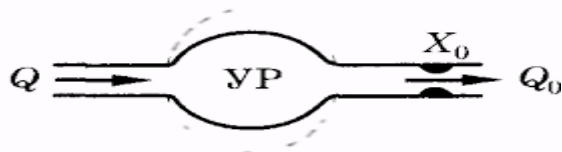
Нәтижесінде осы аймақта тамырдың ісінуі (аневризм) пайда болады (4.5-сурет). Аневризманың даму орнындағы қан ағысының жылдамдығы v_2 , деформацияланбаған бөлігінде v_1 жылдамдығынан аз болады. Бернулли теңдеуіне сүйене отырып, p_2 қысымы p_1 қысымынан және p_0 сыртқы қысымынан үлкен болады. Жоғары қысымның әсерінен пайда болған аневризм кеңейтуге бейім болады. Нәтижесінде аневризманың бұзылуы мүмкін. Кейде аортаның аневризмасы оның тармақталған жерінде пайда

болады, онда импульстік толқындар шағылысады. Шағылысқан импульстік толқынның әсерінен аорта қабырғалары қалыптыдан көбірек кеңейеді. Бұл жағдайда аневризманың себептері шағылысқан толқын аймағындағы қысымның жоғарылауымен ғана емес, сонымен бірге жасына қарай тамырлардың механикалық қасиеттерінің өзгеруімен де байланысты.

4.3 Қан айналым процесінің модельдік көріністері

Гемодинамикалық құбылыстарды сандық есептеу модельдер мен аналогияларды қолдану арқылы жеңілдетіледі.

О.Франк ұсынған қан айналым жүйесінің гидродинамикалық моделін қарастырайық, қан айналым жүйесінің артериялық бөлігі серпімді резервуармен модельденеді (4.6-сурет).



4.6-сурет. Гидродинамикалық модель

Қан серпімді резервуарда болғандықтан, оның көлемі кез келген уақыт моментінде p қысымына байланысты:

$$V = V_0 + kp \quad (4.3)$$

мұндағы V_0 – резервуар көлемі, $p=0$ болғанда, k - көлем мен қысым арасындағы пропорционалдық коэффициент.

1-теңдеуді дифференциалдап, алатынымыз:

$$\frac{dV}{dt} = k \frac{dp}{dt} \quad (4.4)$$

$$Q = \frac{dV}{dt} + Q_0 \quad (4.5)$$

4.6-суреттен көретініміз:

мұндағы Q – жүректен серпімді резервуарға келетін қан ағысының көлемдік жылдамдығы, Q_0 - перифериялық жүйеге ағатын қанның көлемдік жылдамдығы.

Пуазейл теңдеуіне сүйене отырып, перифериялық жүйенің бөлігі

үшін: $Q_0 = \frac{p - p_0}{Z}$, мұнда p – серпімді резервуар қысымы, p_0 - веноздық қысым, оның шамасы нөлге тең деп қабылдауға болады. Сонда:

$$Q = \frac{p}{Z} \quad (4.6)$$

(4.5), (4.4) және (4.6) біріктіріп, алатынымыз:

$$Q = k \frac{dp}{dt} + \frac{p}{Z} \quad \text{немесе} \quad Q dt = k dp + \frac{p}{Z} dt \quad (4.7)$$

$Q=0$ болғандағы диастола уақытының дифференциалдық теңдеуін қарастырамыз:

$$0 = k dp + \frac{p}{Z} dt \quad \text{немесе} \quad \frac{dp}{p} = -\frac{dt}{kZ} \quad (4.8)$$

4.8-теңдікті дифференциалдап, систоладан кейін резервуардағы қысымның уақытқа тәуелділігі өрнегін аламыз:

$$p = p_c \cdot e^{-\frac{1}{kZ}} \quad (4.9)$$

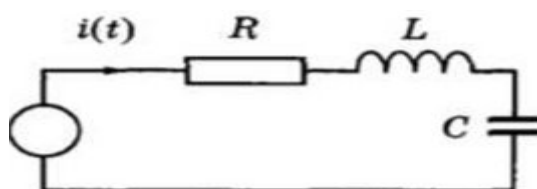
4.6-теңдеудің негізінде алатынымыз:

$$Q = Q_c \cdot e^{-\frac{1}{kZ}} \quad (4.10)$$

$$\text{мұнда } Q_c = \frac{p_c}{Z}.$$

4.10-теңдік қанның кету жылдамдығының уақытқа тәуелділігін білдіреді, мұндағы Q_c - систоланың соңында (диастоланың басталуы) резервуар серпімділігінен қанның ағуының көлемдік жылдамдығы. (4.9) және (4.10) тәуелділік қисықтары экспоненттерді білдіреді. Бұл модель нақты құбылысты өрескел сипаттайды, бірақ бұл қарапайым және диастолық процесті дұрыс көрсетеді.

Баламалы түрде механикалық модельге ұқсас электр моделін құруға болады (4.7-сурет).



4.7-сурет. Электр моделі жүйесі

Тамыр жүйесі баламалы электр тізбегімен салыстырылады, онда E -жүректі модельдейтін айнымалы кернеу генераторы; B -түзеткіш, жүрек клапандарының аналогы; L -қанның инерциялық қасиеттерін модельдейтін катушка индуктивтілігі; C - қан тамырларының серпімділігін модельдейтін конденсатор; R -резистор, гидравликалық кедергіні модельдеуші. R және C айнымалылармен бейнеленген, өйткені гидравликалық кедергі де, түтіктердің серпімділігі де өзгеруі мүмкін. Тізбектегі ток күші сұйықтың Q көлемі шығынының аналогы (баламасы) болады, ал ϕ потенциал p қысымының аналогы болады.

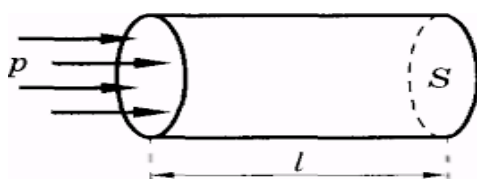
Жүректің жұмысы және қуаты

Қан тамыр жүйесінде қанның қозғалысын тудырып, жүрек қан ағысының энергиясына айналатын және қан тамыр жүйесінде тұтқырлықты азайтуға жұмсалатын жұмысты орындайды.

Біз сол жақ қарыншаның бір рет жиырылуымен орындалатын жұмысты есептейміз. Біз қанның V_y – қанның соққы көлемін цилиндр түрінде бейнелейміз (4.8-сурет).

Жүрек бұл көлемді қолқа бойымен S қимасы арқылы l қашықтыққа p орташа қысымымен итереді деп болжауға болады. Бұл жағдайда орындалатын A_i жұмысы:

$$A_i = Fl = pSl = pV_y$$



4.8-сурет. Цилиндр бойымен қанның ағысы

A_2 жұмысы қанның осы көлеміне кинетикалық энергияны жеткізуге

жұмсалады:
$$A_2 = \frac{m v^2}{2} = \frac{\rho V_y v^2}{2}$$

мұндағы ρ – қанның тығыздығы, v – аортадағы қан жылдамдығы. Осылайша, сол жақ қарыншаның жұмысы A_L :

$$A_L = A_1 + A_2 = pV_y + \frac{\rho V_y v^2}{2} \quad (4.11)$$

Оң қарыншаның қысымы сол қарыншаға қарағанда шамамен 5 есе аз, сондықтан оң қарыншаның жұмысы $A_o = \frac{1}{5} A_L = 0,2 A_L$

Сонда бүкіл жүректің жұмысы:

$$A = A_L + A_o = A_L + 0,2 A_L = 1,2 \left(pV_y + \frac{\rho V_y v^2}{2} \right) \quad (4.12)$$

Осы формулаға $p_{opt} = 13 \cdot 10^3 \text{ Па}$; $V_y = 60 \text{ мл} = 6 \cdot 10^{-5} \text{ м}^3$; $\rho = 1,05 \cdot 10^3 \text{ кг/м}^3$; $v = 0,5 \text{ м/с}$ мәндерін қойып, ($A = 1 \text{ Дж}$) тыныштық күйдегі жүректің бір реттік жиырылу жұмысын аламыз.

Егер систоланың ұзақтығы шамамен $t = 0,3 \text{ с}$ деп есептесек, онда бір рет жиырылу кезіндегі жүректің орташа қуаты:

$$N = \frac{A}{t} = 3,3 \text{ Вт}$$

Жаттығу кезінде қанның систолалық көлемі және қолқадағы қан ағысының жылдамдығы артады. Жүректің жұмысы күрт артады да, кинетикалық құраушысы да жоғарылайды.

Қан қысымын клиникалық әдіспен өлшеудің физикалық негіздері.

Қан қысымы көптеген ауруларды диагностикалауда үлкен рөл атқарады. Қан қысымын тікелей өлшеу бар. Ол катетерді тікелей қан тамырына немесе жүрек қуысына енгізу арқылы жүзеге асырылады. Катетер изотоникалық ерітіндімен толтырылады және қан қысымын енгізілген ұшынан сыртқы өлшеу құралына береді. Манометрия - бұл жүрек қуысы мен орталық тамырлардағы қысымды өлшеудің жалғыз әдісі. Оның кемшілігі айқын, мұндай өлшеу қан жоғалту мен ауырсынумен байланысты.

Қан қысымын көп қан жоғалтпай өлшеудің жетілдірілген әдісі-манжеттер-1896 жылы Италияндық дәрігер Рива Роччи ұсынған және 1905 жылы орыс дәрігері Н.С.Коротков жетілдірген. Бұл әдіс қанды айдау кезінде пайда болатын толқындар шығаратын шуды тыңдауға негізделген. Қан қысымын өлшеу кезінде иық пен шынтақ арасына манжет орналастырады және иық артериясында қан ағысы тоқтағанша және пульс жоғалғанша оған ауа сорылады. Содан кейін бұранданың көмегімен манжеттен ауа біртіндеп босатылып, артериядағы қысым әлсірейді. Артериядағы қысым систолаға тең болған кезде, қан қысылған артерия арқылы итеріле бастайды және онда шуылмен бірге турбулентті ағыс пайда болады (Коротков тондары). Бұл шу фонендоскоп арқылы жақсы естіледі, капсуласы жүректен үлкен қашықтықта орналасқан және осы сәтке сәйкес келетін систолалық қысым манометр арқылы жазылады. Манжеттегі қысымның одан әрі төмендеуімен артерия біртіндеп қалпына келеді, қан ағысы ламинарлы болады және шуыл тоқтайды. Шуылдың жоғалуы кезіндегі манометр көрсеткіштері диастолалық қысымға сәйкес келеді. Егер қолдың бұлшық еттері босаңсыған болса, онда серпімді қабырғалары бар манжеттің ішіндегі ауа қысымы манжетпен жанасатын жұмсақ тіндердегі қысымға тең болады. Бұл қан қысымын өлшеу әдісінің негізгі физикалық идеясы болып табылады. Қазіргі таңда сынапты манометрлермен - сфигмоманометрлермен және металл мембраналық манометрмен - сфигмотонометрмен қысымды өлшеуге арналған құрылғылар бар. Кейбір құрылғыларда систолалық және диастолалық қысым кезінде артерия қабырғаларының қозғалысындағы өзгерістер (Коротков тондарының пайда болуымен және жоғалуымен бірге) ультрадыбыстық локация және Доплер эффектісі арқылы анықталады. Манжеттегі қысым систоладан аз болған кезде артерия қысылады, оның қабырғалары қозғала бастайды және жылжымалы қабырғадан ультрадыбыстық толқынның шағылысуы Доплер әсерін тудырады, яғни құрылғы қабылдаған ультрадыбыстық жиіліктің өзгеруі болады. Доплер эффектісі жоғалған кезде манжеттегі қысым диастолалық қысымға сәйкес келеді.

V БӨЛІМ

БИОЛОГИЯЛЫҚ ҮРДІСТЕРДІҢ МОЛЕКУЛАЛЫҚ ФИЗИКАСЫ ЖӘНЕ ТЕРМОДИНАМИКАСЫ

5.1 Биологиялық жүйелерді оқытуда термодинамикалық зерттеу әдісінің ерекшеліктері. Термодинамиканың негізгі ұғымдары

Термодинамика - бұл жүйелер арасындағы энергия алмасуды зерттейтін физика бөлімі.

Биологиялық жүйелердің термодинамикасы - энергияның және оның тірі организмдегі өзгеруін зерттейтін биофизиканың бір саласы. Тірі ағзаның болуы және ондағы барлық тіршілік процестер "тірі организм - қоршаған орта" жүйесіндегі энергетикалық тепе-теңдіктің өзгеруімен тығыз байланысты.

Өмір сүрудің негізінде жатқан зат алмасу энергияның өзгеру процестерімен бірге жүреді, яғни энергия мен зат алмасудың біртұтас процесін білдіреді. Адам энергияның түрін барлық жұмыс процестерінің энергиясына айналдыруда қоректік заттардың химиялық энергиясын жұмсайды және артық жылу шығарады, сондықтан термодинамикалық әдістер тірі организмдердің өмірлік процестерін зерттеуде кеңінен қолданылады.

Термодинамикада жүйе ұғымы енгізіледі-бұл ондағы процестерді неғұрлым ыңғайлы қарастыру үшін қоршаған кеңістіктен шартты түрде бөлінген дене немесе денелер жиынтығы. Сонымен қатар, жүйенің микроскопиялық құрылымы есепке алынбайды. Жүйенің күйі параметрлермен сипатталады. Мұндай күй параметрлері болуы мүмкін: t - температура, P — қысым, V - көлем, W - масса, U - ішкі энергия, c - концентрация, S - энтропия және т.б. егер жүйенің параметрлері қоршаған денелермен әрекеттескен кезде уақыт өте келе өзгермесе, онда жүйенің күйі тұрақты деп аталады. Тірі организмдермен салыстырғанда техникалық термодинамикада қарастырылған жүйелер салыстырмалы түрде қарапайым. Олар белгілі химиялық теңдеулерге сәйкес өзара әрекеттесетін бірнеше заттардан тұрады, ал реакция шарттары жоғарыда көрсетілген параметрлермен толығымен анықталады.

Тірі организм - бұл көптеген компоненттерден тұратын термодинамикалық жүйе, олардың қасиеттері мен өзара әрекеттесу әдістері, әдетте, белгісіз. Сонымен қатар, биологиялық термодинамикалық жүйеде параметрлердің бастапқы мәндері оның күйін толық анықтамайды.

Термодинамикада жүйелер үш түрге бөлінеді: 1. Оқшауланған жүйе- бұл қоршаған ортамен масса да, энергия да алмаспайтын жүйе (Дуара ыдысы). Оқшауланған жүйе уақыт өте келе термодинамикалық тепе-теңдік

күйіне өтеді. Жүйенің бір тепе-теңдік күйінен екінші тепе-теңдік күйіне ауысуы термодинамикалық процесс деп аталады.

2. Жабық жүйе-бұл қоршаған ортамен тек энергия алмасатын жүйе (қоршаған ортаға жылу беретін немесе оны қоршаған ортадан алатын кез келген дене).

3. Ашық жүйе-бұл басқа жүйелермен масса да, энергия да алмасатын жүйе.

Термодинамика тұрғысынан тірі организмдер ашық жүйелерге жатады, өйткені олардың ерекшелігі-қоршаған ортамен зат алмасу және энергия. Бірақ тірі ағзаны тек ашық жүйе ретінде қарастыру толығымен заңды емес, өйткені ол басқа ашық жүйелерден үш негізгі белгімен ерекшеленеді:

1. Тірі организмдер-акуыз денелерінің тіршілік етуінің ерекше түрі.
2. Олар өзін-өзі көбейтуге қабілетті.
3. Олар өзін-өзі дамытуға қабілетті.

Тірі ағзаның дамуы мен жұмыс істеуінің дәл осы биологиялық ерекшеліктері, сайып келгенде, керемет ұйымдастыруды және организм үшін әртүрлі және көптеген метаболикалық реакциялардың үйлесуі мен ауысуының қатаң заңдылығын анықтайды.

Биологиялық жүйелердің күрделілігіне қарамастан, тірі организмдерде болатын энергетикалық процестер, өйткені тірі емес жүйелерде термодинамиканың жалпы заңдарына бағынады. Осы заңдардың негізінде:

1. Бұл процесс мүмкін бе және ол қай бағытта дамитынын алдын-ала болжау.
2. Тірі ағзадағы, оның жеке жүйелеріндегі және органдарындағы энергияның өзгеруін тыныштықта және жұмыс кезінде есептеңіз.
3. Биологиялық қосылыстардың өмірлік белсенділігі мен байланыс энергиясының тиімділігін анықтаңыз.

Термодинамиканың 1-ші және екінші принциптері термодинамика екі негізгі заңынан туындайды.

Тірі ағзаның физиологиялық процестерінің негізін құрайтын физикалық заңдылықтарды оның дамуының кез-келген деңгейінде зерттей отырып, биологиялық термодинамика термодинамиканың 1-ші бастамасынан басталады, бұл энергияның сақталу заңының көрінісі.

Термодинамиканың бірінші бастамасын Ломоносов, Майер, Гесс, Джоуль, Гельмгольц негіздеген эмпирикалық заң, көптеген эксперименттер мен бақылаулардың теориялық жалпылауы болып табылады, сондықтан дәлелдеуді қажет етпейді.

Жылу процестері үшін термодинамиканың бірінші бастамасы келесідей тұжырымдалады. Жүйеге берілетін жылу мөлшері бұл жүйенің ішкі энергиясын өзгертуге және жүйенің жұмысын жасауға бағытталған:

$$Q = \Delta U + A \quad (5.1)$$

Жүйенің ішкі энергиясы деп жүйені құрайтын бөлшектердің кинетикалық және потенциалдық энергиясының қосындысы түсініледі. Ішкі энергия-бұл жүйе күйінің функциясы және берілген күй үшін бұл өте анықталған шама.

Жұмыс және жылу-энергияны түрлендірудің екі әдісі. Жүйенің ішкі энергиясының өзгеруін орындалған жұмыс мөлшері мен шығарылған жылу мөлшері бойынша бағалауға болады. Тірі ағзада жұмыс сырттан келетін жылу ағынына байланысты орындалмайды, ол әртүрлі биохимиялық процестерде ішкі энергияның өзгеруіне байланысты жүзеге асырылады, яғни тірі организм жылу машинасының принципі бойынша жұмыс істей алмайды.

Тірі материяның ең көп кездесетін қасиеті-жылу шығару қасиеті. Жылу шығару барлық метаболизмденетін жасушаларға тән.

Организмде қоректік заттардың соңғы өнімдерге тотығуы кезінде энергия пайда болады, ол тіршілік әрекеті мен синтетикалық процестерді қолдауға жұмсалатын жұмысқа ауысады. Бұл жұмыстың бәрі ақыр соңында организм шығаратын жылуға айналады. Бұл жылу шартты түрде бастапқы жылу деп аталады.

Тотығу процестерінде пайда болатын энергияның шамамен 50% - ы макроэнергетикалық байланыстарда (АТФ) сақталады. Бұл байланыстар үзілген кезде энергия босатылады, ол кез-келген жұмысты орындауға жұмсалады, ол да жылуға айналады.

Бұрын денеде сақталған және белсенді жұмыс кезінде макроэнергетикалық байланыстардың үзілуі кезінде бөлінетін бұл жылу шартты түрде қайталама жылу деп аталады. Жоғарыда айтылғандардың бәрінен тірі организмдегі зат алмасу энергияның өзгеру процестерімен тығыз байланысты. Сондықтан термодинамиканың бірінші заңы биологиялық жүйелерге толығымен қолданылады.

Термодинамиканың екінші бастамасы

Термодинамиканың бірінші бастамасы осы процеске қатысатын энергияның әртүрлі формалары арасындағы сандық қатынасты анықтауға мүмкіндік береді, бірақ бұл процестің өту мүмкіндігі және оның даму бағыты туралы ештеңе айтпайды.

Бұл сұрақтарға жауап термодинамиканың екінші бастамасы береді, ол тек оқшауланған жүйелер үшін жарамды және энергияның кез-келген түрінің жұмысқа немесе энергияның басқа түрлеріне ауысу заңдылықтарын белгілейді және табиғаттағы процестердің бағытын көрсетеді, осылайша әртүрлі жүйелердің жұмысына баға беруге мүмкіндік береді.

Термодинамиканың екінші заңының (бастамасының) бірнеше тұжырымдары бар:

1. Жылудың өзі төмен температуралы денеден жоғары температуралы денеге ауыса алмайды (Клаузиус). Бұл ереженің салдары-энергияның жоғары деңгейден төмен деңгейге ауысуымен байланысты процестер өздігінен жүруі мүмкін, яғни градиент бойынша.

2. Мұндай мерзімді процесс мүмкін емес, оның жалғыз нәтижесі бір дененің салқындауына байланысты жылудың жұмысқа айналуы болады (Томсон).

Термодинамиканың екінші бастамасы-барлық конверсия процестері энергияның бір бөлігін жылу түрінде тарату арқылы жүреді. Энергияның әр түрлі түрлері әрдайым жылуға толығымен ауыса алады, бірақ жұмыс процестерінің энергиясына кері айналуы толығымен жүзеге асыру мүмкін емес.

Бұл термодинамикалық жүйелерге олардың жалпы энергия қоры тұрғысынан ғана емес, сонымен қатар сапа, құндылық тұрғысынан да баға беруге мүмкіндік береді бұл энергия жұмысқа орналасу мүмкіндігі тұрғысынан.

Жылудың пайдалы әсерін сипаттау үшін, сондай-ақ белгілі бір жүйедегі жылуды жұмысқа немесе энергияның басқа түрлеріне айналдыру кезінде сөзсіз шығындарды есептеу үшін S энтропиясы деп аталатын шаманы қолданыңыз.

$$dS = \frac{dQ}{T} \quad (5.2)$$

Энергияның әртүрлі түрлерін жылуға айналдыру энергияның өзіндік құнсыздануы болып табылады. Бірақ жылу температура жағдайларына байланысты әр түрлі құндылыққа ие, мысалы, белгілі бір мөлшерде жылу жұмысқа ауысқан кезде жүйенің температурасының төмендеуі жылудың өзгеруіне ұшырамаған бөлігінің құнсыздануымен бірге жүреді.

Осыған байланысты Клаузиус энтропия ұғымын енгізді. Энтропия ұғымы қайтымды және қайтымсыз, бірақ қайтымды (мысалы, изотермиялық), жүйені сол соңғы күйге келтіретін процестерді сипаттау үшін қолданылады.

Энтропия ұғымын енгізу арқылы термодинамиканың екінші принципін келесідей тұжырымдауға болады: Оқшауланған жүйеде күй өзгеруінің барлық нақты процестері энтропияның жоғарылауымен жүреді:

$$dS = \frac{dQ}{T_2} - \frac{dQ}{T_1} > 0 \quad (5.3)$$

Сонымен қатар, энтропияның өзгеруі оқшауланған жүйеде жүретін процестердің қайтымдылығын немесе қайтымсыздығын анықтайды. Қайтымды процестер үшін, яғни жүйенің бастапқы күйге ауысуы сырттан қосымша энергияны қажет етпейтін процестер үшін қайтымды процестер

кезінде жүйенің бастапқы күйге оралуы қоршаған ортада ешқандай өзгеріссіз жүреді: $S_{\text{қайтымды}} = \text{const}$ $\Delta S_{\text{қайтымды}} = 0$

Тірі организмдерде жұмыс көзі - бұл жұмыс пен жылуға ауысатын химиялық энергия. Жылу таралады және бұл процесс толығымен қайтымсыз.

Барлық нақты термодинамикалық процестер энергияның жоғалуына байланысты және қайтымсыз, сондықтан энтропияның жоғарылауымен жүреді: $\Delta S_{\text{қайтымсыз}} > 0$.

Мұндай процестер үшін жүйенің бастапқы күйге кері ауысуы сыртқы энергия шығындарының қажеттілігімен байланысты. Бұл жағдайда қоршаған орта жылу алады және кез-келген энергияны тапсырыс бойынша береді. Осылайша, қайтымды процестер энергияның жылуға ауысуының болмауымен сипатталады, ал қайтымсыз процестер энергияның бір бөлігін жылуға бөлу арқылы жүреді. Табиғатта қатаң қайтымды процестер жоқ. Қайтымды процесс-оған жақындауға болатын, бірақ оған жету ешқашан мүмкін емес жағдай.

Егер жүйеде жүретін процестердің қайтымсыздығының өлшемі ретінде жүйенің күйінің параметрі болып табылатын S энтропиясын қолданса, онда Больцманның пікірінше, ықтималды пікірлер негізінде S энтропиясы мен жүйенің термодинамикалық ықтималдығы арасындағы байланысты математикалық түрде тұжырымдауға болады:

$$S = k \ln \omega \quad (5.4)$$

яғни энтропия, энергияның таралу өлшемі ретінде қызмет ететіндігімен қатар, жүйенің жай-күйінің ықтималдығының өлшемі болып табылады, яғни статистикалық сипатқа ие.

W термодинамикалық ықтималдығы - бұл берілген макро күй ішінде мүмкін болатын микро күйлердің саны. Егер математикалық ықтималдық ешқашан бірліктен аспаса, онда термодинамикалық ықтималдық әдетте үлкен санмен өрнектеледі, өйткені ол берілген күйдегі жүйе элементтерінің барлық қайта топтастырылу санына тең болады.

Термодинамиканың 2 заңына сәйкес өздігінен қайтымсыз процестер жүйенің энтропиясының жоғарылауына әкеледі.

Энтропияның жоғарылауы жүйенің күйінің термодинамикалық және математикалық ықтималдығын арттыруды білдіреді. Осылайша еріксіз процестер энтропия максималды болатын жүйенің ең ықтимал күйін анықтауға әкеледі.

Сонымен, газ үшін ең ықтимал жағдай-бұл энтропияның максимумына сәйкес келетін бөлшектердің ең ретсіз таралуы бар күй.

5.2 Термометрия және калориметрия

Температураны дәл өлшеу биологиялық зерттеулер мен медициналық диагностиканың ажырамас бөлігі болып табылады. Биологиялық жүйелер болуы мүмкін қоршаған ортаның температуралық аралығы, олардың өміршендігін сақтай отырып, толығымен анықталған.

Тірі организмдердің белсенділігі жағдайындағы температура диапазоны өте аз. Кең диапазондағы температураны алу және өлшеу әдістері өте алуан түрлі.

Дене температурасын өлшеу әдістерін және соған байланысты мәселелерді зерттейтін қолданбалы физика бөлімі термометрия деп аталады. Температураны тікелей өлшеу мүмкін емес. Оны анықтау үшін температура шкаласын орнату керек, яғни температураға байланысты белгілі бір термометриялық затты және оның қасиетін таңдау бастапқы санақ нүктесі мен температураны өлшеу бірлігі арқылы жүргізіледі.

Температура шкаласы үшін фазалық ауысуларға сәйкес келетін екі негізгі температура (репер нүктелері) таңдалады, мысалы, мұздың еруі және белгілі бір сыртқы жағдайларда судың қайнатылуы.

Осы нүктелер арасындағы шкаланың бөлімі негізгі интервал деп аталады, температура бірлігі үшін оның белгілі бір бөлігі алынады. Мысалы, 1°C негізгі интервалдың $0,01$ құрайды.

Термодинамикалық қасиетімен немесе затымен ерекшеленетін көптеген шкалалар салуға болады, өйткені бірде-бір термодинамикалық қасиет температураға қатаң сызықтық тәуелді емес және заттың табиғатымен анықталады. Қасиеттері мен заттарына тәуелсіз масштаб термодинамиканың екінші принципіне негізделген және термодинамикалық температура шкаласы деп аталады.

Судың үш нүктесінің температурасы $273,16\text{ K}$ құрайды, судың үш нүктесі-еріген мұз, су және қаныққан бу, оның қысымы $0,006\text{ атм}$ болатын

температура. Термодинамикалық шкаланың бірлігі – *Кельвин* (K) - $\frac{1}{273,16}$

судың үш нүктесінің термодинамикалық температурасы, яғни Кельвин

$\frac{1}{273,16}$ тең, $0K$ және судың үш нүктесі арасындағы температуралық интервал.

Кез-келген эмпирикалық шкала термодинамикаға осы заттың термометриялық қасиетінің температураға тәуелділігін ескеретін түзетулер енгізу арқылы беріледі. Температураны өлшеу әдістерінің әртүрлілігі термодинамикалық заттардың көптігімен және осы кезде қолданылатын қасиеттермен байланысты.

Температураны өлшеу үшін әртүрлі құбылыстарға негізделген термометрлер қолданылады, мысалы, денелердің жылулық кеңеюі, олардың электр кедергісінің өзгеруі, термоэлектрлік құбылыстар және т. б. Температураны өлшеудің қажетті шарты-температурасы анықталған термометр мен дененің сезімтал элементінің жылулық тепе-теңдігі.

Температураның өлшенетін аралықтарына байланысты ең көп таралған термометрлер - сұйық, газ, термометрлер ретінде және пирометрлер ретіндегі термопаралар (температурасы өлшенетін дененің сәулелену қарқындылығын тіркейді).

Дененің әртүрлі биологиялық, физикалық, химиялық процестерде шығаратын немесе сіңіретін жылу мөлшерін өлшеу үшін бірқатар әдістер қолданылады, олардың жиынтығы калориметрия деп аталады.

Калориметрия әдістері денелердің жылу сыйымдылығын, фазалық ауысулардың жылуын, еруін, сулануын, адсорбциясын, химиялық реакциялармен бірге жүретін жылуды, радиациялық энергияны, радиоактивті ыдырауды өлшейді. Бұл өлшеулер калориметрлердің көмегімен жүзеге асырылады, олар екі негізгі түрге бөлінеді: жылу мөлшері олардың $T = \text{const}$ болғандағы температурасының өзгеруімен анықталатын құрылғылар және жылу мөлшері басқа фазалық күйге өткен заттың мөлшерімен анықталады.

Бірінші типтегі калориметрлер үшін көп жағдайда жүйеден алған жылу мөлшері калориметр-зерттелетін дене мына формула бойынша анықталады:

$$Q = c\Delta T \quad (5.5)$$

мұндағы c -калориметриялық жүйенің меншікті жылу сыйымдылығы; ΔT - оның өзгеру температурасы.

Тәжірибеде өлшенген ΔT анықтау үшін қоршаған ортамен жылу алмасуды ескеріп түзету енгізілу қажет. Осындай қатынастағы барлық калориметрлерді температура реттегіштерідей изотермиялық және адиабатикалық қабықшалары бар калориметрге бөледі. Калориметрлерді термостат ретінде де қолдануға болады.

VI БӨЛІМ

БИОЛОГИЯЛЫҚ ҮРДІСТЕРДІҢ ЭЛЕКТРОСТАТИКАЛЫҚ ҚҰБЫЛЫСТАРЫ

6.1 Электростатика

Электр өрісі - материяның бір түрі, бұл өріс электр зарядтарына күштік әсер етуімен жүзеге асырылады. Биологиялық құрылымдар шығаратын электр өрісінің сипаттамалары дененің күйі туралы ақпарат көзі болып табылады.

Табиғаттағы барлық денелер электрлендірілуі мүмкін, яғни электр зарядын алады. Әрбір зарядтау процесі зарядтардың бөлінуіне дейін азаяды, онда бір денеде (немесе дененің бір бөлігінде) оң зарядтардың артық болуы, ал екіншісінде (немесе дененің басқа бөлігінде) теріс зарядтардың артық болуы пайда болады. Денелердегі екі бөлігіндегі зарядтарының жалпы саны өзгермейді.

Зарядтың өлшем бірлігі ретінде Кулон (Кл) алынады, $1\text{Кл}=1\text{А}\cdot\text{с}$.

Электр өрісінің күштік сипаттамасы E кернеулік берілген нүктеде әрекет ететін F күштің сынақ зарядына қатынасына тең болып табылады:

$$\vec{E} = \frac{\vec{F}}{q} \quad (6.1)$$

Кернеулік - бағыты өрістің осы нүктесінде оң нүктелік зарядқа әсер ететін күш бағытымен сәйкес келетін вектор. Оның өлшемі $[E]=\text{Н/Кл}$ немесе В/м . Графикалық түрде электростатикалық өріс кернеу сызықтары (күш сызықтары) - бұл әр нүктеде E векторының бағытына сәйкес келетін сызықтар. Скаляр формадағы вакуумдағы нүктелік заряд өрісінің кернеулігі мына формула бойынша анықталады:

$$E = \frac{|q|}{4\pi r^2 \varepsilon_0} \quad (6.2)$$

Электр өрісінің энергетикалық сипаттамасы - потенциал (U). Практикада көбінесе бірінші және екінші нүктелері арасындағы потенциалдар айырмасы болатын электр кернеуі ұғымын жиі қолданады: $U = \varphi_1 - \varphi_2$.

Өрістің екі нүктесінің потенциалдық айырмасы өрістің 1 нүктесінен 2-не нүктелік оң зарядтың қозғалысы бойынша өріс күштері жұмысының осы зарядтың шамасына қатынасына тең: $U = \varphi_1 - \varphi_2 = \frac{A}{q}$.

Өрістің белгілі бір нүктесіндегі потенциал бірлік оң зарядтың берілген нүктеден шексіздікке (немесе өрістің потенциалы нөлге тең

болатын нүктеге) жылжытқан кезде өріс күштері жасайтын жұмысқа тең болады.

Нүктелік заряд үшін вакуумдағы кез-келген өріс нүктесінің потенциалы мына формула бойынша анықталады:

$$\varphi = \pm \frac{q}{4\pi\epsilon_0 r} \quad (6.3)$$

мұндағы (+) белгісі оң зарядты, ал (-) белгісі теріс зарядты білдіреді.

Потенциал бірлігі ретінде вольт (В) алынады, $\frac{1Дж}{1Кл}$.

Барлық нүктелерінде потенциал бірдей болатын бет эквипотенциалды деп аталады. Электр өрісінің күш сызықтары мен эквипотенциалды беттер өзара перпендикуляр. Өрістің берілген нүктесіндегі потенциал мен кернеулік арасында байланыс:

$$E = -\frac{d\varphi}{dl} \quad (6.4)$$

мұндағы $d\varphi$ -потенциалдың өзгеруі: $d\varphi = \varphi_2 - \varphi_1$, dl -берілген нүктедегі, кернеулік сызығы бойымен жүргізілген ара қашықтығы. Минус таңбасы өрістің кернеулігі потенциалдың кемуін көрсетеді.

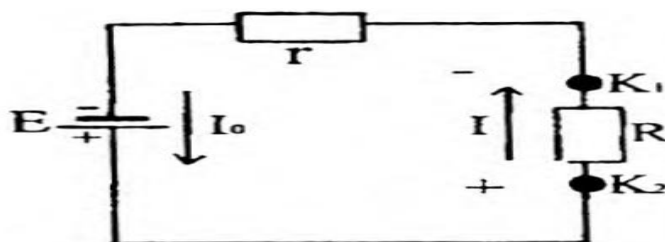
6.2 Ток диполы.

Дипольді электр генераторы туралы түсінік

Электрлік диполь деп центрлері біршама қашықтықта орналасқан таңбалары бойынша қарама-қарсы, екі нүктелік зарядтардан тұратын жүйені айтады. Адам ағзалары мен тіндердің электрлік белсенділігінің пайда болу механизмін зерттеу кезінде олар электр өрісінің көзі болып табылатын балама электр генераторы түрінде ұсынылады.

Балама электр генераторы - бұл модельдік физикалық жүйе. Барлық физикалық модельдерде тіндер мен мүшелердің электрлік белсенділігінің қалыптасуын көлемді ток жиынтығындағы электр генераторларына балайды.

Өткізгіш ортадағы ток генераторының балама тізбегі 6.1-суретте көрсетілген.



6.1-сурет. Өткізгіш ортадағы ток генераторының балама тізбегі

Бұл тізбекте E - ЭҚК көзі; R резисторы өткізгіш ортаның балама кедергісі болып табылады. Кедергі r - бұл ток генераторының ішкі кедергісі.

Кедергі r өткізгіш ортаның R кедергісінен бірнеше есе көп ($r \gg R$).
Ом заңы бойынша:

$$I = I_0 = \frac{E}{(R + r)} r \quad (6.5)$$

мұндағы I_0 және I генератордың ток күші және ортаның жиынтық тогы.
Бірақ $r \gg R$ болғандықтан

$$I = I_0 = \frac{E}{r} \quad (6.6)$$

Соңғы формуланы қорытындылай келсек, сыртқы ортадағы ток тұрақты болып қалады, яғни өйткені ток сыртқы ортаның R кедергісіне тәуелді емес.

6.1-суретте көрсетілгендей тізбектегі K_1 және K_2 клеммалары кернеу көзі ретінде диполь деп қарастыруға болады, яғни балама электр генераторы - бұл ток электр диполы немесе жүйе оң полюстен (электр тогының көзі) және теріс полюстен (ағыннан) тұратын бір-бірінен азғантай қашықтықта орналасқан. Сыртқы ортадағы осындай генератор (ток диполы) шығаратын электр өрісінің кеңістіктік құрылымы оның полюстерінің орналасуымен анықталады.

Ағымдағы электр диполының маңызды параметрі - векторлық шама болып табылатын ағымдағы диполь моментінің формуласы:

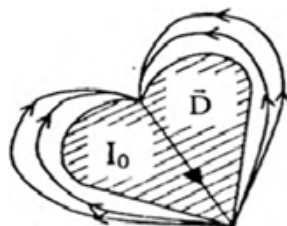
$$\vec{D} = I * \vec{l} \quad (6.7)$$

Бұл формулада I -дипольдегі ток (сыртқы ортадағы жалпы токқа тең), l - полюстер арасындағы қашықтық. Диполь моменті векторының бағыты теріс полюстен оңға қарай қабылданады (диполь ішіндегі токтың бағытына сәйкес келеді).

Адамның жүрегін ток дипольмен салыстыруға болады (6.2-сурет). Диполь ішіндегі I_0 ток-жүрек минусан плюске, ал сыртқы ортада плюстен минусқа дейін ағады. I_0 тогы дипольді қоршаған орта арқылы өтетін жалпы токқа тең.

Жүрек диполінде қозу пайда болатын теріс полюсті бұлшық ет аймағы болады. Бұл синус түйінінің аймағы. Ағымдағы диполь зарядтық диполь сияқты өткізгіш ортада электр өрісін жасайды. Зарядтау диполының электр өрісінің кернеулік сызықтары ағымдағы диполдың электр өрісінің кернеулік сызықтарымен бірдей (олар ток сызықтарына сәйкес келеді).

Дипольдер олардың мөлшеріне байланысты екі түрге бөлінеді: нүктелік және соңғы. Нүкте диполь деп аталады, ол $1 \rightarrow 0$ кеңістікте көлемі шексіз аз орын алады.



6.2-сурет. Адам жүрегінің ағымындағы диполі

Потенциал өрісіндегі соңғы дипольдік ток, егер соңғы q ($P=ql$)-ді I – ге ауыстырсақ, онда $\varepsilon\varepsilon_0$ -ды $\frac{1}{\rho}$ болса,

$$U_A = \frac{D \cdot \rho}{4\pi r^2} \cdot \cos \alpha_A \quad (6.8)$$

мұндағы α - бұл потенциалды тіркеу бағыты мен диполь моменті векторының бағыты (D) арасындағы бұрыш. A және B екі нүктесі арасындағы потенциалдар айырмасы:

$$\Delta U = U_A - U_B = \frac{D \cdot \rho}{4\pi r^2} \cdot (\cos \alpha_A - \cos \alpha_B) \quad (6.9)$$

(6.8) және (6.9) формулалардан зарядтық диполь сияқты, ағымдағы дипольдің потенциалдық айырмасы диполь моментіне пропорционал және дипольдің теріс полюсінен r қашықтығының квадратына кері пропорционал болады. Осындай потенциал айырмасы жүректік-дипольдің адам терісінің бетіне жобаланып, электродтардың көмегімен алынып, электрокардиографпен тіркеледі.

6.3 Электрокардиографияның физикалық негіздері

Адам мен өсімдік тіндерінің тірі жасушалары биоэлектрлік потенциалдар немесе биопотенциалдар деп аталатын электрлік потенциалдардың көзі болып табылады. Диагностикалық (зерттеу) мақсатында тіндер мен ағзалардың биопотенциалдарын тіркеу электрография деп аталады. Мұндай жалпы термин салыстырмалы түрде сирек қолданылады, көп таралған нақты атауы диагностикалық әдістермен сәйкес келеді.

Электрокардиография (ЭКГ) - қозған кезде жүрек бұлшық етінде пайда болатын биопотенциалдарды тіркеу; электромиография (ЭМГ) – бұлшық еттердің биоэлектрлік белсенділігін тіркеу әдісі.

Электроэнцефалография (ЭЭГ) - мидың биоэлектрлік белсенділігін тіркеу; электроретинография (ЭРГ) - көз торының биопотенциалдарын тіркеу.

Көп жағдайда биопотенциалдар электродтармен тікелей ағзадан (жүрек, ми) емес, осы органдар электр өрістерін құратын басқа айналасындағы тіндерден алынады.

Электрокардиографияның физикалық негіздері туралы толығырақ тоқталайық. ЭКГ-ға физикалық көзқарас - бұл түсірілген потенциалдардың көрінісіне сәйкес келетін электр генераторының моделін құру (таңдау).

Ағымдағы дипольмен салыстыруға болатын әрбір жасуша қозған кезде әсер ету потенциалын тудыратыны эксперименталды түрде анықталды. Қозған миокардта әрдайым көптеген дипольдер болады (біз оларды элементар деп атаймыз).

Элементар дипольдің кез-келген іші дипольдік потенциалы $D_i \cos \alpha_i$ -ға пропорционал екенін ескеріңіз, (d - вектордың модулі D); яғни вектордың проекциясы диполь моменті дипольдің басы мен потенциалды өлшеу нүктесін байланыстыратын түзуге:

$$U_i = \frac{D_i \cdot \rho}{4\pi r^2} \cdot \cos \alpha_i \quad (6.10)$$

Жүректің электр өрісінің U потенциалы элементар дипольдердің дипольдік потенциалдарынан тұрады. Кардиоциклдің әр сәтінде миокардтың салыстырмалы түрде кішкентай бөлігі қозғандықтан, барлық дипольдерден потенциалды өлшеу нүктесіне дейінгі қашықтық шамамен бір-біріне тең және U өрнегімен сипатталуы мүмкін:

$$U = \frac{\rho}{4\pi r^2} \cdot \sum_{i=1}^n D_i \cos \alpha_i \quad (6.11)$$

мұндағы r - потенциалдарды өлшеу нүктесіне дейінгі барлық дипольдер үшін бірдей қашықтық; n -дипольдердің саны. Осы көріністерге сүйене отырып, адамның жүрегін жалпы әсер ету потенциалын (ЭП) беретін мультиполь генераторы (диполь) ретінде қарастыруға болады.

6.11 - формулада проекциялардың қосындысын бір ағымдағы дипольдің $\vec{D}_0$ диполь моменті векторының проекциясы ретінде

қарастыруға болады. $\vec{D}_0 = \sum_{i=1}^n \vec{D}_i$ Бұл диполь эквивалентті диполь деп аталады.

Осылайша, жүректің сыртқы электр өрісінің потенциалы бір эквивалентті дипольдің потенциалы ретінде ұсынылуы мүмкін:

$$D = \frac{\rho D_0 \cos \alpha}{4\pi r^2} \quad (6.12)$$

мұндағы α - $\vec{D}_0$ -мен потенциалды тіркеу бағыты арасындағы бұрыш; D_0 - $\vec{D}_0$ векторының модулі. Миокардтың электрлік белсенділігі бір нүктелі эквивалентті ток диполының әрекетін алмастыратын модель және сыртқы өрістің потенциалдары (6.10) және (6.11) өрнектермен сипатталған, жүректің диполь эквивалентті электр генераторы деп аталады.

VII БӨЛІМ

ТҰРАҚТЫ ЖӘНЕ АЙНЫМАЛЫ ТОКТЫҢ ОРГАНИЗМГЕ ӘСЕРІ

7.1 Тұрақты ток үшін биологиялық тіңдер мен сұйықтықтардың электр өткізгіштігі

Биологиялық объектілерге пассивті электрлік қасиеттер тән: кедергі (R), электр өткізгіштігі $K = \frac{1}{R}$, меншікті кедергі (ρ), сыйымдылық (C), меншікті электр өткізгіштігі $\gamma = \frac{1}{\rho}$, диэлектрлік тұрақты (ε).

Олардың пассивті электрлік қасиеттерін зерттеу биологиялық заттың құрылымы мен физика-химиялық жағдайын түсіну үшін үлкен маңызға ие.

Биологиялық нысандар өткізгіштердің де, диэлектриктердің де қасиеттеріне ие. Жасушалар мен тіңдерде бос иондардың болуы осы заттардың өткізгіштігін анықтайды. Биологиялық объектілердің диэлектрлік қасиеттері және диэлектрлік тұрақты шамасы олардың құрылымдық элементтерімен және поляризация құбылыстарымен анықталады.

Барлық биологиялық объектілер - бұл электр тогының әсерінен өзгеруі мүмкін әртүрлі электр кедергілері бар түрлі түзілімдер, бұл осы кедергілерді өлшеу қиындықтарын тудырады.

Тірі ағзаның кез-келген органы немесе ортасы оған тән электр өткізгіштікке ие және олардағы зарядтардың бос тасымалдаушыларының болуымен, яғни оң және теріс иондардың белгілі бір мөлшерде болуымен анықталады.

Кез-келген ағза немесе адам денесінің жеке аймақтарының электр өткізгіштігі терінің және тері астындағы қабаттардың кедергісіне байланысты. Өз кезегінде терінің кедергісі оның жағдайы, қалыңдығы, жасы, ылғалдылығы, ластануымен анықталады және т.б. Дененің ішінде ток негізінен қан тамырлары, бұлшық еттер, жүйке жүйесі мембраналары, жасуша аралық сұйықтық арқылы таралады.

Тіңдер мен мүшелердің электр өткізгіштігі олардың функционалды жағдайына байланысты, сондықтан оны диагностикалық көрсеткіш ретінде қолдануға болатындығы эксперименталды түрде анықталды. Сонымен, қабыну процестерінде жасушалар ісінген кезде жасуша аралық бос орындар азаяды және электр кедергісі артады, яғни электр өткізгіштігі төмендейді.

Тердің шығарылуымен байланысты физиологиялық құбылыстар электр өткізгіштіктің жоғарылауымен бірге жүреді.

Тұрақты ток үшін электр өткізгіштік көбінесе көпір әдісімен, сондай-ақ амперметр және вольтметр әдісімен анықталады. Осы әдісті қарастырамыз. Тірі терінің S қимасы мен ұзындығы l болатын өткізгіш аламыз. Сонда оның кедергісі мынаған тең:

$$R = \rho \frac{l}{S} \quad (7.1)$$

мұндағы ρ - Ом м-де өрнектелетін өткізгіштің (заттың) кедергісі.

Бұл өрнектің салыстырмалы түрде шешетін болсақ:

$$\rho = \frac{RS}{l} \quad (7.2)$$

Өткізгіш кедергісіне кері шама электр өткізгіштік деп атайды: $\gamma = \frac{1}{\rho}$.

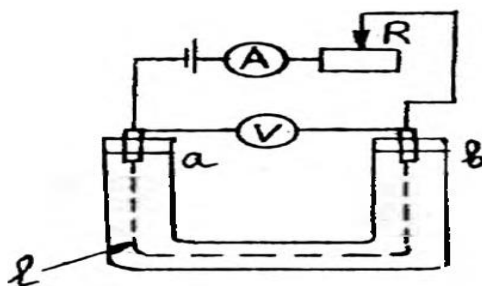
Оның өлшем бірлігі $\text{Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$. 7.2 - формулада біз электродтардың ауданын және қашықтығын білетін болсақ, онда R шамасын өлшеу арқылы

γ табамыз ($R = \frac{U}{I}$).

R мәні вольтметр және амперметр әдісімен тұрақты токпен анықталады. Ол үшін U -тәрізді түтікке (7.1-сурет) қан немесе басқа биологиялық сұйықтық құйылады және оған ерітіндімен өзара әрекеттеспейтін a, b платина электродтары орналастырылады.

γ меншікті электр өткізгіштігін мына 7.3 - формула бойынша анықтайды:

$$\gamma = \frac{1}{S} \frac{I}{U} \quad (7.3)$$

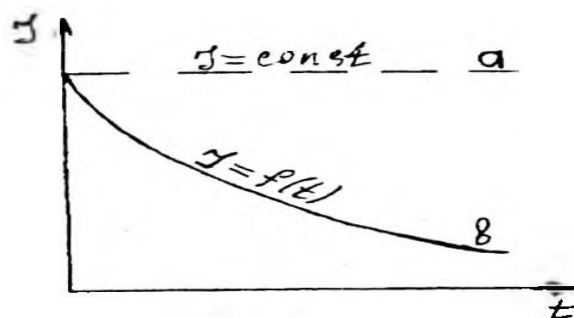


7.1-сурет. U -тәрізді түтікке құйылған сұйықтық

Электр өткізгіштіктің нақты анықтамасы белгілі бір қиындықтармен байланысты. Тұрақты токты тірі ұлпалар арқылы өткізген кезде кейбір ерекшеліктер байқалады, бұл қолданылатын кернеу өзгермесе де, ток күші уақыт өте келе тұрақты болмайды.

Ток көзіне қосқаннан кейін ток күші үздіксіз төмендей бастайды және біраз уақыттан кейін тұрақтанады. Сонымен қатар, ол бастапқы мәндермен салыстырғанда бірнеше есе азаяды (7.2-сурет в). Ом заңынан

ауытқу пайда болады, соған сәйкес тұрақты потенциалдар айырмашылығымен өткізгіштегі ток тұрақты болуы керек (7.2-сурет а).



7.2-сурет. Ток күшінің уақытқа тәуелділігі

Уақыт өте келе токтың төмендеуі тіндердегі поляризация құбылысына байланысты болады. Тұрақты ток биологиялық жүйе арқылы өткен кезде, онда қолданылатын кернеуге қарама-қарсы бағытталған ЭҚК (E_n) белгілі бір шегіне дейін артады, бұл токтың төмендеуіне әкеледі.

$E_n(t)$ ЭҚК поляризациясы- уақыт функциясы болып табылады. Сондықтан биологиялық нысан үшін Ом заңын мына түрде жазуға болады:

$$I = \frac{U - E_n(t)}{R} \quad (7.3)$$

Поляризацияның ЭҚК-нің пайда болуы тірі жасушалардың олар арқылы ток өткенде зарядтарды жинақтау қабілетімен, яғни поляризация құбылысымен байланысты.

Электр өрісінің әсерінен зарядтардың қозғалу процесі және сыртқы өріске бағытталған осы электр қозғаушы күштің пайда болуы поляризация деп аталады.

Егер электродтардағы поляризация әсері тұрақты токта айтарлықтай әсер етпесе, онда өлшеулерді айнымалы токта жүзеге асырады, ол кезде 500 кГц-тен жоғары жиіліктердегі поляризация әсерлері аз болады. Кейбір биологиялық тіндер мен сұйықтықтардың электр өткізгіштігінің мәндерін береміз. Жұлын сұйықтығы - $1,81 \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$; бұлшық ет - $0,5 \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$; сүйек ұлпасы - $10^7 \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$.

Қазіргі уақытта электр өткізгіштігін өлшеу әдісі биологиялық және медициналық зерттеулерде кеңінен қолданылады.

Бұл әдісті қолданудың ыңғайлылығы - бұл биологиялық объектіде болып жатқан физика-химиялық процестерге айтарлықтай өзгерістер енгізбейтін және одан да көп зиян келтірмейтін кернеу (50 мВ-қа дейін) қолданылады.

Бұл әдіс физиологиялық күйдің өзгеруімен, патологиялық жағдайлармен, зақымдайтын факторлардың әсерінен жасушалар мен

тіндерде болатын процестерді зерттеуде қолданылады: температура, радиоактивті сәуле, ультрадыбыстық және т. б.

7.2 Тұрақты токтың ағзаға әсер ету механизмдері

Тіндердің электрлік кедергісі тұрақты токтың ағзаға әсеріне байланысты, себебі ол өте маңызды фактор болып табылады. Сол себептен әртүрлі тіндердің электрлік қасиеттері бірдей болмайды.

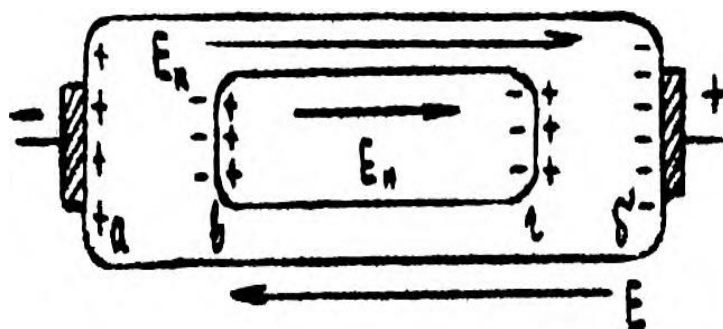
Ағзаның сұйықтық бөліктері тұрақты токқа қатысты жақсы электр өткізгіштікке ие. Олар жұлын сұйықтығы, қан, қан плазмасы, жасуша аралық сұйықтық және т. б.

Сүйек, тері үлкен кедергіге ие болады. Құрғақ терінің меншікті кедергісі шамамен 10^7 Ом м құрайды. Ылғалды терінің меншікті кедергісі аздау, жуықтап алғанда 1900 Ом м , бұндай аздаған кернеулерде де адам денесінде ток пайда болады.

Бұндай терінің үлкен кедергісі, организмде тұрақты ток энергиясының аздаған бөлігін жылытуға айналады және бұл қан айналымын белсендіруге және биохимиялық процестерді күшейтуге әкеледі.

Әртүрлі иондардағы тіндерінің қатынасына тұрақты токтың әректінің негізгі құраушысы әсер етеді. Адам ағзасы негізінен әртүрлі метаболикалық процестерге қатысатын көптеген иондары бар биологиялық сұйықтықтардан тұрады.

Электролитте потенциалдар айырмасының әсерінен әр түрлі зарядталған иондардың қарама-қарсы қозғалысы жүреді.



7.3-сурет. Ішкі тіндік поляризация

Әр түрлі жылдамдықпен қозғалатын иондар жасуша мембраналарында, дәнекер тіндік мембраналарда олардың екі жағында, "жұмсақ тіндер - тері" шекарасында жиналады.

Бұл құбылыс интракраниальды поляризация деп аталады (7.3-сурет). 7.3-суретте ішкі тіндік поляризация көрсетілген: а,б - "жұмсақ тіндер - тері" шекарасында; в, г-жасушалық және басқа мембраналар.

Поляризациялану деп аталатын қарама-қарсы бағытта электр өрісі пайда болады, ол кері бағыттағы ішкі тіндердің поляризациялануынан туындайды.

Негізінен, осындай әсер етіп тұрған токқа қосымша ккедергі тудырады, басқа жағынан алғанда, тіндердің ішіндегі мұндай аймақтар токтың ең белсенді әсер ететін орындары болып табылады.

Сонымен, тұрақты токтың алғашқы әсері иондардың қозғалысымен, тіндердің әртүрлі элементтеріндегі қалыпты концентрацияның өзгеруімен байланысты, бұл жасушалардың қозуына немесе тежелуіне, қышқыл-негіз тепе - теңдігінің өзгеруіне, құрамындағы тіндердің басқа да қасиеттеріне әкелуі мүмкін. Бұл жасушаның функционалды күйінің өзгеруіне және бүкіл ағзаның тұрақты токқа реакциясын тудырады.

Гальванизация. Гальванизация аппараты.

Электр тогының ағзаға әсері ғылыми зерттеу XVIII ғасырдың соңында, итальяндық ғалым Л.Гальвани мен А.Вольта ашқан жаңалықтардан кейін басталды, соның негізінде жаңа ток көздері алынды.

Алайда, XX ғасырда ғана физика, электроника, физиологияның дамуы қолданыстағы ғылыми жетілдіруге негізделген және электротерапияның жаңа тиімді әдістерінің дамуына ықпал етті. Электротерапия әдістерінің бірі-гальванизация.

Гальванизация - бұл 50 мА дейінгі тұрақты ток адам тіндеріне әсер ететін, тығыздығы $0,1\text{ мА/см}^2$, кернеуі $60-80\text{ В}$ болатын емдеу әдісі. Электр тогы ток көзінен адам ағзасына сымдар мен металл электродтардың көмегімен жеткізіледі. Электродтар әдетте мөлшеріне байланысты қалыңдығы $0,3 - 0,5\text{ мм}$ болатын қорғасыннан жасалады.

Гальванизация сұйық электродтардың көмегімен сумен толтырылған ванналар түрінде жүзеге асырылады. Ол ваннаға пациенттің қолын немесе аяғын орналастырады.

Дене тіндерінде электролиттер, демек, әр түрлі зарядталған иондар болғандықтан, мысалы: $\text{NaCl} \rightleftharpoons \text{Na}^+ + \text{Cl}^-$, электродтың денемен жанасу нүктесінде электролиз жүреді: бейтарап атомдар, мысалы, натрий және хлор бөлінеді. Анодта сумен байланысқан хлор қышқыл түзеді, ал катодта сумен байланысқан натрий күйік немесе тітіркенуді тудыратын сілті түзеді. Сондықтан металл электродтарды тікелей теріге қолдануға болмайды.

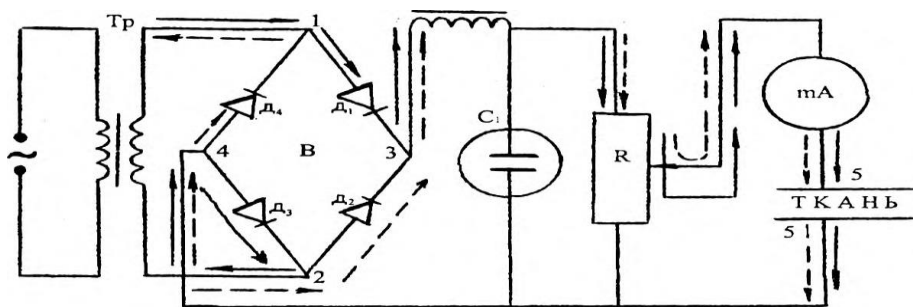
Бұған жол бермеу үшін тері мен электродтардың арасына тұзды ерітіндіге немесе суға малынған және гидрофильді материалдан жақсы сығылған тығыздағыш қойылады.

Бұл электролиз процесін дененің бетінен ажыратады. Электродпен тығыздағыш төсемді эластикалық таңғыштармен бекітіңіз. Процедурадан

кейін төсемді жуады, зарарсыздандырады және қайтадан қолдануға болады.

Гальванизация үшін тұрақты ток қалалық желінің айнымалы тогын түрлендіру арқылы алынады. Ол үшін электр сүзгісі бар шам немесе жартылай өткізгіш түзеткішті қолдананамыз. Гальванизацияға арналған құрылғы-бұл екі сатылы түзеткіш.

Гальванизацияға арналған құрылғының сұлбасы 7.4-суретте көрсетілген.



7.4-сурет. Гальванизация құрылғысының сұлбасы

Құрылғыда T_p трансформаторы бар. Ол кернеуді төмендетуге және науқастың қауіпсіздігін қамтамасыз етуге арналған.

B түзеткіші көпір тізбегіне қосылған 4 жартылай өткізгіш диодтардан тұрады. 1 және 2 нүктелердегі көпірдің бір диагонали трансформатордың қайталама орамасының терминалдарына қосылады, 3 және 4 нүктелердегі екінші диагональ R резисторына қосылады.

Түзеткіштің жұмысы жартылай өткізгіш диодтың электронды-тесік ауысу қасиетіне негізделген.

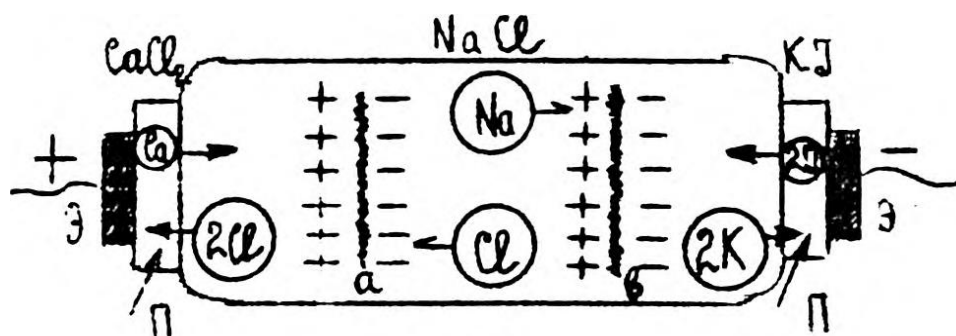
7.3 Электрофорез

Тұрақты токты емдік тәжірибеде де, ерітіндіде иондар түзетін дәрілік заттарды тері немесе шырышты қабаттар арқылы енгізу үшін де қолданылады. Бұл әдіс дәрілік заттардың электрофорезі деп аталады, яғни тіндерге дәрілік заттарды енгізумен гальванизация біріктіріледі. Қалыпты жағдайда адамның терісі иондарға қатысты өте аз өткізгіштікке ие. Бұл тері тесігі ауамен толтырылғандығына байланысты. Ірі органикалық иондар теріге мүлдем ене алмайды.

Тері тесіктерінің қабырғаларында электр заряды болғандықтан, сыртқы электр өрісі қолданылған кезде сұйықтықтың тіндердің ішінен немесе сыртынан электроосмотикалық қозғалысы пайда болады, ауа тері тесігінен шығарылады, ол сұйықтықпен ауыстырылады, терінің өткізгіштігі едәуір артады.

Электрофорез кезінде енгізілген дәрілік заттың мөлшері электродтар арқылы өтетін электр мөлшеріне және енгізілетін заттың концентрациясына байланысты болады.

Электрофорез үшін тұрақты ток гальванизация аппаратынан алынады. Электрофорез жүргізу үшін электродтардың астына салынатын төсемдерді дәрілік заттың ерітіндісімен сулайды. Оң электродтың астындағы төсемнен дененің тіндеріне оң металл иондары (олардың тұздарының ерітінділерінен), алкалоидтар және басқа қосылыстар (хинин, новокаин) енгізіледі; теріс электродтың астында - қышқылды радикалдар, теріс иондар, кейбір органикалық қосылыстардың иондары, мысалы, сульфидин, пенициллин, кокаин, бром, йод және т. б.



7.5-сурет. Иондардың қозғалысы және тіндік бөлімдерде иондардың жинақталуы

Құрамында $NaCl$ ерітіндісі бар электр өткізгіш ұлпалар, $CaCl_2$ және KJ ерітіндісіне малынған электродтар және электродтар (Э) бар кейбір бөліктерді көрсетеді. Иондардың қозғалысы және тіндік бөлімдерде иондардың жинақталуы 7.5-суретте көрсетілген (а,в) – бұл поляризация құбылыстары.

Теріс электродта калий иондары бейтараптандырылады, содан кейін сумен реакция және H_2 және KOH түзілуі, сонымен қатар йодтың төсемнен матаға ауысуы және оң электродқа ауысуы болады. Оң электродта Cl_2 , HCl түзіледі, ал кальций иондары (Ca) матаға түседі.

Процедураның уақыты иондардың жылдамдығына байланысты. Иондардың жылдамдығы E электр өрісінің кернеуі мен жылдамдықтың жоғарылауымен өсетін ортаның қарсыласу күшінің әсерінен болады. Электр өрісі жағынан әрекет ететін күш қарсылық күшіне тең болған кезде ион v тұрақты жылдамдықпен қозғалады. Бұл тәуелділік $v = uE$ формуласымен өрнектеледі, мұнда пропорционалдық коэффициенті u – иондар қозғалғыштығы деп аталады.

Оның өлшем бірлігі - $\left[\frac{M^2}{B \cdot c} \right]$.

Ионның қозғалғыштығы қоршаған ортаның ионның қозғалысына (тұтқырлыққа, қоршаған орта температурасына және т.б.) және ионға

(ионның пішініне, оның зарядына) әсер ететін кедергіге байланысты. Бұдан шығатыны, дәрілік электрофорез әр түрлі пациенттерде, сондай-ақ әртүрлі дәрілік ерітінділерді қолданғанда әр түрлі болады.

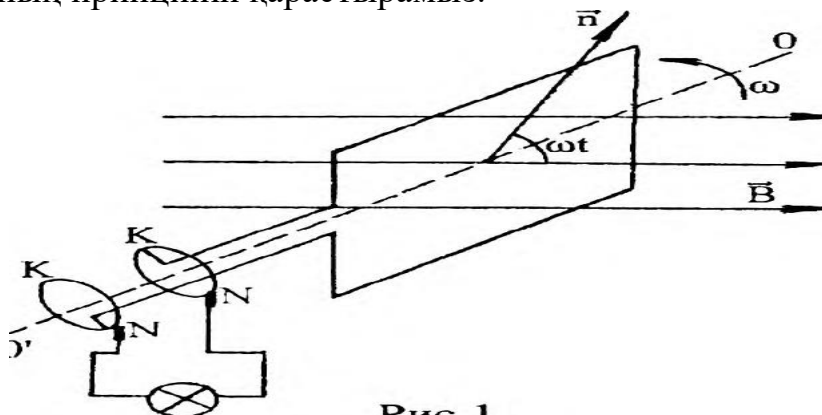
Дәрілік электрофорез - бұл тұрақты электр тогы мен дәрілік заттың бірлескен әрекеті. Тіндерді, соның ішінде рецепторларды, белсенділіктің жоғарылау күйіне келтіретін электр тогы оларды қоздырады, дәрі-дәрмектердің әсеріне сезімтал етеді.

Дәрілік электрофорез кезінде организм тіндерінің құрамына кіретін электродты төсемелер мен электролит ерітінділеріне малынған дәрілік заттардың иондарынан тұратын күрделі тізбек түзіледі. Әр түрлі қозғалғыштыққа, сондай-ақ жартылай өткізгіш мембраналар мен қабықшалардың болуына байланысты иондардың бөлінуі және сәйкесінше тіндік құрылымдардың әртүрлі элементтеріндегі концентрацияның өзгеруі байқалады. Иондар концентрациясының өзгеруі токтың дене тіндеріне тітіркендіргіш әсерінің негізінде жатыр.

7.4 Айнымалы ток. Оның негізгі сипаттамалары

Айнымалы ток - бұл мезгіл-мезгіл мөлшері мен бағыты бойынша өзгеретін ток. Ең көп тарағаны-синусоидалы айнымалы ток, оның лездік мәні уақыт өте келе синус (немесе косинус) заңына сәйкес өзгереді. Техникада айнымалы ток алу үшін магнит өрісінде айналатын тізбектегі индукция электр қозғаушы күшінің қозуы қолданылады.

Айнымалы токты алудың физикалық негіздерін және генератор құрылғысының принципін қарастырамыз.



7.6-сурет. Генератор құрылғысының принципі

Тұрақты магнит өрісінде ($B = \text{const}$) тұрақты бұрыштық жылдамдықпен өткізгіш рамка айналсын (7.6-сурет). Сонда контурмен байланысты ағынның лездік мәніне тең болады:

$$\Phi = BS \cos \varphi = BS \cos \omega t \quad (7.4)$$

мұндағы S -контурмен шектелген аудан; B -магнит өрісінің индукциясы; $\varphi = \omega t$ - $S \perp B$ болған кезде оның бастапқы жағдайынан есептелген контурдың айналу бұрышы.

Фарадей заңына сәйкес индукция ЭҚК шеңберде пайда болады:

$$E = -\frac{d\Phi}{dt} = BS\omega \sin \omega t \quad (7.5)$$

мұндағы $BS\omega = E_m$ - индукцияның ЭҚК максималды (амплитудалық) мәні, яғни $E = E_m \sin \omega t$. Сондықтан, егер өткізгіш тізбек біртекті магнит өрісінде біркелкі айналса, онда синус заңы бойынша өзгертін айнымалы электр қозғаушы күш пайда болады. Сондықтан, егер өткізгіш тізбек біртекті магнит өрісінде біркелкі айналса, онда синус заңы бойынша өзгертін айнымалы электр қозғаушы күш пайда болады.

Бұл ЭҚК тізбекте синусоидалы айнымалы ток жасайды:

$$I = \frac{E}{R} = \frac{E_m}{R} \sin \omega t = I_m \sin \omega t \quad (7.6)$$

мұндағы R - электр тогы бөлінетін тізбек пен электр тізбегінің кедергісі (K сақиналары бойымен қозғалатын N щеткалары арқылы); I_m - айнымалы токтың амплитудалық мәні; ω - дөңгелек жиілік; $\varphi = \omega t$ - ток фазасы.

Айнымалы ток T периодпен және ν жиілігімен сипатталады, сонымен қатар: $\omega = \frac{2\pi}{T} = 2\pi\nu$. Графикалық түрде ЭҚК және айнымалы ток екі синусоидамен ұсынылады (шамалар бірдей фазаларда өзгереді). Айнымалы токты алудың қарастырылған әдісі өнеркәсіптік айнымалы ток генераторының құрылысының негізі болып табылады. Өнеркәсіптік генераторларда магнит өрісі қуатты электромагнит арқылы жасалады. Айналмалы контур тізбектей жалғанған n орам санынан және ферромагниттік өзекке (генератор Роторына) оралған сымнан тұрады. Сондықтан мұндай генераторда қозған ЭҚК:

$$E = BSn\omega \sin \omega t \quad (7.7)$$

Айнымалы токты сипаттау үшін токтың қолданыстағы (тиімді) немесе орташа квадраттық мәні туралы түсінік енгізіледі.

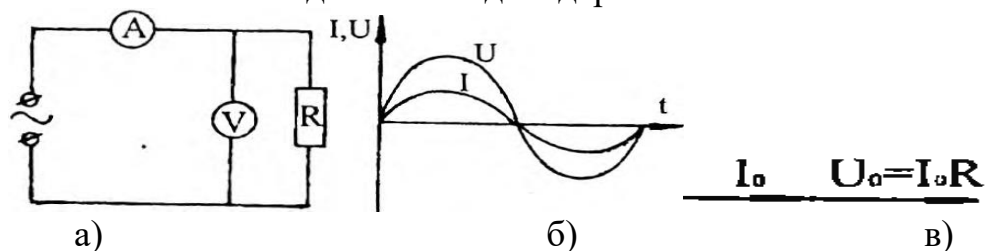
Айнымалы токтың тиімді немесе белсенді мәні - бұл тұрақты ток күші, ол берілген өткізгіште жылу мен берілген айнымалы ток сияқты бір кезең ішінде бірдей жылу шығарады.

$$I_{\text{эф}} = I_{\text{д}} = \frac{I_m}{\sqrt{2}}, \quad U_{\text{эф}} = U_{\text{д}} = \frac{U_m}{\sqrt{2}} \quad (7.8)$$

Айнымалы ток тізбегіне қосылған құрылғылар (амперметр, вольтметр) ток пен кернеудің тиімді мәндерін көрсетеді.

Айнымалы ток тізбегіндегі электр кедергісінің әртүрлі түрлері.

а) айнымалы ток тізбегіндегі белсенді кедергі.



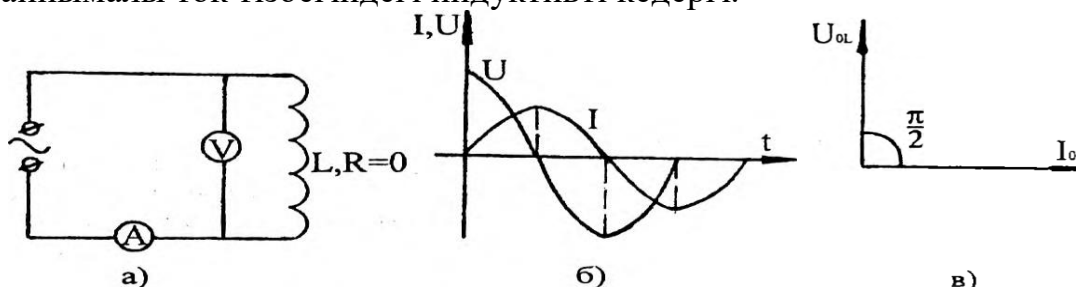
7.7-сурет. Айнымалы ток тізбегі

Айнымалы ток тізбегіндегі R кедергісі (7.7 а -сурет) белсенді болады, өйткені ондағы ток өткен кезде энергияның қайтымсыз жоғалуы орын алады. Егер тізбекте тек R кернеуі болса:

$$U = U_0 \sin \omega t, \quad I = \frac{U}{R} = \frac{U_0}{R} \sin \omega t = I_0 \sin \omega t \quad (7.9)$$

яғни ток және кернеу фаза бойынша сәйкес келеді. Ток пен кернеудің графигі, сондай-ақ ток пен кернеудің амплитудасының векторлық диаграммасы 7.7б,в - суретте көрсетілген.

б) айнымалы ток тізбегіндегі индуктивті кедергі.



7.8-сурет. Айнымалы ток тізбегіндегі индуктивті кедергі

Тізбекте ток кедергісінен R ($R=0$) төмен және L индуктивтілігі бар катушка болған жағдайды қарастырамыз (7.8-сурет). Тізбекте айнымалы ток $I = I_0 \sin \omega t$. Ол катушкадағы E_L өздік индукция ЭҚК тудырады, ол кез-келген уақытта қолданылатын U_L кернеуіне қарама-қарсы және

$$U_L = -E_L \quad E_L = -L \frac{dI}{dt}$$

сонда

$$U_L = -I_0 \omega L \cos \omega t = U_{0L} \sin (\omega t + 90^\circ) \quad (7.10)$$

мұндағы $U_{0L} = I_0 \omega L$ - кернеудің амплитудалық мәні

Осы формуладан:

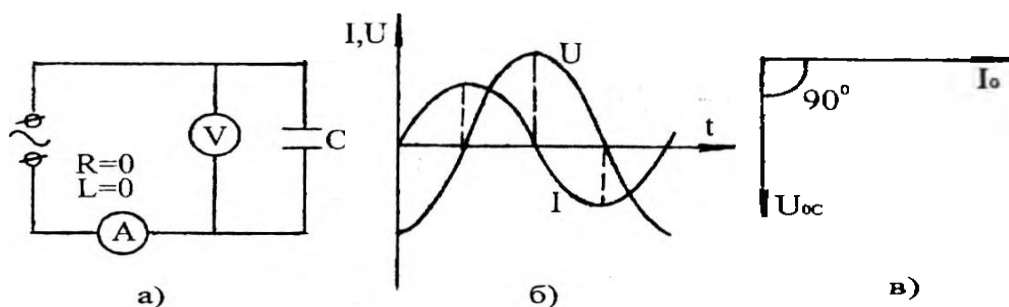
$$I_0 = \frac{U_{0L}}{\omega L} = \frac{U_{0L}}{R_L} \quad (7.11)$$

мұндағы $R_L = \omega L$ катушканың индуктивті кедергісі. Ол айнымалы ток жиілігінің жоғарылауымен артады.

Индуктивті кедергі өлшем бірлігі – Ом $[R] = \left[\frac{B \cdot c}{c \cdot A} \right] = \left[\frac{B}{A} \right] = \text{Ом}$

Кернеу токтан 90° алда болатын индуктивтілігі бар тізбек үшін толқындық және векторлық диаграммалар 7.86, в -суретте көрсетілген.

в) айнымалы ток тізбегіндегі сыйымдылық кедергісі



7.9-сурет. Айнымалы ток тізбегіндегі сыйымдылық кедергісі

Тек C конденсаторы тізбекке қосылған жағдайды қарастырамыз (7.9а-сурет) (сымдарының кедергісі мен индуктивтілігін елемейте болады). Тізбектегі ток $I = I_0 \sin \omega t$ заңына сәйкес өзгерсін, сонда конденсатордың төсемдеріндегі кернеуді келесі формуламен ұсынуға болады:

$$U = \frac{q}{C} \quad (7.12)$$

Тізбектегі ток $I = \frac{dq}{dt}$, $dq = Idt$, $q = \int I_0 \sin \omega t dt = -\frac{I_0}{\omega} \cos \omega t$

сонда:

$$U_c = \frac{q}{C} = -\frac{I_0}{\omega C} \cos \omega t = \frac{I_0}{\omega C} \sin(\omega t - 90^\circ) = U_{0C} \sin(\omega t - 90^\circ) \quad (7.13)$$

мұндағы $U_c = \frac{I_0}{\omega C}$ - конденсатордағы кернеудің амплитудалық мәні

Токтың амплитудалық мәні:

$$I_0 = \frac{U_{0C}}{\frac{1}{\omega C}} = \frac{U_{0C}}{R_C} \quad (7.14)$$

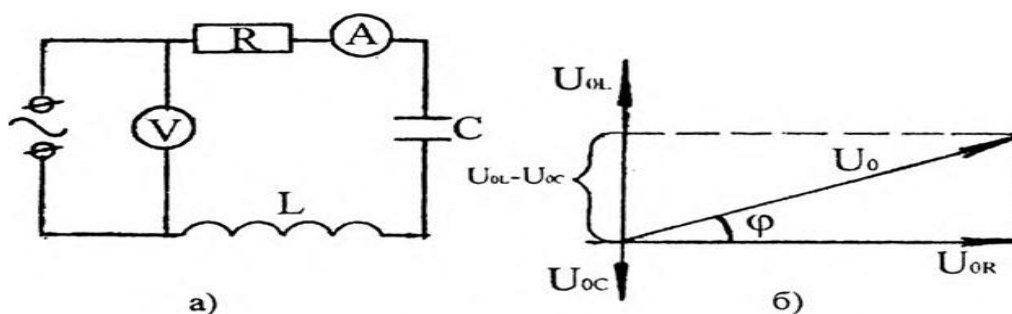
мұндағы $R_C = \frac{1}{\omega C}$ - сыйымдылық кедергі. Ол жиіліктің өсуімен кемиді.

Сыйымдылық кедергі өлшем бірлігі – Ом; $[R_c] = \frac{1}{c^{-1} \cdot \Phi}$;

$$C = \frac{q}{U}, \quad [1\Phi] = \left[\frac{K_L}{B} \right], \quad [R_c] = \left[\frac{c \cdot B}{K_L} \right] = \left[\frac{c \cdot B}{A \cdot c} \right] = \left[\frac{B}{A} \right] = O_M$$

Тізбектегі сыйымдылық кедергісінің кернеуі, конденсатордың төсемдеріне фаза бойынша токтан 90° артта қалады. Бұл 7.9б, в-суреттегі толқындық және векторлық диаграммаларда көрінеді.

Айнымалы ток тізбектегі толық кедергі (импеданс). Кернеу резонансы



7.10-сурет. Импеданс

R , L және C тұратын тізбекті қарастырамыз. Осы тізбектегі ток: $I = I_0 \sin \omega t$. Кернеудің қалай өзгеретінін анықтаймыз.

Барлық үш кедергі бір-бірімен байланысты болғандықтан, олардағы кернеудің түсу қосындысы қолданылатын кернеуге тең болады:

$$U_0 = U_{0R} + U_{0L} + U_{0C} = I_0 R + I_0 R_L + I_0 R_C = I_0 R + I_0 \omega L + I_0 \frac{1}{\omega C} \quad (7.15)$$

U_L , U_C және I ток (U_R токпен бірдей фазада) арасындағы фазалық айырмашылықтың болуына байланысты бұл кернеулерді геометриялық (векторлық) түрде қосуға болады және Пифагор теоремасы бойынша қолданылатын U_0 кернеуін алуға болады (7.10б-сурет):

$$U_0 = I_0 \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C_2} \right)^2} = I_0 Z \quad (7.16)$$

мұндағы $Z = \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C_2} \right)^2}$ - толық кедергі немесе тізбектің импедансы деп аталады. Осы тізбек үшін Ом заңы:

$$I_0 = \frac{U_0}{\sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{I}{\omega C}\right)^2}} \quad (7.17)$$

I ток пен U кернеуі арасындағы фазалық айырмашылық U_0 және U_R векторлары арасындағы φ бұрышымен анықталады. Сондықтан $U = U_0 \sin(\omega t + \varphi)$

7.10б-суреттегі диаграммадан:
$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{I_0 \omega L - I_0 \frac{I}{\omega C}}{I_0 R} = \frac{\omega L - \frac{I}{\omega C}}{R}.$$

Z формуласынан ωL және $\frac{I}{\omega C}$ мәні неғұрлым жақын болса, Z кедергісі соғұрлым аз болады және осы тізбектегі ток соғұрлым көп болады.

$R_L = R_C$ немесе $\omega L = \frac{I}{\omega C}$ болғанда толық кедергі $Z = R$ және тізбектегі ток тек актив кедергіге байланысты ең үлкен мәнге жетеді және:

$$I_0 = \frac{U}{R_0} \quad (7.18)$$

Бұл құбылыс электрлік резонанс деп аталады, ол тиісті L және C мәндерін таңдау арқылы қамтамасыз етіледі.

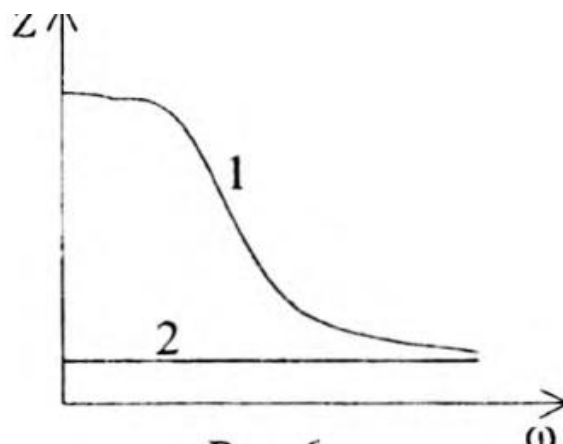
Тізбектей жалғанған жүйедегі резонанс кернеудің резонансы деп аталады, бұл жағдайда U_L және U_C кернеулерінің өзара толықтырылуы пайда болады (керісінше бағытталған), олардың әрқайсысы тізбектегі U кернеуінен едәуір асып кетуі мүмкін.

Дене тіндерінің толық кедергісі (импеданс). Медицинада электр өткізгіштік әдісін қолдану

Айнымалы токты ерітінділер арқылы өткізген кезде олардың электр өткізгіштігі жиілікке қарамастан бірдей болады.

Биологиялық объектілермен жұмыс істеу кезінде жоғары жиіліктерде (10^7 Гц) электр өткізгіштігі төмен жиіліктерге қарағанда әлдеқайда жоғары екендігі анықталды. Жиіліктің жоғарылауымен электр өткізгіштік белгілі бір максималды мәнге дейін артады.

7.11-суретте бұлшық ет кедергісінің жиілікке тәуелділік қисығы 1-сызықпен келтірілген (дисперсия қисығы). Электр өткізгіштіктің дисперсия аймағы әдетте $10^2 - 10^8$ Гц аралығында өзгереді.



7.11-сурет. Дисперсия қисығы

Тірі тіндердің электр өткізгіштігінің дисперсиясы төмен жиіліктерде, тұрақты ток сияқты, электр өткізгіштік поляризациясымен байланысты, бірақ жиілік жоғарылаған сайын поляризация құбылыстары аз әсер етеді.

Тіндердің жойылуы болған кезде дисперсияның беріктігі төмендейді және жойылған тіндер үшін график 2-сызықпен 7.11-суретте көрсетілген.

K дисперсиясының беріктігі төмен жиілікте өлшенген кедергі шамасының жоғары жиілікте өлшенген кедергі шамасына қатынасы арқылы көрінеді. Егер екі кедергі бірдей жағдайларда әртүрлі жиілікте өлшенсе, онда олардың арасындағы қатынас белгілі бір ұлпаның қалыпты жағдайы үшін тұрақты болады.

Әдетте 10^4 Гц және 10^6 Гц жиіліктері өлшеу үшін таңдалады, өйткені 10^6 Гц жиілікте көптеген жағдайларда максималды электр өткізгіштігі байқалады, ал 10^4 Гц жиілікте дисперсия қисығының сынуы байқалады:

$$K = \frac{Z_{10^4}}{Z_{10^6}}$$

Тіндер өлгеннен кейін көрсетілген коэффициент бірлікке ұмтылады. Биологиялық объектілер арқылы айнымалы электр тогының өтуін түсіндіре отырып, тірі жасушалардың кедергісі омдық және сыйымдылық кедергісінен тұратын жиынтық болып табылады.

Биологиялық объектілерде индуктивті элементтер жоқ. Дене тіндері тіндік сұйықтықпен қапталған жасушалардан тұрады. Мұндай элемент - бұл салыстырмалы түрде жақсы ток өткізетін, (тіндік сұйықтық және жасуша цитоплазмасы) жасуша мембранасының нашар өткізгіш қабатымен бөлінген екі орта. Мұндай жүйенің электр сыйымдылығы бар.

Тіндерде макроскопиялық түзілімдер де кездеседі, олар әртүрлі дәнекер мембраналары мен бөлімдерден тұрады (ток нашар өткізеді), олардың екі жағында да электр тогын жақсы өткізетін тіндер бар.

Бұл сонымен қатар тіндерге сыйымдылықты қасиеттер береді. Омдық кедергі жиілікке тәуелді емес, ал сыйымдылық - жиіліктің жоғарылауымен айтарлықтай төмендейді және бұл бүкіл омдық-

сыйымдылық жүйесінің өткізгіштігінің жоғарылауына әкеледі. Тізбектік қосылуы үшін R және C толық кедергі (импеданс) мынадай формула бойынша айқындалады:

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(\frac{1}{\omega C}\right)^2} \quad (7.19)$$

Сыйымдылықтың биологиялық жүйелерінде болуы ток пен кернеу арасындағы фазалық ығысудың болуымен де расталады. Фазалардың ығысу бұрышы сыйымдылық пен омдық кедергісінің арақатынасымен анықталады және олардың тізбектелген қосылысы үшін

$$\frac{I}{\text{tg}\varphi} = \frac{\omega C}{R} \text{ формуласы бойынша табылады.}$$

Биологиялық жүйелер осы бұрыштың үлкен мөлшерімен сипатталады. Бұл тіндердегі сыйымдылықты кедергінің үлесі үлкен екенін көрсетеді.

10^3 Гц жиілікте алынған фазалық ығысу бұрышының шамасына мысалдар келтірейік:

адамның терісі-55;

қоян бұлшықеті-65;

бақаның жүйкесі - 64.

Тірі ұлпалар мен жасушалардағы айнымалы токтың электр өткізгіштік әдісі патологиялық процестерді бағалау үшін биологиялық зерттеулерде және медицинада қолданылады.

Мысалы, төмен жиілік аймағында өлшеу кезінде алғашқы сатыларда қабыну кезінде тіндердің қарсыласуының жоғарылауы байқалады. Бұл төмен жиілікті ток негізінен жасуша аралық кеңістіктер арқылы өтетіндігіне байланысты. Қабыну кезінде жасушалардың ісінуі нәтижесінде жасуша аралық кеңістіктің көлденең қимасы азаяды, бұл кедергінің жоғарылауына әкеледі, ал қабынудың алғашқы кезеңдерінде жасушалардың сыйымдылығы өзгеріссіз қалады.

Диагностикада фазалық ығысу бұрышын өлшеу әдісі де қолданылады. Кейбір ауруларда (қалқанша безі) немесе физиологиялық өзгерістерде (дененің қартаюы) фазалық ығысу бұрышының айтарлықтай өзгеруі байқалады.

Тіндердің импедансы да физиологиялық жағдайға байланысты. Сонымен, тамырлардың қанмен толтырылуы кезінде импеданс өзгереді.

Жүрек-тамыр қызметі процесінде тіндердің кедергісін тіркеуге негізделген диагностикалық әдіс реография (импеданс - плетизмография) деп аталады. Бұл әдісті қолдана отырып, мидың (реоэнцефалограмма), жүрек (реокардиограмма), өкпе, бауыр, тамырлар, аяқ-қолдар реограммалары алынады. Өлшеу әдетте 30 кГц жиілікте жүргізіледі.

VIII БӨЛІМ

МАГНИТ ӨРІСІ. МАГНИТ ӨРІСТЕРІНІҢ АДАМ АҒЗАСЫНА ӘРЕКЕТІ.

8.1 Магнит өрісінің негізгі сипаттамалары

Қозғалыстағы электр зарядтары мен магниттік моменті бар денелерге (олардың қозғалыстағы күйіне тәуелсіз) әсер ететін күштік өріс магнит өрісі деп аталады. 1820 жылы Эрстед анықтағандай, электр тогы бар өріс магниттік көрсеткіге әсер етеді, сондықтан оны магниттік деп атады. Магнит өрісін зерттеу үшін кішкентай өлшемдегі жалпақ тұйық контурда (тогы бар рамка) сынақ тогы қолданылады. Өріс контурға тікелей әсер етеді де, оны белгілі бір бағытқа орнатады. Магнит өрісіндегі токпен тізбекте оны айналдыратын және бірқатар факторларға, соның ішінде раманың бағытына байланысты күш моменті M әрекет етеді. $M_{\max}$ максималды мәні тізбекте ағып жатқан I ток күшіне және тізбекпен жабылған S ауданына байланысты.

Бұл тәуелділік магнит өрісінің күштік сипаттамасын - B магниттік индукция векторын енгізу үшін қолданылады. Магнит индукциясы B өрістің белгілі бір нүктесінде біртекті магнит өрісіндегі токпен тізбекте әрекет ететін $M_{\max}$ максималды айналу моментінің ол арқылы өтетін ток күшіне және контурмен жабылған ауданға қатынасына тең:

$$B = \frac{M_{\max}}{I \cdot S} \quad (8.1)$$

B векторының бағыты оң жақ бұранданың ережесі бойынша анықталады (бұрғылау ережесі). СИ жүйесінде магниттік индукция бірлігі-

$$\text{Тесла (Тл): } 1\text{Тл} = \frac{1\text{Н} \cdot \text{м}}{1\text{А} \cdot \text{м}^2} = 1 \frac{\text{Н}}{\text{А} \cdot \text{м}}.$$

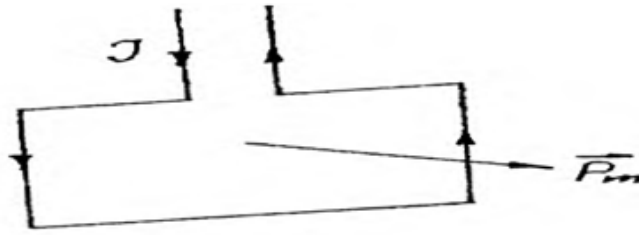
Контурдағы токтың магнит моменті:

$$P_m = I \cdot S \quad (8.2)$$

Магниттік момент - векторлық шама. P_m векторы B векторының бағытымен сәйкес келеді (8.1-сурет).

Магнит өрісі графикалық түрде B векторының бағытын көрсететін тангенстік магниттік индукция сызықтарының көмегімен бейнеленген. Бірлік арқылы өтетін сызықтар саны олардың ауданына перпендикуляр орналасқан B модуліне тең.

Магниттік индукция сызығының басы мен аяғы болмайды тұйық болып табылады. Мұндай өрістер құйынды деп аталады. Ауданы S индукциясы B біртекті магнит өрісін қарастырайық (8.2-сурет).

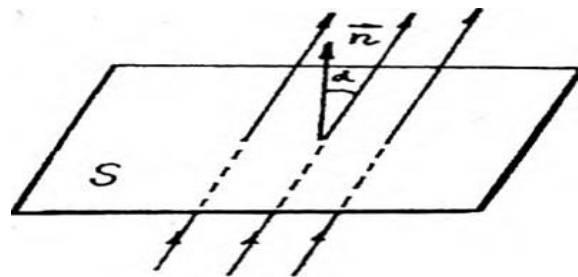


8.1-сурет. Магнит моментінің бағыты

$\Phi = B_n S$ бұл шаманы магнит ағыны деп атайды. B_n - B векторына n нормаль проекциясына бағытталған.

$B_n = B \cos \alpha$ сонда:

$$\Phi = BS \cos \alpha \quad (8.3)$$



8.2-сурет. Біртекті магнит өрісі

Магнит ағынынң өлшем бірлігі Вебер ($Вб$): $1 Вб = 1 Тл м^2$.

Магнит өрісінің электр тогы бар ортаға әсері, орта орналастырылған ортаның қасиеттеріне байланысты. Мұны қоршаған ортаға өзінің B' магнит өрісін жатқызуға болатындығымен түсіндіруге болады. Сондықтан заттағы алынған магнит өрісі $\vec{B}$ және ішкі $\vec{B}_0$ және сыртқы $\vec{B}'$ өріс индукцияларының векторлық қосындысына тең болады: $\vec{B} = \vec{B}_0 + \vec{B}'$ осыдан

$$\frac{B}{B_0} = 1 + \frac{B'}{B_0} \quad (8.3)$$

$$\frac{B}{B_0} = \mu \quad (8.4)$$

8.4-теңдеуі ортаның салыстырмалы магниттік өткізгіштігі деп аталады. Бұл ортадағы магниттік индукция вакуумдағы магниттік индукциядан қанша есе ерекшеленетінін көрсетеді, μ - өлшемсіз шама.

Көптеген жағдайларда біртекті магнит өрісі үшін B' шамасы B_0 сыртқы өрісінің индукциясына пропорционал, яғни:

$$B' = \chi B_0 \quad \text{немесе} \quad \frac{B'}{B_0} = \chi \quad (8.5)$$

мұндағы χ - заттың магниттік сезімталдығы деп аталатын пропорционалдылық коэффициенті (бұл өлшемсіз шама).

(8.4) және (8.5) өрнекті (8.3) ауыстыру арқылы алатынымыз:

$$\mu = 1 + \chi \quad \text{немесе} \quad \chi = \mu - 1 \quad (8.6)$$

$\vec{B}$ векторымен қатар магнит өрісінің кернеулігі деп аталатын H көмекші векторы енгізіледі.

$$\vec{H} = \frac{\vec{B}}{\mu\mu_0} = \frac{B_0}{\mu_0} \quad (8.7)$$

мұндағы μ_0 -магниттік тұрақты деп аталатын тұрақты коэффициент, ол SI жүйесінде $4\pi \cdot 10^{-7} \text{ Н/А}$ -ға тең мәнге ие. $СИ$ жүйесіндегі кернеуліктің өлшем бірлігі $А/м$ болып табылады.

Магнит өрісі тогы бар өткізгішті ауытқуға, зарядтарды ығыстыруға, затты итеруге немесе тартуға қабілетті, яғни магнит өрісінің сипаттамалары арқылы білдіруге болатын энергия резерві бар:

$$\omega_M = \frac{\mu\mu_0 H^2}{2} \quad (8.8)$$

мұндағы ω_M -магнит өрісінің энергия тығыздығы. Бұл орта көлемінің бірлігінде бөлінетін магнит өрісінің энергиясы.

8.2 Заттың магниттік қасиеттері

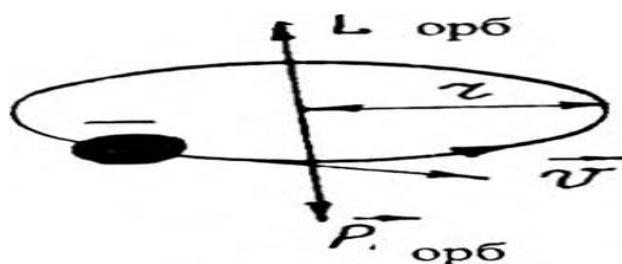
Магнетизмнің табиғатын түсіну үшін микробөлшектердің магниттік қасиеттерін ескеру қажет. Атомдардың магнетизмі үш себепке байланысты туындайды: а) электронның спиндік магниттік моментінің болуы; б) орбитальды магниттік момент; в) ядролардың магниттік моменті.

Электрондардың, ядролардың, атомдардың, молекулалардың магниттік сипаттамаларын, сондай-ақ осы құрылымдардың магнит өрісіндегі әрекетін қарастырамыз. Атомдағы электрон r радиусының дөңгелек орбитасында v жылдамдықпен ядро айналасында біркелкі айналады деп есептейміз (8.3-сурет). Бұл қозғалыс дөңгелек токқа ұқсас және P_{orb} орбиталық магниттік моментімен сипатталады. v жиілігімен айналатын электронның қозғалысына сәйкес келетін ток күші $I = ev$,

мұндағы e -электронның заряды. Егер $\nu = \frac{\vartheta}{2\pi r}$ екенін ескерсек,
 $I = \frac{e \vartheta}{2\pi r}$ мына түрде жазуға болады. Сонда орбитальды магнит момент:

$$P_{orb} = IS = \frac{e \vartheta}{2\pi r} \pi r^2 = \frac{e \vartheta r}{2} \quad (8.9)$$

Айналмалы электрон сондай-ақ импульс моменті немесе орбитальды механикалық моментіне ие болады (8.3-сурет):



8.3-сурет. Айналмалы электрон

$$L_{orb} = m_e \vartheta r \quad (8.10)$$

P_{orb} -ның L_{orb} -ға қатынасы - G_{orb} - ның магниттік-механикалық қатынасы деп аталады:

$$G_{orb} = \frac{P_{orb}}{L_{orb}} = \frac{e}{2m_e} \quad (8.11)$$

Бұл өрнек жылдамдыққа да, жиілікке де байланысты емес және e және m_e тұрақты мәндерімен ұсынылады. Орбиталық механикалық моменттен басқа, электрон өз осінің айналасында электронның өздігінен айналуына байланысты меншікті импульс моментіне ие болады. L_{eS} спин

деп аталады $L_{eS} = \pm \frac{1}{2} \frac{h}{2\pi}$, мұндағы h - Планк тұрақтысы ($\pm$ белгісі оның екі бағытта - өріс бойымен және оған қарсы бағытталғанын білдіреді).

P_{mS} – меншікті спиндік магниттік моментіне спин сәйкес келеді. Спиндік магниттік моменттің шамасы атомдардың, молекулалардың және жалпы заттың магниттік қасиеттерін сипаттап анықтайтын параметр болып табылады. Спиндік магниттік-механикалық қатынасы орбитальдан екі есе үлкен екендігі анықталды:

$$G_S = \frac{P_{mS}}{L_{eS}} = \frac{e}{m_e} \quad (8.12)$$

$$\text{Осыдан } P_{mS} = \frac{e}{m_e} L_{eS} = \frac{eh}{4\pi m_e}.$$

Тұрақтыдан тұратын бұл мән Бор магнетоны деп аталады -

$$\mu_S = \frac{eh}{4\pi m_e} = 0.927 \cdot 10^{-23} \frac{\text{Дж}}{\text{Тл}}.$$

Сондықтан электронның меншікті магниттік моменті бордың бір магнетонына тең.

Атомдардың магниттік моменттері оның құрамына кіретін электрондардың орбитальды және меншікті моменттерінен, сондай-ақ ядролардың магниттік моменттерінен тұрады. Ядролардың магниттік моменті электрондардың магниттік моменттерінен бірнеше есе аз, сондықтан көптеген мәселелерді қарастырған кезде оларды елемеуге болады. Заттарды магнит өрісіне орналастырған кезде олар өздері осындай өрістің көзіне айналады - әйтпесе заттар магниттеледі. Бұл тұрғыда барлық заттар магниттер деп аталады. Магниттер үш негізгі классқа бөлінеді: парамагнетиктер, диамагнетиктер және ферромагнетиктер.

Заттың магниттелу дәрежесі магниттелу - I (векторлық шама) деп аталатын мәнмен сипатталады. Осы көлемдегі магниттелу векторының орташа мәні V магнит көлемінде орналасқан N барлық бөлшектердің

магнит моменті $\sum_{i=1}^N \vec{P}_{m_i}$ қатынасына тең:

$$\vec{I} = \frac{\sum_{i=1}^N \vec{P}_{m_i}}{V}, \quad (8.13)$$

Магниттелудің өлшем бірлігі- Ампердің метрге қатынасы (A/m).

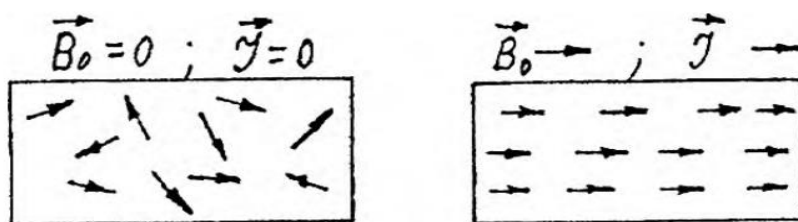
Тәжірибе көрсеткендей, I векторы H векторының қатынасына байланысты:

$$\vec{I} = \chi \vec{H} \quad (8.14)$$

Заттың магниттік сезімталдығы неғұрлым көп болса, зат берілген сыртқы өрісте магниттеледі.

Заттың магнеттелу табиғатын қарастырыңыз. Парамагнетиктердің молекулаларында нөлден өзгеше магниттік моменттер бар. Магнит өрісі болмаған кезде бұл моменттер ретсіз орналасады және магниттелу нөлге тең болады. Парамагнитті үлгіні магнит өрісіне енгізген кезде молекулалардың магниттік моменттері B_0 бағыты бойынша бағдарланады,

соның нәтижесінде $\vec{I} \neq 0$. Парамагнетик молекулаларының магнит өрісінде және өріс болмауын 8.4-суретте, сұлбалық түрде көрсетілген. Парамагнетиктердің магнит өрісі сыртқы магнит өрісін күшейтеді. Олар үшін χ мәні аз

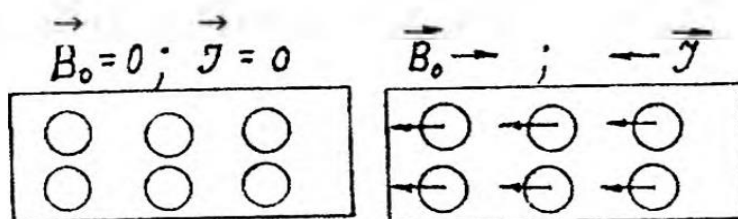


8.4-сурет. Парамагнетик молекулаларының магнит өрісі

($10^{-4} - 10^{-6}$) және оң ($\chi > 0$), ал $\mu > 1$. Парамагнетиктерге алюминий, оттегі, молибден, металдардың сулы ерітінділері, сілтілі және сілтілі жер металдары, эбонит, ауа және тағы басқалары жатады.

Орбиталардың белгілі бір өзара бағыты бар кейбір заттар үшін, сондай-ақ барлық электрондар жұптасқан кезде (спинге қарама-қарсы таңбамен) атомның (немесе молекуланың) магниттік моменті жалпы нөлге тең болады. Мұндай заттар диамагниттік (немесе диамагнетиктер) деп аталады. Диамагнетиктік молекулаларының магнит өрісінде және өрісте болмауын 8.5-суретте, сұлбалық түрде көрсетілген.

Диамагнетиктердің магниттелуі сыртқы өрістің магниттік индукциясына қарама-қарсы бағытталған және оны азайтады



8.5-сурет. Диамагнетик молекулаларының магнит өрісі

Диамагнетиктерде χ шамасы кіші ($10^{-4} - 10^{-6}$) және теріс ($\chi < 0$), ал $\mu < 1$. Диамагнетиктерге мыналар жатады: кейбір металдар (күміс, висмут, алтын, мыс), фосфор, күкірт, көміртек, су, органикалық қосылыстардың көп бөлігі (көміртегі, дене тіндерін құрайтын ақуыздар). Вакуумдағы гетерогенді магнит өрісінде парамагниттік заттың бөлшектері өріске "тартылады", ал диамагнетик бөлшектері одан "шығарылады". Сыртқы өрістің әрекеті тоқтаған кезде диа және парамагнетиктер бастапқы күйіне оралады.



8.6-сурет. Домендердің магниттік моменттерінің бағыты

Ферромагниттер парамагниттерден ерекшеленеді, өйткені олардың құрылымында домендер деп аталатын аймақтар бар, атомдар мен молекулалардың магниттік моменттері табиғатта тұрақты бағытқа ие. Сыртқы магнит өрісінің әсерінен домендердің магниттік моменттерінің бағыты пайда болады (8.6-сурет).

Бұл заттың меншікті өрісін жасайды, парамагнетиктерге қарағанда бірнеше рет күшті, ол сыртқы өрісті тоқтатқаннан кейін де сақталады. Бұл құбылыс қалдық магниттеу деп аталады.

Алайда, қарқынды жылу қозғалысы домендердің кеңістіктік бағытын бұзуы мүмкін. Сондықтан жоғары температурада ферромагниттік заттар өздерінің магниттік қасиеттерін жоғалтады.

Ферромагниттерде γ мәні оң және өте үлкен мәндерге жетеді (ондаған мың), ал $\mu \gg 1$. Ферромагниттерге темір, болат, никель, кобальт және көптеген қорытпалар жатады.

Дене ағзасында негізінен су секілді диамагнетиктер де көбірек. Алайда денеде парамагниттік заттар, молекулалар мен иондар бар. Организмде ферромагниттік бөлшектер жоқ.

8.3 Магнит өрістерінің тірі ағзаға әсері

Магнит өрісі биологиялық жүйелерге әсер етеді. Бұл әсерді магнитобиология деп аталатын биофизика бөлімі зерттейді.

Адамдар, жануарлар, өсімдіктер үнемі Жердің магнит өрісінде болады. Тұрақты геомагниттік өріс жануарлар мен өсімдіктер әлемінің дамуына әр түрлі әсер ететінін көрсететін жеткілікті фактілер жинақталған.

Бұрыннан белгілі болғандай, жануарлар еркін жүру кезінде Жер магнит өрісінің күштік сызықтары бағытмен қозғалады. Өсімдіктердің тұқымдары магниттік индукция сызықтарына қатысты топырақта орналасқандықтары анықталғаннан кейін, олардың өну процесі өзгеретіні анықталды.

Тәжірибелер көрсеткендей, көптеген организмдер магнит өрісінің қарқындылығын ажырата алады және магниттік күш сызықтары денелерінен өтетін бағытты сезінеді. Геомагниттік өрістен қорғалған ортаға орналастырылған өсімдіктер мен жануарларда қалыптан тыс даму белгілері байқалды, ал қысқа уақытқа магниттік емес ортаға орналастырылған адамда орталық жүйке жүйесінің реакциясы өзгереді.

Жердің магнит өрісінің индукциясы тұтастай алғанда аз. Жер бетінде МӨ-ң тік вертикаль құраушылары магниттік полюстерде (67 мкТл) максималды мәнге жетеді және магниттік экваторда нөлге тең болады. Көлденең құраушысы магниттік экваторда максималды (33 мкТл) және магниттік полюстерде нөлге тең.

Геомагнитті өріс тұрақсыз және тәулік, айлар мен жылдар бойынша ауытқиды. Мұның себебі - күн сәулесінде пайда болатын процестер, бұл

атмосфераның жоғарғы қабаттарында магнит өрісінің күрт өсуіне әкеледі, бұл жердің жалпы өрісінің өзгеруіне әкеледі.

Бұл құбылыс магниттік дауыл деп аталады. Мұндай дауылдар көбінесе күн белсенділігінің 11 жылдық цикліне сәйкес келетін жылдары болады.

А.П.Чижевский және басқа зерттеушілер көптеген жылдар бойы алынған статистикалық мәліметтерге сүйене отырып, магниттік дауылдар мен оба, тырысқақ, дифтерия, тұмау, менингит індеттерінің арасындағы байланысқа көп көңіл бөлген екен.

Күн белсенділігі кезеңінде бірқатар патогендік бактериялардың көбеюі мен уыттылығы артады, қанның ұю жылдамдығы және лимфоциттер саны жоғарлайды.

Табиғи магнит өрістерінен басқа адам тұрмыстағы, өндірістегі, көліктегі техникалық қондырғылар мен аспаптардан магнит өрістеріне ұшырайды.

Қазіргі заманғы технологиялар қоршаған ортаны қуатты магнит өрістерімен қанықтырады, олардың қарқындылығы геомагниттік өрістің қарқындылығынан мыңдаған және миллиондаған есе жоғары болады.

Бұл өрістердің тірі заттарға әсері қандай? Бұл мәселелермен бүгін физиктер мен дәрігерлер айналысады. Ғалымдар рұқсат етілген магнит өрістерінің әсер ету шегін анықтады. Зерттеулер адамның денсаулығына тұрақты магнит өрісінің әсерінен 2 Тл -ға дейін теріс салдардың жоқтығын көрсететін қорытынды жасауға мүмкіндік берді. Эксперименттік деректер тұрақты тұрақты магнит өрісінің 5 Тл -дан асатын қысқа мерзімді әсері адам денсаулығына айтарлықтай теріс әсер етуі мүмкін деп болжайды.

Тұрақты магнит өрісінің әсерінен басқа, адам төмен жиілікті айнымалы магнит өрістеріне ұшырайды. $50\text{--}60\text{ Гц}$ жиіліктегі 50 мТл өрісінің индукциясы бар мұндай өрістер денсаулыққа қауіп төндіруі мүмкін деп саналады.

Қазіргі уақытта тұрақты магнит өрістері (ТМӨ), төмен жиілікті айнымалы магнит өрістері (АМӨ) және пульстік магнит өрістері (ПМӨ) тірі затпен әрекеттесетін бірнеше физикалық механизмдер орнатылған.

Механизмдердің бірі - МӨ әсерінен макромолекулалардың бағытын өзгерту. Барлық тірі организмде компенсацияланбаған магниттік моменттері бар атомдарға ие екені белгілі.

Олар организмде радикалдар түрінде де, құрамында темір бар қосылыстар түрінде де болуы мүмкін. Темір гемоглобинде, тыныс алу ферменттерінде, бұлшық ет ақуызының құрамында болады. Бұл магниттік атомдар магнит өрісінде белгілі бір бағытта жүреді. Алайда, бұл бағытты жылу қозғалысы бұзуы мүмкін және магниттік әсері елеусіз болады. Диамагниттік болып табылатын органикалық молекулалардың көпшілігі магнит өрісі арқылы бағытталады. Үлкен молекулаларда индукцияланған магниттік момент өте үлкен болуы мүмкін. Алайда, биологиялық

сұйықтық болып табылатын тұтқыр ортадағы бағыты өте баяу жүреді және магнитобиологиялық әсер елеусіз болады. Ерітінділердегі биологиялық белсенді молекулалардың бағытының өзгеруі биохимиялық реакциялар кинетикасына және биомембраналардың өткізгіштігіне әсер етуі мүмкін.

Келесі механизмде күшті МӨ тірі организмнің биотокпен өзара әсерлескенде елеулі әсер етуі мүмкін.

Биотоктар барлық тірі жүйелерде, тіндерде және органдарда циркуляция жасайды. Мысалы, электр импульстары жүйке талшықтары арқылы өткен кезде Ампер күші оларға әсер етеді, оның әсерінен талшық ығысады және бүгіледі. Ығысқан кезде онда өздік индукциялық ток пайда болады, Ленц заңы бойынша талшықты импульстің таралуы тежейді және осылайша импульстің пішінін бұрмалайды. Сонымен қатар, биотоктардың жиілігі мен өріс қоздыратын механикалық тербелістердің жиілігі арасындағы резонанс мүмкіндігін ескеру қажет. Осындай резонанс кезінде әлсіз өрістерде көрінетін биологиялық әсерлер пайда болуы мүмкін.

Тағы бір маңызды механизм бұл ағзадағы өткізгіш сұйықтықтардың, соның ішінде қанның айналымында магнитогидродинамикалық тежеу болып табылады.

Құбылыстың мәні электролиттердің ерітінділері болып табылатын биологиялық сұйықтықтарда ПМӨ-де қозғалу кезінде индукциялық токтар пайда болады, олар Ленц заңы бойынша өткізгіштің қозғалысын тежейді. Адамның қан ағымын 0,1% тежеу үшін кем дегенде 200 мТл өріс қажет.

МӨ-ның биологиялық әсерін оның тірі организмдердің құрамына кіретін суға әсерімен түсіндіруге тырысады. МӨ-дағы судың кейбір физика-химиялық қасиеттері өзгереді.

Индукция кезінде 100 мТл беттік керілу, диэлектрлік тұрақты, қышқылдық аздап өзгереді. Алайда, бұл жағдайларда "су" деп сұйықтық түсініледі, онда H_2O молекулаларынан басқа, онда еріген заттар болады және дәл осы заттарға (олардың ерігіштігі, гидратация және басқалар) МӨ әсер етуі мүмкін.

ПМӨ әсер ету механизмдеріне тоқталу керек. Оларды қолданған кезде, диамагниттік және парамагниттік әсерлесуден басқа, биожүйелердің айнымалы электр өрісімен әрекеттесуі жүреді, ол магнит өрісінің кез-келген өзгерісінде пайда болады. Тіндерде бос зарядтар, иондар немесе электрондар болғандықтан, индукцияланған электр өрісі олардың қозғалысын тудырады.

Бұл ток әртүрлі биологиялық әсерлерге ие болады. МӨ әсер ету механизмдері туралы басқа гипотезалар бар, бірақ МӨ-ның тірі ағзаға әсерін физикалық тұрғыдан түсіндіру өте қиын, ал магнит өрістері медицинада қолданылғанымен, олардың әсер ету механизмі әлі де айқын емес.

IX БӨЛІМ

РАДИОАКТИВТІЛІК ҚҰБЫЛЫСЫ

9.1 Радиоактивті ыдыраудың негізгі заңы

Радиоактивті сәулелену дегеніміз кейбір элементтердің тұрақсыз изотоптарының қарапайым бөлшектер мен ядролардың шашырауымен жүзеге асатын басқа бір изотопқа айналуын айтамыз. Бұл құбылыс радиоактивті ыдырау деп аталады. Радиоактивті ыдырау жылудың аздап бөлінуімен бірге жүреді.

Радиоактивтілік жасанды және табиғи болып ажыратылады. Табиғи радиоактивтілік табиғи жағдайларда тұрақсыз ядроларда болады. Өртүрлі ядролық реакциялар нәтижесінде түзілетін ядролардың радиоактивтілігін жасанды деп атайды. Табиғи және жасанды радиоактивтіліктің түбегейлі айырмашылығы жоқ. Бөлу шартты, өйткені радиоактивтіліктің екі түрі де бірдей заңдарға бағынады.

Радиоактивті айналу заңы өте жеңіл. Өр радиоактивті ядроның уақыт бірлігінде өзгерісі болатынының X нақты ықтималдығы бар. Яғни егер радиоактивті заттың N атомы болса, dt уақытындағы өзгеретін dN атомдары саны

$$dN = -\lambda N dt \quad (9.1)$$

(минус таңбасы dN ыдырамаған N санының өсімі ретінде қарастыруға болады).

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (9.2)$$

Бұл жерде N_0 – бастапқы моментте ыдырамаған атомдар саны, N - t уақыт моментінде ыдырамаған атомдар саны, λ – радиоактивті затқа сай константа, ыдырау тұрақтысы деп аталады.

Ыдырау тұрақтысы радиоактивті зат атомы уақыт бірлігінде өзгеріске ие болу ықтималдығын береді. Ыдырауға қатысты ядролардың тұрақтылығын сипаттау үшін $T_{1/2}$ жартылай шығарылу кезеңі ұғымы қолданылады. Бұл берілген заттың ядроларының бастапқы саны жартылай ыдырайтын уақытқа тең, яғни

$$N = 1/2 N_0 \quad (9.3)$$

Жартылай ыдырау периоды $T_{1/2}$ деп атом ядроларының ыдырамайтын атомдар санын екі есеге азайтатын уақыт аралығын атайды.

$T_{1/2}$ - жартылай ыдырау периодының λ – ыдырау тұрақтысымен байланысы:

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} = \frac{0,693}{\lambda} \quad (9.4)$$

мұндағы λ – жартылай ыдырау тұрақтысы

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T_{\frac{1}{2}}} \quad (9.5)$$

радиоактивті ыдыраудың тұрақтысы.

Қазіргі кезде анықталған радиоактивті заттардың жартылай ыдырауы $2 \cdot 10^{-7}$ секундтан $6 \cdot 10^{15}$ жыл арасында өзгеріске ұшырайды. Радиобелсенді ядроның орташа өмір сүру уақыты мына формуламен анықталады:

$$\tau = \frac{1}{\lambda} \quad (9.6)$$

Мұндағы τ - ыдыраған атомдар саны уақыты.
Радиоактивті изотоптағы атомдардың саны

$$N = \frac{m}{M} N_A \quad (9.7)$$

мұндағы m – радиоактивті изотоптың массасы, M - молярлық массасы, N_A – Авогадро тұрақтысы.

Уақыт бірлігінде осы заттың ядроларының ыдырау саны заттың белсенділігін (активтілігі A) сипаттайды. (dt) уақыт ішінде изотоптағы ыдыраған ядролар санының (dN) ыдырау уақытына қатынасын изотоптың белсенділігі (A) деп айтады.

$$A = \left| \frac{dN}{dt} \right| = \lambda N \quad (9.8)$$

XB жүйесіндегі белсенділіктің өлшем бірлігі (1 Беккерель), $1Bк = 1$ ыдырау/с. Изотоптың бастапқы уақыт мезетіндегі белсенділігі:

$$A_0 = \lambda N_0 \quad (9.9)$$

Изотоптың белсенділігі уақытқа тәуелді өзгеруіне байланысты мына формуламен анықтауға болады:

$$A = \lambda N_0 e^{-\lambda t} = A_0 e^{-\lambda t} \quad (9.10)$$

Сәулеленуші изотоптың меншікті белсенділігі

$$a = \frac{A}{m} \quad (9.11)$$

мұндағы m – ыдыраған заттың массасы.

9.2 Иондаушы сәулеленудің дозиметриясы. Жұтылған және экспозициялық доза. Дозаның қуаты.

Иондаушы сәулеленудің тірі және табиғи заттарға әсерін сандық бағалау дозиметрия деп аталатын физика бөлімінің пайда болуына әкелді.

Дозиметрия-бұл иондаушы сәулелердің затқа әсерін сипаттайтын шамаларды, сондай-ақ оларды өлшеу құралдары мен әдістерін зерттейтін ядролық физика мен өлшеу техникасының бөлімі.

Дозиметрияның алғашқы дамуы, ең алдымен, рентген сәулесінің адамға әсерін есепке алу қажеттілігімен байланысты болды.

Иондардың затқа әсер етуі оған түсетін барлық сәулеленуіне емес, тек оның атомдары мен молекулаларымен әрекеттесетін бөлігіне ғана байланысты. Бұл дене арқылы жұтылусыз тесіп өтетін радиацияның бөлігі оған әсер етпейді. Әмбебап дозиметриялық шамаларды және оларды өлшеу бірліктерін енгізу қиын, өйткені сәулеленудің тиімділігі көптеген жағдайларға байланысты. Сондықтан иондаушы сәулеленудің затқа әсерін сипаттайтын негізгі шама-сәулелену кезінде зат массасының бірлігінде жұтатын сәулелену энергиясы болып табылады. Бұл мән жұтылған доза (D) деп аталады. Сәулеленудің кез келген түрі үшін жұтылған доза бірлігі "Грей" (Гр) болып табылады.

Уақыт өтуіне қатысты сәулелену шамасы дозалар қуаты деп аталады ($P=D/t$). Дозаның қуаты Грей бөлінген секунд түрінде көрсетіледі (Gr/c).

Сәулеленудің әсері, әсіресе дене тініне, жалпы сіңірілген дозаға ғана емес, сонымен қатар сәулелену қуатына да байланысты. Нүктелік сәулелену көздері үшін экспозициялық дозаның қуаты $P = K_\gamma \frac{A}{R^2}$ заңы бойынша

қашықтықпен азаяды, мұндағы K_γ - иондаушы тұрақты немесе гамма-радиоактивті изотоптың табиғатына байланысты тұрақты. Осылайша, сәулеленудің ағзаға әсер ету дәрежесі радиоактивті изотоптың (K_γ) табиғатына, оның белсенділігіне (A) және адамнан сәулелену көзіне дейінгі қашықтыққа (R) байланысты болады.

Гамма тұрақтысы-егер оның белсенділігі $ImKi$ болса, сәулелену көзінен I_{cm} қашықтықта берілген радиоактивті изотоптың гамма-сәулелерінен тұратын P/c сәулелену дозасының қуаты. Бұл жағдайда экспозициялық дозаны $X = K_\gamma \frac{A}{R^2} \Delta t$ қатынасынан бағалауға болады, мұнда Δt -сәулелену уақыты.

Иондаушы сәулеленудің биологиялық әсерін сандық бағалау.

Баламалы доза. Баламалы тиімді доза. Ұжымдық доза.

Радиоактивті сәулеленуден қорғау үшін оның тірі тіндерге әсерін білу керек. Сәулеленудің кез-келген түрі үшін биологиялық әсер әдетте

көп болса, соғұрлым көп сіңіріледі. Алайда, тәжірибе көрсеткендей, ядролық сәулеленудің тірі организм тініне әсері тек дозамен ғана емес, иондаушы сәулеленудің табиғатымен де анықталады. Ауыр бөлшектер (α -бөлшектер, нейтрондар, протондар, иондар) жеңіл бөлшектерге (β , γ және R -сәулелер) қарағанда физиологиялық бұзылыстарды көбірек шығарады. Әсіресе нейтрондардың көбірек енуі қауіпті.

Дозиметрияда әдетте әр түрлі сәулеленудің биологиялық әсерлерін рентген немесе γ -сәулеленуден туындаған биологиялық әсерлермен салыстырады.

Радиоактивті әсер ету шамасындағы айырмашылықтарды әр сәулеленуге өзінің сәулелену сапасының коэффициентін (K) жатқызу арқылы ескеруге болады. Рентген сәулесі, гамма-кванттар және β бөлшектері органикалық тіндерге шамамен бірдей әсер етеді және олар үшін $K=1$. α -бөлшектер үшін $K=20$, яғни олар γ -сәулеленуге қарағанда ағзаға енген кезде 20 есе қауіпті деп саналады. Протондар мен нейтрондар үшін $K=10$ және т.с.с.

Радиобиологияда сапа коэффициентінің орнына салыстырмалы биологиялық тиімділік деп аталатын мән қолданылады (СБТ). Ол белгілі бір биологиялық әсер тудыратын стандартты (рентген, гамма) сәулеленудің сіңірілген дозасының сол әсер беретін сәулелену түрінің сіңірілген дозасына қатынасына тең. Бұл мән радиацияның сапасын сипаттайды, сондықтан $СБТ=K$.

Өзінің сапа коэффициенттерімен сәулеленудің әр түрлі түрлерінің ағзасына әсер ету әсерін есепке алу үшін эквивалентті доза ($D_э$) ұғымы қолданылады, ол сіңірілген дозамен байланысты: $D_э = KD$.

K өлшемсіз коэффициент болғандықтан, сәулеленудің эквивалентті дозасы сіңірілген дозамен бірдей мөлшерде болады, ол Зиверт (Зв) деп аталады. Эквивалентті дозаның жүйеден тыс бірлігі-бэр (рентгеннің биологиялық баламасы):

$$1\text{бэр} = 10^{-2} \text{Зв}; \quad 1\text{Зв} = 100\text{бэр}.$$

Эквивалентті (биологиялық) доза (бэр) K -ға көбейтілген сіңірілген дозаға (рад) тең: $D_э (\text{бэр}) = KD (\text{рад})$.

Эквивалентті доза адам денесі мен жеке органдар үшін анықталуы керек. Атап айтқанда, бұл бүкіл денені сәулелендіру қажет болмаған кезде ісіктердің сәулелік терапиясында қолданады.

Иондаушы сәулеленуге қатысты органдар мен биологиялық тіндер әртүрлі радиосезімталдыққа ие. Әсіресе сүйек кемігі мен жыныс мүшелеріне қатты әсер етеді, ал, жүйке тіндері радиацияға өте төзімді.

Радиосезімталдықты есепке алу радиациялық қауіп коэффициенттерінің (РК) көмегімен жүргізіледі.

Бүкіл денені біркелкі сәулелендіру кезінде адамның тіндері мен мүшелері үшін осы коэффициенттердің мәні келесідей:

Қызыл сүйек кемігі-0,12

Сүйек тіні-0,03
Қалқанша безі-0,03
Сүт бездері-0,15
Өкпе-0,12
Аналық бездер немесе ұрықтар-0,25
Басқа органдар-0,30
Жалпы организм-1,00

Егер сүт безі үшін РК 0,15 болса, онда бұл 13в дозамен сүт безінің сәулеленуі бүкіл денеге 0,153в дозамен сәулелену сияқты дененің зақымдалуына әкеледі дегенді білдіреді.

Осылайша, егер қандай органдар және қандай дозалармен сәулелендірілгені белгілі болса (радиоактивтілік тамақпен, сумен, тыныс алу кезінде белгілі бір органдарда жинақталған), онда эквивалентті дозаларды тиісті қауіп коэффициенттеріне көбейтіп, барлық органдар мен ұлпалар бойынша жинақтай отырып, организм үшін жеке сәулеленудің жиынтық әсерін көрсететін эквивалентті тиімді дозаны (ЭТД) аламыз. Ол Зивертпен өлшенеді.

Жеке дозаларды біле отырып және оларды сәулеленген адамдар тобы бойынша жинақтай отырып, ұжымдық тиімді эквивалентті дозаны алуға болады. Ұжымдық дозаны жеке аймақ, облыс, республика үшін есептеуге болады. Осылайша, ұжымдық доза – бұл радиациялық зақымдану ауқымын объективті бағалау. Ыдырайтын радионуклидтерді ескере отырып, күтілетін ұжымдық дозаны бағалау тірі және болашақ ұрпақ үшін қолайсыз салдарларды болжау үшін маңызды және шешімдер қабылдау үшін нұсқаулық ретінде қызмет етеді.

ӘДЕБИЕТТЕР

1. Биофизика / В.Ф.Антонов, А.М.Черныш, В.И. Пасечник, С.А.Вознесенский, Е.К. Козлова – М.: Гуманит.изд.центр ВЛАДОС, 2000. – 288 с.
2. Биофизика: учебник для вузов / В.Г. Артюхов, Т.А Ковалева, М.А Наквасина, О.В. Башарина, О.В. Путинцева, В.П. Шмелёв – М.: Академический Проект; Екатеринбург: Деловая книга, 2009. – 294 с.
3. Ахметов А.Қ. Физика: оқу құралы / А.Қ.Ахметов–Алматы, 2005 – 568 б.
4. Волобуев А.Н. Курс медицинской и биологической физики / А.Н. Волобуев Самара: Самарский дом печати, 2002. – 432 с.
5. Кудряшов Ю.Б. Радиационная биофизика (ионизирующие излучения) / Ю.Б. Кудряшов –М.: ФИЗМАТЛИТ, 2004. – 448 с.
6. Ревин В.В. Биофизика: учебник для студ. вузов / В.В. Ревин-Саранск: Изд-во Мордов. ун-та, 2002. – 154 с.
7. Самойлов В.О. Медицинская биофизика:учебник для вузов / В.О.Самойлов. – СПб: Спец. лит, 2007. – 560 с.
8. Ярмоненко С.П. Радиобиология человека и животных: учебное пособие / С.П. Ярмоненко. – М.: Высшая школа, 2004. – 549 с.

БИСЕНГАЛИЕВА АСЫЛ МАКЫМОВНА

аға оқытушы, магистр

ДЮСЕГАЛИЕВА КАЙРЛЫ ОКАСОВНА

аға оқытушы, магистр

БИОЛОГИЯЛЫҚ ФИЗИКА

Оқу құралы

24.02.2022 ж. басуға қол қойылды

Пішімі 60x84 1/16.

Көлемі 6,1 Тапсырыс №41

Таралымы 500 дана

**Дайын түпнұсқасының сапасына
толық сәйкестікте басылды**

«Жәңгір хан атындағы Батыс Қазақстан
аграрлық-техникалық университеті» КеАҚ
090009, Орал қ., Жәңгір хан көшесі, 51