

Na prawach rękopisu

Instytut Organizacji i Zarządzania  
Politechniki Wrocławskiej  
Raport serii PRE nr 270

MODELOWANIE WPŁYWU CZYNNIKÓW  
MIKROKLIMATYCZNYCH NA CZŁO-  
WIEKA DLA POTRZEB ERGONOMII

/rozprawa doktorska/

Jerzy Grobelny

Promotor: doc.dr med.hab.  
Edward Ziobro

Słowa kluczowe: fizjologia pracy,  
ergonomia, zbiór rozmyty, modelo-  
wanie komputerowe



Wrocław 1980

S P I S T R E Ś C I

	str.
1. WSTEP	3
2. FIZJOLOGICZNO-FIZYCZNE PODSTAWY MODELOWANIA WPEŁYWU MIKROKLIMATU NA CZŁOWIEKA	7
2.1. Wymiana ciepła pomiędzy ciałem człowieka a środowiskiem - ogólna charakterystyka	7
2.2. Termoregulacja w organizmie człowieka	17
3. MODELOWANIE WPEŁYWU MIKROKLIMATU NA CZŁOWIEKA	20
3.1. Modelowanie w ergonomii	20
3.2. Charakterystyka i klasyfikacja modeli systemu termofizjologicznego człowieka	25
3.3. Podstawowe pojęcia teorii zbiorów rozmytych	39
3.4. Lingwistyczna synteza algorytmów regulacji	48
4. KONCEPCJA MODELU WPEŁYWU CZYNNIKÓW MIKROKLIMATYCZ- NYCH NA CZŁOWIEKA	60
4.1. Ogólny opis modelu	60
4.2. Model systemu pasywnego	64
4.3. Koncepcja modelu systemu aktywnego - rozmyty regulator jako odwzorowanie procesów regulacji temperatury	78
4.4. Implementacja komputerowa modelu	88
5. EKSPERYMENTY SYMULACYJNE	93
5.1. Cele i zakres eksperymentów	93
5.2. Szczegółowy opis eksperymentów i ich wyników	95
6. PODSUMOWANIE	110
7. LITERATURA	114
8. ANEKS	119

## 1. WSTĘP

Badania wpływu materialnego środowiska pracy na człowieka w systemie człowiek - technika stanowią jedną z podstawowych sfer działalności ergonomii. Specyfika systemu człowiek - technika objawia się m.in. w tym, że podsystem technika może być niemalże w nieograniczony sposób przekształcany i dostosowywany do istniejących potrzeb, natomiast podsystem człowiek - zarówno jako istota fizyczna i psychospołeczna - ma ograniczone możliwości przekształcania i dostosowywania się. Z tego powodu podsystem technika powinien być maksymalnie dostosowywany do możliwości i potrzeb człowieka, natomiast racjonalnych podstaw wyboru sposobu dostosowywania powinny dostarczać badania skierowane na poznanie podsystemu człowiek /Franus 1979, Ziobro 1979/. Ważnym elementem wiedzy o człowieku w systemie człowiek - technika są teoretyczne uogólnienia przyjmujące najczęściej postać sformalizowanych modeli, które pozwalają przewidywać sposób reakcji człowieka tak w sferze behavioralnej jak i fizjologicznej. Dysponowanie modelami tego typu pozwala /przy założeniu odpowiednich kryteriów/ tak kształtować elementy podsystemu technika /środowisko materialne, maszyny, pracę itd/, aby eliminować bądź w maksymalnym stopniu łagodzić wpływy szkodliwych warunków środowiska, a jednocześnie określać warunki optymalne.

Jednym z możliwych ujęć modelowych jest podejście systemowe prowadzące do sformułowania różnych modeli formalnych. Istnieje wiele matematycznych modeli funkcjonowania człowieka w układach człowiek - praca, człowiek - maszyna, człowiek - środowisko pracy formułowanych z różnych punktów widzenia /np. fizjologicznego, psychologicznego, biomechanicznego/. Badania eksperymentalne, dostarczające

coraz więcej informacji o strukturze i funkcjonowaniu układów fizjologicznych, pozwalają konstruować modele coraz lepiej naśladowujące rzeczywistość. Jednocześnie badania psychologiczne pozwalają coraz lepiej określać relacje wiążące stan fizjologiczny organizmu z odczuciami subiektywnymi. Jednakże konkretne modele opisujące różne aspekty układów człowiek - technika poddawane bywają krytyce, bowiem mimo wspomagania środkami techniki komputerowej rezultaty modelowania generalnie odbiegają istotnie od tych, jakie uzyskuje się w modelowaniu systemów technicznych. Wynika to między innymi stąd, że klasyczny aparat matematyczny /kategorie deterministyczne, a nawet probabilistyczne/ nie jest dostosowany do "miękkiego" charakteru systemów z udziałem człowieka. Systemy te bowiem charakteryzują się dużą elastycznością, złożonością, a także subiektywnością. Ważną rolę odgrywają w nich często zmienne trudne do zmierzenia lub niemierzalne w klasycznym sensie. Z tych powodów obiecujące możliwości w opisie systemu człowiek - technika stwarza wykorzystanie pojęć teorii zbiorów rozmytych /theory of fuzzy sets/ Zadeha /1965/.

Teoria ta daje formalne narzędzia do opisu nieprecyzyjności, nieostrości i subiektywności. Przekonanie to doprowadziło do sformułowania tezy niniejszej pracy: Teoria zbiorów rozmytych jest przydatnym i adekwatnym narzędziem modelowania i opisu systemów fizjologicznych człowieka, a w szczególności systemów regulacji fizjologicznej, będących fundamentalnymi ogniwami problemów wpływu czynników środowiska materialnego pracy na człowieka w układzie człowiek-technika.

Rozważania zmierzające do udokumentowania przyjętej tezy ograniczono do jednego, względnie odosobnionego systemu fizjologicznego, Nieprzypadkowo wybrano jako obiekt system termofizjologiczny człowieka. Zagadnienia związane z badaniem i modelowaniem tego systemu

odgrywają doniosłą rolę w fizjologii pracy i ergonomii. Bogata literatura z tej dziedziny /częściowo cytowana w niniejszej pracy/ podkreśla rolę tych badań argumentami o fizjologiczno-medycznym charakterze. Ostatnio autorzy wielu prac potwierdzają istnienie ścisłych, ilościowych związków łączących "stan fizjologiczny" człowieka z jego zdolnością do wykonywania różnej pracy. Istnieje dużo środków zapewniających optymalny poziom wartości zmiennych determinujących "stan termofizjologiczny" organizmu. Stwarza to możliwość dokonywania wyborów kombinacji owych środków w sposób optymalny ekonomicznie. Nie bez znaczenia są psychologiczne aspekty wpływu mikroklimatu na człowieka.

Celem niniejszej pracy jest sformułowanie takiego modelu opisującego oddziaływanie czynników mikroklimatycznych na system fizjologiczny człowieka, który mógłby być podstawą do rozwiązywania problemów interesujących ergonomistów, związanych z tym oddziaływaniem a jednocześnie pozwalałby na udokumentowanie tezy o przydatności teorii zbiorów rozmytych w budowie tego typu modeli. Postawiony cel starano się zrealizować poprzez wyznaczenie szczegółowych zadań, które sformułowano następująco.

1. Opracowanie szczegółowych zasad budowy modelu oraz zbudowanie- na podstawie tych zasad - rozmytego algorytmu regulacji temperatury w organizmie człowieka.
2. Opracowanie modelu matematycznego dla podsystemu pasywnego systemu termofizjologicznego człowieka.
3. Stworzenie ogólnego modelu systemu wpływu mikroklimatu na człowieka poprzez "dopasowanie" rozmytego regulatora do modelu subsystemu pasywnego.

4. Komputerowa implementacja modelu wpływu mikroklimatu na człowieka.

5. Przeprowadzenie eksperymentów symulacyjnych na modelu, pozwalających na wstępną weryfikację przyjętych koncepcji.

6. Zaproponowanie kierunku dalszych badań w dziedzinie modelowania i opisu wpływu czynników materialnego środowiska pracy na człowieka.

Realizacji tych zadań poświęcono pięć rozdziałów pracy. W rozdziale drugim przedstawiono fizjologiczno-fizyczne podstawy funkcjonowania systemu termofizjologicznego człowieka łącznie z ogólnymi zasadami opisu owego funkcjonowania.

W rozdziale trzecim omówiono i krótko scharakteryzowano dotychczasowe sposoby ujmowania i formalnego odwzorowywania modeli wpływu czynników mikroklimatycznych na człowieka. Ponadto przedstawiono podstawowe pojęcia teorii zbiorów rozmytych i zaproponowano ich wykorzystanie w modelowaniu omówionych wcześniej systemów, a szczególnie systemów biologicznej regulacji.

Koncepcję modelu podsystemu pasywnego systemu termoregulacji przedstawiono w rozdziale czwartym. Zaproponowano też algorytm regulacji oparty na zasadach rozmytego wnioskowania i rozmytych obliczeń oraz zasady "połączenia" owego algorytmu z algorytmem realizującym obliczenia dla podsystemu pasywnego. Omówiono także sposób implementacji komputerowej całego modelu oraz zinterpretowano podstawowe instrukcje z załączonego w aneksie programu komputerowego, realizującego obliczenia dla modelu.

W rozdziale piątym zebrano założenia, cele i wyniki badań symulacyjnych przeprowadzonych na modelu.

W rozdziale szóstym podsumowano przeprowadzone rozważania, omówiono pokrótce możliwości zastosowania modelu, zaproponowano też kierunki dalszych badań w dziedzinie modelowania systemów fizjologicznych związane z zastosowaniem aparatu teorii zbiorów rozmytych do opisu tych systemów.

Do pracy dołączono także aneks zawierający program komputerowy modelu, przykładowe wydruki oraz stosowane w programie dane liczbowe, zestawienia symboli itp., które nie są niezbędne do zrozumienia zawartych w pracy propozycji, a umieszczone w tekście mogłyby utrudniać jego percepcję.

## 2. FIZJOLOGICZNO-FIZYCZNE PODSTAWY MODELOWANIA WPŁYWU MIKROKLIMATU NA CZŁOWIEKA

### 2.1. Wymiana ciepła pomiędzy ciałem człowieka a środowiskiem - ogólna charakterystyka

Każde środowisko, w którym przebywa człowiek charakteryzuje się określonym mikroklimatem. Pojęciem mikroklimat określa się zwykle "zespół elementów meteorologicznych typowych pod względem wartości i trybu zmian dla badanego ograniczonego pomieszczenia lub niewielkiej miejscowości". /Klonowicz, 1974, s.232/. Kształtowanie się owych elementów w pomieszczeniach roboczych zależy m.in. od zewnętrznych warunków klimatycznych, parametrów technicznych i konstrukcyjnych obiektów oraz od przebiegających w nich procesów technologicznych i może być wynikiem zamierzonym lub wtórnym, nie zamierzonym i nie pożądanym efektem działalności gospodarczej człowieka.

Do czynników meteorologicznych kształtujących mikroklimat zalicza się temperaturę i promieniowanie termiczne otoczenia, wilgotność powietrza, ruch powietrza i ciśnienie powietrza. W pracach autorów zachodnich /Gagge, Nishi, 1975, Gagge i.in. 1971/ używa się często pojęcia "otoczenie termiczne" /thermal environment/ zamiast mikroklimat. Zakres tego pojęcia jest nieco szerszy. Poza wymienionymi czynnikami meteorologicznymi Gagge i Nishi wyliczają w tzw. charakterystykach otoczenia termicznego właściwości termiczne odzieży.

Reakcje organizmu człowieka na różne warunki mikroklimatyczne klasyfikuje się ogólnie na trzy grupy /Gagge, Nishi 1975/.

1/ Ochładzanie się ciała w niskich temperaturach. W ramach tej grupy reakcji możliwa jest regulacja temperatury najpierw przez zwężanie naczyń krwionośnych podskórnych, zmniejszające w ich obszarze przepływ krwi, później przez drżenie i napięcie mięśni /powodujące zwiększenie poziomu metabolizmu/ a wreszcie regulacja staje się niemożliwa.

2/ Równowaga cieplna ciała. W ramach tej grupy możliwe jest utrzymywanie stanu równowagi cieplnej między ciałem a otoczeniem przez pocenie się i rozszerzanie naczyń podskórnych /temperatura podwyższona/ lub regulację przepływu krwi w skórze i drżenia mięśniowe /temperatura obniżona/.

3/ Podwyższenie się temperatury ciała w wysokich temperaturach otoczenia. W ramach tej grupy możliwa jest regulacja temperatury ciała najpierw przez rozszerzanie naczyń krwionośnych /wzmożenie przepływu krwi w skórze/ później pocenie się i wreszcie w zbyt wysokich temperaturach termoregulacja zawodzi.

Z punktu widzenia zdrowia i bezpieczeństwa człowieka należy tak



sterować parametrami mikroklimatu, aby determinowały one utrzymywanie się takich reakcji organizmu jak w grupie drugiej. Tam, gdzie to nie jest możliwe, należy rozpatrywać dopuszczalne granice ekspozycji oparte na kryteriach fizjologicznych.

Parametry środowiska, które determinują charakter reakcji organizmu na pograniczu grupy pierwszej i drugiej są związane z pojęciem fizjologicznej neutralności termicznej. Neutralność termofizjologiczną definiuje się jako taki stan, w którym w czasie odpoczynku działania regulacyjne w celu utrzymania temperatury ciała są minimalne. Stan taki wiąże się także z subiektywnymi odczuciami neutralności temperatury oraz komfortu cieplnego/Ziobro 1966, Gagge i inni, 1972/. W ramach ekstremalnych grup reakcji organizmu /pierwszej i trzeciej/ podstawowym zagadnieniem, które starają się rozwiązać fizjologowie, biofizycy i inżynierowie jest problem rozszerzenia granic tolerancji organizmu w stosunku do determinizujących je warunków środowiskowych. Podstawą projektowania warunków środowiskowych, w których przebiega czy przebiegać będzie praca człowieka, i sterowania nimi jest analiza fizycznych i fizjologicznych praw rządzących /ogólnie sklasyfikowanymi wyżej/ reakcjami organizmu ludzkiego na warunki mikroklimatyczne. Za postawę takiej analizy przyjmuje się zwykle równanie równowagi cieplnej ciała człowieka w formie klasycznej:

$$S = M - E - W + R + C \quad [W \cdot m^{-2}] , \quad /2.1/$$

w którym: S - strumień ciepła gromadzonego /lub oddawanego/ przez ciało człowieka,

M - strumień ciepła produkowanego w drodze metabolizmu,

E - strumień ciepła traconego poprzez parowanie,

W - strumień ciepła traconego na pracę zewnętrzną,

R - strumień ciepła uzyskiwanego na drodze promieniowania,

C - strumień ciepła uzyskiwanego na drodze konwekcji.

W równaniu tym reprezentowane są główne drogi, jakimi ciało człowieka może wymieniać energię cieplną z otoczeniem. Howdas i Guieu /1975/ uwzględniają w swoich rozważaniach dodatkowo drogę wymiany kondukcją /K/. W większości prac pomija się ją jako rzadko występującą w praktyce. Rozkład strumienia energii na poszczególne drogi wymiany oraz intensywność wymiany w poszczególnych "kanałach" są determinowane parametrami klasyfikowanymi /Gagge, Nishi, 1975/ w dwie grupy: a/ zmiennych niezależnych środowiska termicznego człowieka i b/ zależnych zmiennych fizjologicznych.

W grupie a/ wymienia się następujące parametry charakteryzujące stan środowiska termicznego, których wartości nie zależą od fizjologicznych reakcji organizmu.

Temperatura otoczenia / $T_a$ / - mierzona najczęściej w stopniach Celsjusza; w zwykłych środowiskach określająca stan termiczny mieszaniny powietrza i pary wodnej.

Temperatura punktu rosy / $T_{dp}$ / lub inny parametr określający zawartość pary wodnej w powietrzu. Może to być ciśnienie pary wodnej / $P_a$ / lub - zależne od  $T_a$  - temperatura termometru wilgotnego / $T_{wet}$ / i wilgotność względna / $\Phi$ /. Znajomość dowolnych dwóch zmiennych ze zbioru  $T_a$ ,  $T_{wet}$ ,  $P_a$ ,  $T_{dp}$ ,  $\Phi$  pozwala znaleźć pozostałe trzy przez zastosowanie znanych zależności empirycznych /Gagge i Nishi 1975, Nishi, 1977/ lub kart psychrometrycznych /Kerlake, 1970/;

Prędkość ruchu powietrza w otoczeniu  $v$  - mierzona zwykle w metrach na sekundę. Parametr ten charakteryzuje względne zmiany wzajemnego położenia ciała człowieka i mieszaniny powietrza i pary wodnej wypełniającej otoczenie. Podobną rolę może spełniać także szybkość przepływu mieszaniny innych gazów lub cieczy w specjalnych środowiskach/. Poziom parametru  $v$  jest zdeterminowany przez a/ ruch powietrza spowodowany podgrzewaniem cząsteczek chłodnego powietrza przez cieplejsze ciała znajdujące się w otoczeniu, b/ specjalną, wymuszoną wentylację otoczenia i c/ aktywność ruchową człowieka.

Srednia temperatura promieniowania otoczenia  $\bar{T}_r$  definiowana jako temperatura wyimaginowanego, "czarnego", izotermicznego wnętrza, z którym człowiek wymieniałby tę samą ilość ciepła poprzez promieniowanie jak w danym analizowanym otoczeniu. Poziom  $\bar{T}_r$  determinowany jest temperaturą powietrza w otoczeniu  $T_a$  oraz przedmiotów o innej, różnej od  $T_a$  temperaturze. Alternatywnym do  $\bar{T}_r$  parametrem jest wielkość efektywnego pola promieniowania  $H_r$ /. Bezpośrednie wyznaczenie parametrów  $T_r$  lub  $H_r$  jest niemożliwe. Stosuje się do tego celu zależności empiryczne /Gagge, Nishi, 1975/; za podstawę obliczeń przyjmuje się pomiar temperatury termometrem Bedforda z kolorowanym zbiornikiem.

Izolacyjność odzieży  $I_{clo}$  wyrażana w umownych jednostkach "clo". Parametr ten zależy od jakości materiału, z którego sporządzone są elementy odzieży człowieka a także od ilości warstw odzieży i ich grubości. Jednostka umowna jest definiowana jako wartość izolacyjna normalnego ubioru roboczego pracownika o typie pracy siedzącej w warunkach komfortu cieplnego w pomieszczeniu zamkniętym. Zobiektywizowana wartość  $I_{clo}$  wynosi  $0,155 \text{ m}^2 \text{ } ^\circ\text{C} \cdot \text{W}^{-1}$ .

Ciśnienie powietrza wyrażone w mmHg, hectopascalach lub atmosferach jest znaczącym parametrem determinującym wymianę ciepła. Zależy od warunków meteorologicznych i geograficznych /wysokość nad poziom morza/.

Czas ekspozycji wyrażany w godzinach ma szczególne znaczenie dla zagadnień wymiany ciepła zwłaszcza w ekstremalnych warunkach otoczenia.

W grupie b/ zmiennych fizjologicznych zależnych od reakcji organizmu i kształtujących wspólnie ze zmiennymi grupy a/ poziom poszczególnych parametrów równania /2.1/ wymienia się /Gagge, Nishi 1975, Amosow i in. 1977, Gonzalez i in. 1974/

- średnią temperaturę skóry  $T_{sk}$ ; jej wartość wyznacza się jako średnią ważoną temperatur skóry dla różnych części ciała człowieka, przy czym wagę dla każdej części stanowi jej powierzchnia;

- wilgotność skóry /w/ definiuje się jako stosunek tej części powierzchni skóry  $A_w$ , która gdyby była pokryta wodą, oddawałaby taką ilość ciepła drogą parowania, jaką w danych warunkach można empirycznie /np. poprzez pomiar utraty ciężaru ciała/ zaobserwować  $E_{sk}$ , do całej powierzchni skóry  $A_D$ ;

- temperaturę wnętrza ciała  $T_{cr}$ , którą można mierzyć bezpośrednio /np. w odbytnicy/ oraz

energię metabolizmu /M/, którym to mianem określa się całkowitą energię cieplną będącą efektem transformacji energii chemicznej w procesach tlenowych i beztlenowych przemian wewnątrz organizmu. Określenie parametru M dla konkretnych warunków jest możliwe dzięki zastosowaniu istniejących zależności empirycznych np. przyjmujących za podstawę obliczeń poziom pochłaniania tlenu /Klonowicz 1974, Gagge i Nishi 1975/.

Znajomość przedstawionych wyżej parametrów z grup a/ i b/ pozwala na wyznaczenie ogólnej ilości energii cieplnej zyskiwanej bądź traconej przez ciało człowieka /S/ w oparciu o równanie bilansu cieplnego /2.1/. Duży stopień skomplikowania rzeczywistych procesów termofizjologicznych, zachodzących u człowieka wymusza jednak dodatkowe uproszczenia i założenia, które trzeba przyjąć, aby równanie /2.1/ można było stosować w praktyce. Podstawowe z tych założeń to /Stolwijk, Hardy, 1966, 1975; Atkins i Wyndham, 1969, Amosov i in., 1977/:

1/ ciało człowieka traktuje się jako system elementów fizycznych/lub jeden element/ o skoncentrowanych parametrach termofizjologicznych,

2/ kształty poszczególnych elementów i ich rozmiary są aproksymowane za pomocą prostych brył geometrycznych /najczęściej walec, kula/,

3/ poszczególne elementy, reprezentujące realne elementy ciała, mają właściwości izotropowe ze względu na parametry termofizjologiczne.

Ogólne rozważania oparte na rozwiązaniu równania /2.1/ dla człowieka prowadzone są zatem w zasadzie na modelu fizycznym ciała człowieka posiadającym wymienione wyżej własności. Najczęściej jako geometryczną formę reprezentacji ciała przyjmuje się walec /Clark i in., 1973, Amosov i in., 1977, Pilawski 1977, Gagge i in., 1971/, przy czym wyróżnia się w nim trzy warstwy. Pierwsza warstwa reprezentuje odzież, druga skórę człowieka i trzecia wnętrze ciała. Tak sformułowany obiekt fizyczny "zanurzony" w dowolnym środowisku termicznym, charakteryzowanym określonymi wartościami parametrów

grupy a/ może wymieniać ciepło z tym środowiskiem drogą parowania wody, promieniowania i konwekcji.

Całkowitą stratę ciepła drogą parowania rozpatruje się jako sumę /Gagge i in. 1971/

$$E = E_{\text{res}} + E_{\text{diff}} + E_{\text{rsw}} \quad [\text{W} \cdot \text{m}^{-2}] \quad , \quad /2.2/$$

gdzie:  $E_{\text{res}}$  - ciepło tracone przez parowanie wilgoci z płuc podczas oddychania,

$E_{\text{diff}}$  - ciepło tracone przez parowanie wody dyfundującej poprzez skórę,

$E_{\text{rsw}}$  - ciepło tracone w procesie parowania potu.

Sumę  $E_{\text{res}} + E_{\text{diff}}$  w równaniu /2.2/ określa się często mianem "nieodczuwalnej" utraty ciepła /Gagge i in. 1971/ lub "pocenia się niewidocznego" /Klonowicz, 1974/, składnik  $E_{\text{rsw}}$  nazywa się "poceniem wyczuwalnym" lub "wyczuwalną utratą ciepła". Efektywność utraty ciepła drogą pocenia wyczuwalnego przewyższa znacznie efektywność nieodczuwalnej utraty. Dlatego w rozważaniach dotyczących bilansu cieplnego opartych na równaniu /2.1/ zwykle pomija się sumę  $E_{\text{res}} + E_{\text{diff}}$  /Klonowicz, 1974/. W dokładniejszych badaniach /Gagge i in., 1971/ uwzględnia się wszystkie składniki równania /2.2/. Poziom tych składników jest uzależniony od poziomu niektórych omówionych wyżej parametrów grup a/ i b/. Formą uzależnienia są wzory empiryczne oparte na podstawowych prawach fizycznych dotyczących głównie procesów przechodzenia do stanu równowagi /Kitajgorodski/, 1965; Monteith, 1977/. W podobny sposób wiąże się wielkości strumienia ciepła wymienionego drogami konwekcji /C/ i promieniowania /R/ z parametrami środowiskowymi /grupa a/

i termofizjologicznymi /grupa b/ /. Stopień szczegółowości tak konstruowanych empirycznych zależności może być różny. Zależy on od poziomu, z jakiego rozpatruje się zagadnienie. Poziom ten wyznaczony jest przez zakres przyjmowanych za podstawę rozważań praw fizycznych i fizjologicznych. Wygodnym narzędziem ułatwiającym konstrukcję tego typu zależności empirycznych jest analiza wymiarowa /Kasprzak, Lysik, 1978/. Niektóre konsekwencje zastosowań tego narzędzia do problemów wpływu środowiska termicznego na człowieka omawiają Grobelny i Nowakowski /1978/.

Drugą częścią rozważanego zagadnienia badania bilansu cieplnego opartego na równaniu /2.1/ jest przepływ ciepła wewnątrz ciała człowieka a ściślej pomiędzy jego wnętrzem a skórą. O ile pierwsza część zagadnienia jest zwykle rozwiązywana poprzez konstrukcje odpowiednich zależności empirycznych, opartych na prawach fizycznych - w części drugiej można mówić o stosowaniu zależności fizycznych wprost /przy założeniu skoncentrowanych parametrów/. Wynika to z faktu, iż istnieją tylko dwie drogi transportu ciepła wewnątrz organizmu - przewodzenie /poprzez tkanki/ i unoszenie /poprzez krew/. Prawa fizyczne opisujące transport ciepła tymi drogami są dobrze znane /Kitajgorodski, 1965/ a jedyny /choć istotny/ problem w ich stosowaniu w odniesieniu do ciała człowieka polega na wyznaczaniu charakterystycznych parametrów termicznych tkanek skóry, wewnątrz ciała i krwi. Parametry te wyznaczone różnymi metodami i przez różnych autorów różnią się często dość znacznie /Amosow i in., 1977/. Ogólnie strumień ciepła przepływający od wnętrza do skóry wyraża się równaniem

$$S_{cr-sk} = K_{cr-sk} + C_{cr-sk} [W \cdot m^{-2}] , \quad /2.3/$$

w którym:  $K_{cr-sk}$  - strumień ciepła przenoszonego od wnętrza do skóry na drodze kondukcji,  
 $C_{cr-sk}$  - strumień ciepła przenoszonego od wnętrza do skóry na drodze konwekcji /poprzez krew/.

Równanie /2.3/ z przestawionymi indeksami /sk-cr/ opisuje transport ciepła w odwrotnym kierunku. Strumień ciepła gromadzonego przez skórę można w tej sytuacji ująć jako

$$S_{sk} = S_{cr-sk} + S_{a-sk} \quad [W \cdot m^2] , \quad /2.4/$$

gdzie:  $S_{a-sk}$  oznacza strumień ciepła uzyskiwanego z otoczenia.

Strumień ciepła uzyskiwanego przez wnętrze reprezentuje równanie /2.5/

$$S_{cr} = M + S_{sk-cr} - E_{res} - W \quad [W \cdot m^2] \quad /2.5/$$

Całkowanie równań /2.4/ i /2.5/ względem czasu pozwala na ustalenie poziomu zgromadzonego w danej chwili ciepła w odpowiedniej warstwie ciała, a tym samym jednoznaczne wyznaczenie temperatur tych warstw. W najbardziej ogólnym podejściu do analizy bilansu cieplnego człowieka /Klonowicz, 1974/ stosuje się równanie /2.1/ do rozpatrywania wymian pomiędzy środowiskiem a modelem ciała w formie jednorodnej bryły geometrycznej. Ustalenia uzyskane tą drogą dotyczą ogólnego zysku /straty/ ciepła w danym przedziale czasu bądź zmian średniej temperatury ciała. Niezależnie jednak od poziomu "atomizacji" fizycznego modelu ciała człowieka korzystanie z równania ogólnego bilansu cieplnego lub jego różnych mutacji wymaga, jak już podkreślono, znajomości parametrów grup a/ i b/ w zasadzie dla



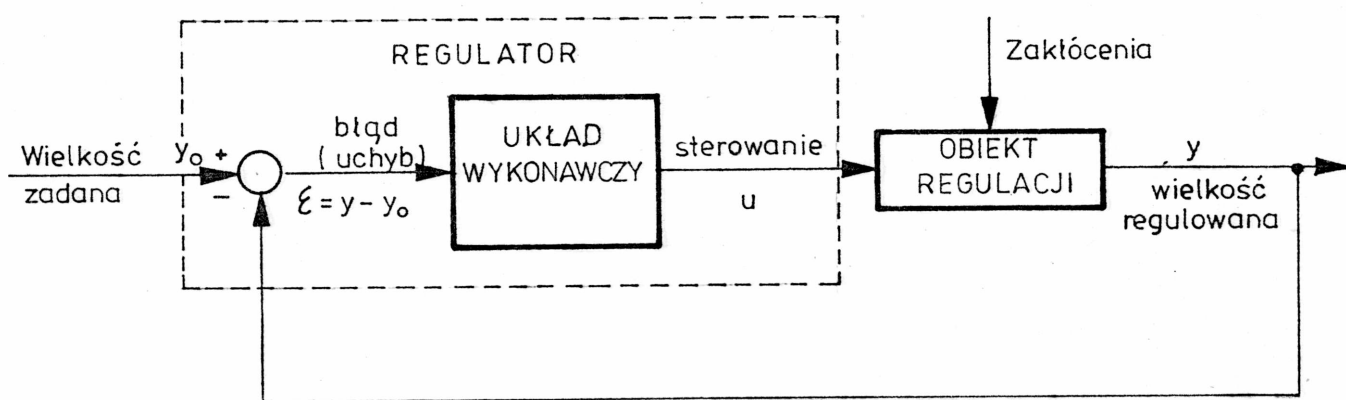
każdego momentu czasu z interesującego badacza przedziału czasu. Rodzi to problemy techniczne i obliczeniowe. Dotychczasowe osiągnięcia badań termofizjologicznych pozwalają na unikanie tych problemów dzięki konstrukcji formalnych modeli oddziaływań środowiska termicznego, wykorzystujących opracowane na podstawie badań laboratoryjnych wyniki w formie praw fizjologicznych bądź ogólnie scharakteryzowanych wyżej zależności empirycznych. Modele takie, jeżeli mają opisywać odpowiedzi organizmu człowieka na wymuszenia środowiskowe, muszą jednak obejmować - poza ogólnie scharakteryzowanymi tutaj relacjami - zależności reprezentujące procesy regulacji temperatury zachodzące w organizmach stałocieplnych, do jakich należy organizm człowieka.

## 2.2. Termoregulacja w organizmie człowieka

Zdolność do utrzymywania średniej temperatury ciała na względnie stałym poziomie jest tą cechą, która wyróżnia zdecydowanie termofizjologiczny układ człowieka /oraz ssaków i ptaków/ spośród innych systemów biologicznych i fizycznych, w których zachodzą procesy wymiany i produkcji ciepła.

Regulacja, będąca obok sterowania podstawowym procesem występującym w większości systemów badanych teoretycznie czy funkcjonujących rzeczywiście, należy do najbardziej interesujących, dynamicznych cech charakteryzujących owe systemy. W terminach teorii regulacji /Kurman, 1975/ działanie regulatora w układzie /systemie/ regulacji /rys.2.1/ można opisać jako śledzenie wielkości

regulowanej  $y$ , porównywanie jej z wielkością zadaną  $y_0$  i podejmowanie akcji /sterowanie  $u$ / zależnej od różnicy wielkości zadanej i kontrolowanej /u c h y b  $\xi$  /, a skierowanej na zniwelowanie tej różnicy. Pojęcia wyróżnione są przyjmowane jako podstawowe i nie są definiowane /Kurman, 1975/.

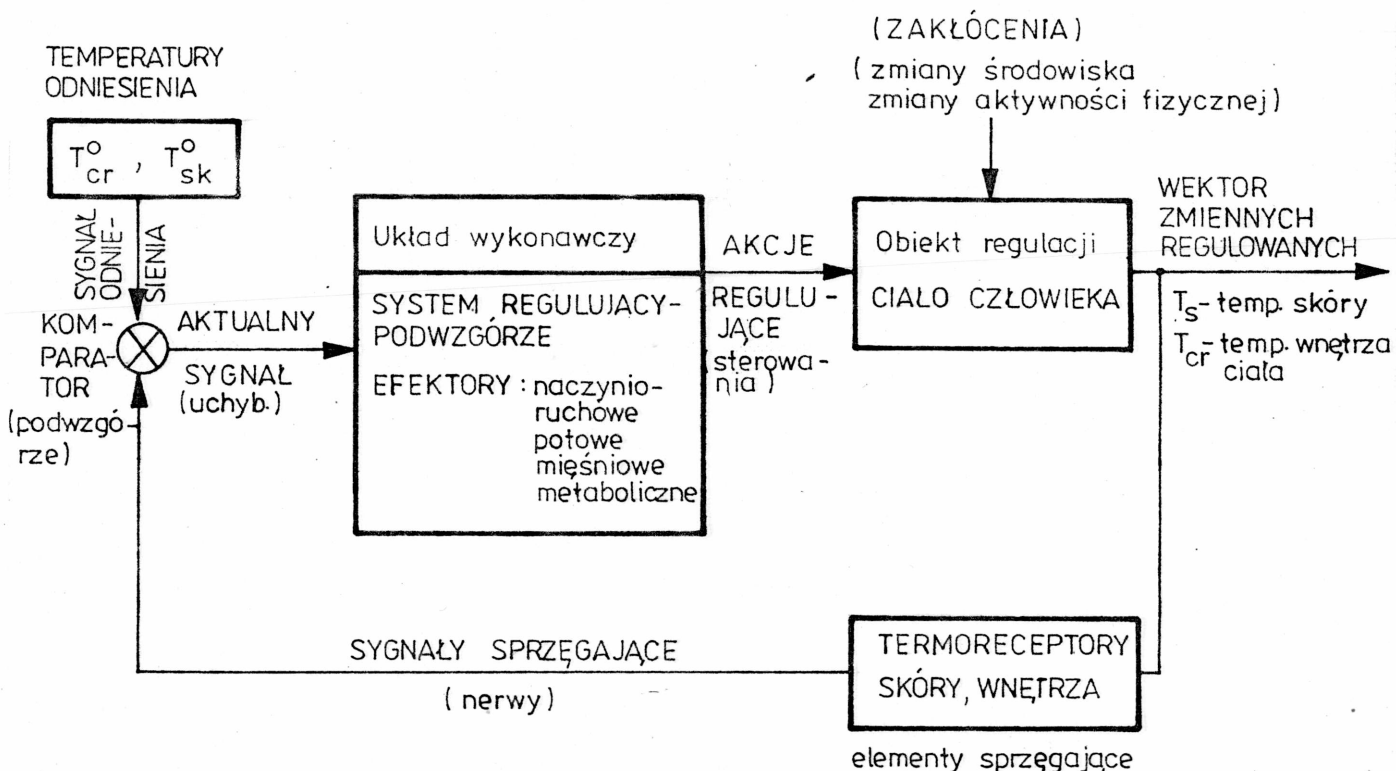


Rys. 2.1 Struktura układu regulacji

Obiektem regulacji w przypadku organizmu człowieka jest całe ciało a wielkością regulowaną jego temperatura. Rolę regulatora spełnia podwzgórze wraz z odpowiednimi receptorami i efektorami. Termoreceptory, będące swoistymi zakończeniami obwodowych wypustek czuciowych komórek nerwowych, są instrumentem odbierającym sygnał o każdej zmianie temperatury w danym miejscu ciała. Anatomicznie i funkcjonalnie podwzgórze jest podzielone na dwie części. Część przednia jest "ośrodkiem utraty ciepła" i steruje procesami oddawania nadmiaru ciepła przez organizm, część tylna, "ośrodek zachowania ciepła" włącza mechanizmy chroniące organizm przed utratą ciepła bądź uruchamia dodatkową jego produkcję. Analogicznie po-

dzielone są receptory. Jedne z nich reagują na temperatury niższe od temperatury neutralnej człowieka /receptory zimna/ inne na temperatury wyższe od neutralnej /receptory ciepła/.

Chociaż zdania odnośnie do rozmieszczenia grup receptorów w różnych miejscach ciała człowieka a także odnośnie do relatywnej funkcji spełnianej przez poszczególne grupy są podzielone /Amosow i in., 1977; Ziobro, 1969, 1966/, przyjmuje się, że działanie systemu termoregulacji człowieka polega najogólniej na rejestrowaniu przez receptory zmian temperatury w skórze i w narządach wewnętrznych a następnie na włączaniu odpowiednich mechanizmów /efektorów/ zapobiegających niekorzystnym zmianom. Przy niewielkich odchyleniach od stanu neutralnego w pierwszej kolejności włączone zostają akcje naczynioruchowe /ściskanie lub rozszerzanie naczyń podskórnych/. Spowodowana przez te akcje zmiana ukrwienia skóry zmienia /w zależności od potrzeb/ warunki oddawania ciepła do otoczenia /transportu między wnętrzem a skórą/. Przy wysokich temperaturach ciała /spowodowanych wysokim metabolizmem lub wysokimi temperaturami otoczenia/ zwiększa się aktywność gruczołów potowych, a tym samym otwiera się bardzo aktywny "kanał" oddawania nadmiaru ciepła. Tego typu procesy termoregulacyjne nazywa się r e g u l a c j ą f i z y c z n ą . Przy niskich temperaturach ciała włączają się mechanizmy r e g u l a c j i c h e m i c z n e j . Do procesów tego typu zalicza się wzmożenie napięcia mięśniowego, drżeń mięśniowych oraz hormonalne pobudzenie metabolizmu. Efektem tych procesów jest zwiększenie poziomu wytwarzanego w organizmie ciepła. Ogólny schemat układu termoregulacji zilustrowano na rys. 2.2. Rysunek przedstawia zarówno aspekty formalne termoregulacji /Kurman, 1975/, jak i aspekty fizjologiczno-anatomiczne tego procesu /Pilawski, 1975/.



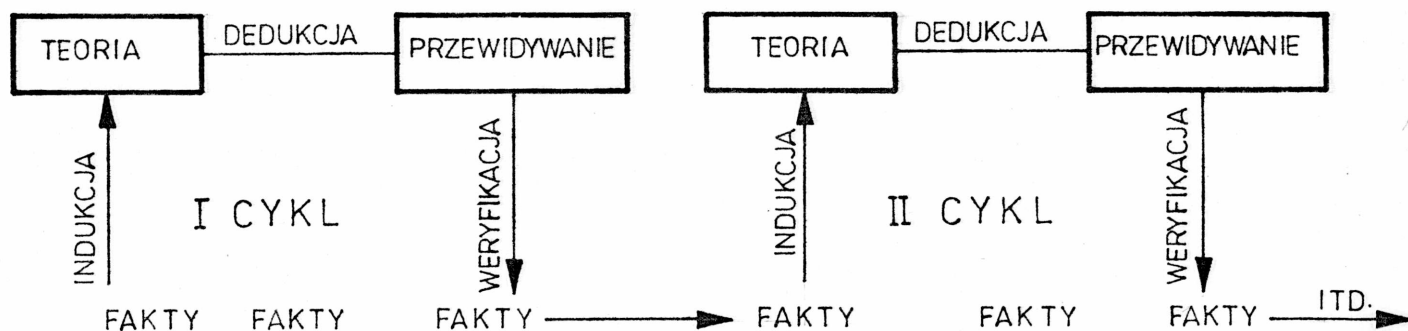
Rys. 2.2. Struktura układu termoregulacji człowieka

### 3. MODELOWANIE WPLYWU MIKROKLIMATU NA CZŁOWIEKA

#### 3.1. Modelowanie w ergonomii

Jedną z cech charakterystycznych wielu dziedzin współczesnej nauki, zwłaszcza nauk empirycznych, jest wykorzystanie modeli matematycznych do reprezentowania badanych przez nie zjawisk. Proces uzyskiwania takich reprezentacji nie jest prosty. Wymaga on wyodrębnienia pewnego zespołu zjawisk empirycznych, dobrania konkretnego systemu formalnego i ustalenia odpowiedniości pomiędzy

nimi. Do przedstawienia tego samego zjawiska empirycznego można wykorzystać wiele modeli, różniących się między sobą zarówno strukturą, jak i formą. Podstawową cechą wszystkich modeli jest to, że pewne własności świata realnego reprezentuje się za ich pomocą w pewnym systemie abstrakcyjnym. Pewne rzeczywiste obiekty i relacje między nimi znajdują odpowiednie elementy i relacje w systemie formalnym. Przyjmuje się więc, że model jest abstrakcyjną reprezentacją świata /Coombs i in., 1977/. Wnioskowanie dokonywane w oparciu o model przeprowadzane jest za pomocą zasad logiki i dostępnego aparatu matematycznego. Logiczne konsekwencje modelu traktuje się jako predykcje, które należy porównać z danymi empirycznymi w celu ustalenia stopnia zgodności modelu z rzeczywistością. Ta faza wykorzystania modelu prowadzi zwykle do powtórzenia procedury budowy i analizy modelu /Naylor, 1975/. Taki sposób postępowania pozwala uznać modelowanie za metodę naukową. Ogólny model metody naukowej /rys.3.1/ omawiany przez Franusa /1978/ zawiera w sobie wszystkie etapy budowy i analizy modeli formalnych.



Rys. 3.1. Model metody naukowej .

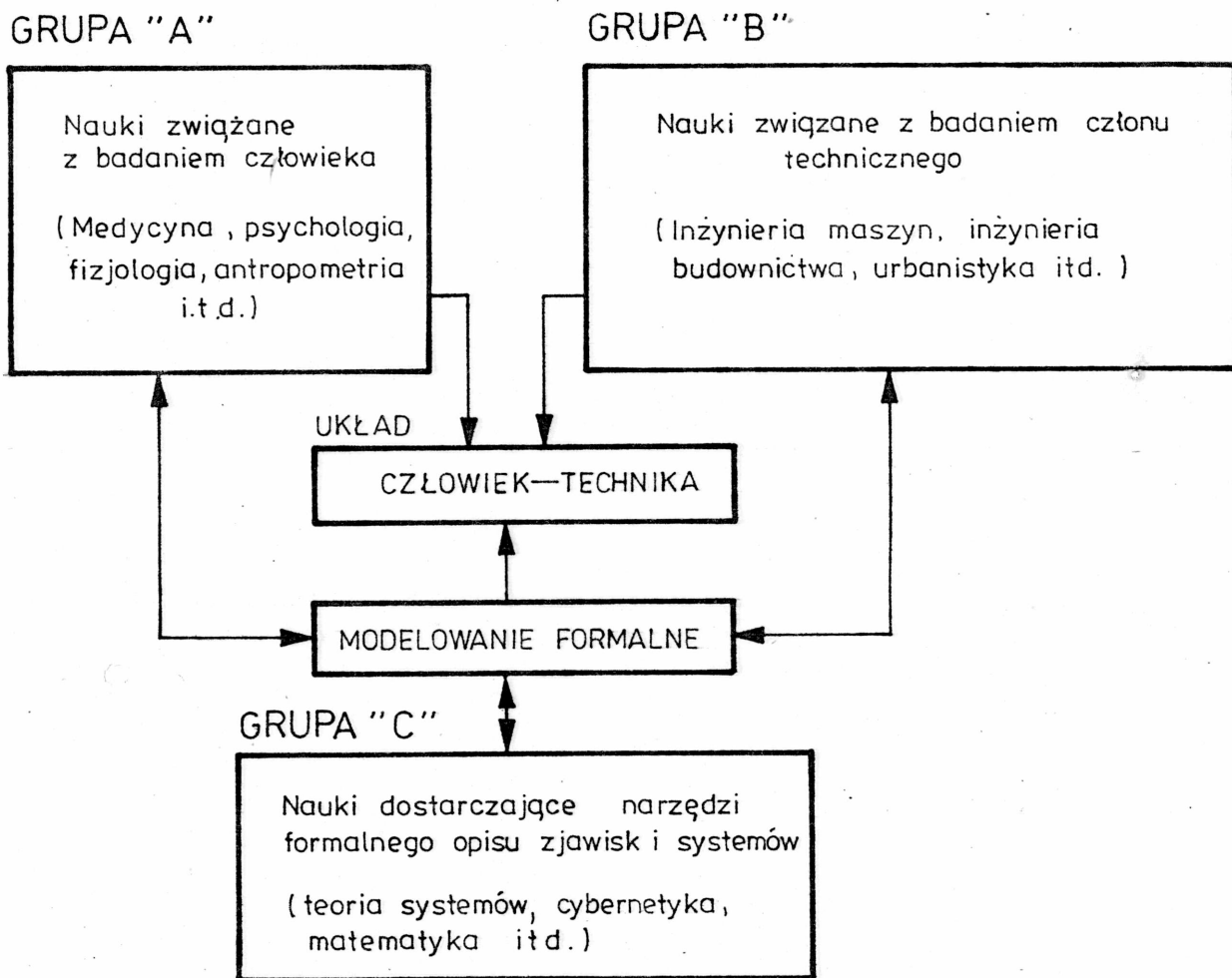
Istotnym wyróżnikiem modelowania jako metody naukowej jest fakt, iż tworzona w danej dziedzinie teoria przybiera kształt modeli formalnych, tj. zależności funkcyjnych, probabilistycznych, logicznych itp. Fakt ten decyduje o podstawowych zaletach modelowania jako metody poznania naukowego, a mianowicie: język formalny, którym operuje się przy budowie modeli jest wspólnym językiem nauki, przez co opisy i metody wyrażone w tym języku mogą być zrozumiałe dla przedstawicieli różnych dziedzin /Łukaszewicz, 1975/.

Jest to niezbędne dla integracji wiedzy i badań interdyscyplinowych. Złożoność badanych teoretycznie czy funkcjonujących w rzeczywistości systemów jest zwykle tak duża, że jedyną formą ich konceptualizacji, stwarzającą szansę nieprzekraczania możliwości percepcyjnych człowieka - badacza są zależności formalne.

Zalety te sprawiły, że modelowanie formalne uznawane jest za ważne i wygodne narzędzie poznania naukowego. Dotyczy to także ergonomii. Specyficzny charakter i struktura nauki ergonomii stanowią o specyficznej roli i miejscu modelowania w tej dziedzinie wiedzy. Grobelny i Nowakowski /1980/ dyskutują to zagadnienie w powiązaniu z proponowanym przez Franusa /1978/ modelem struktury nauki ergonomii. Schematycznie miejsce i rolę modelowania w proponowanym przez Franusa modelu struktury nauki ergonomii ilustruje rys. 3.2.

Połączenia bloku MODELOWANIE FORMALNE z wyróżnionymi elementami struktury nauki ergonomii podkreślają rolę modelowania w ergonomii. Rola ta jest niejako podwójna. Po pierwsze - nauki wchodzące w skład grup A i B korzystają z narzędzi modelowania dla własnych celów; po drugie <sup>ergonomii</sup> jako "łączone zastosowanie" nauk przynależnych do obu grup, skierowane na poznawanie układu CZŁOWIEK-TECHNIKA korzysta z modelo-

wania jako narzędzia pozwalającego zapewniać komplementarność tworzonych opisów, czyli wieloaspekto badanie i opisywanie obu członów układu CZŁOWIEK-TECHNIKA.



Rys.3.2. Model struktury nauki ergonomii i miejsce modelowania w tym modelu

Mimo niewątpliwych zalet modelowania formalnego stosowanie tej metody poznania w badaniach ergonomicznych nie jest proste. Głównym źródłem niedogodności jest charakter ergonomii jako nauki. Rozległość tematyczna, kompleksowość i złożoność badanej rzeczywistości, dynamika zależności w układach człowiek-technika powodują powstawanie trudności już na etapie konceptualizacji modeli. Specyfika układu człowiek-technika z punktu widzenia modelowania polega na "miękości" owego układu. Pojęcie to zaproponowane przez Zadeha /1973/ ma oddawać nieprecyzyjność, nieostrość niektórych kompleksowych systemów. Ma ono zastosowanie głównie do systemów, w których istotnym "elementem" jest człowiek. Miękość ergonomicznego układu człowiek-technika można rozpatrywać co najmniej w dwóch aspektach. Aspekt pierwszy, który można by nazwać behavioralnym, obejmuje problemy "miękości" systemów wynikającej z charakteru człowieka jako układu odbierającego i przetwarzającego informacje oraz podejmującego decyzje i wykonującego określone działania. Aspekt drugi - fizjologiczny obejmuje zagadnienia związane z działaniem systemu fizjologicznego człowieka jako całości oraz poszczególnych jego podsystemów. Całościowe badania układu człowiek-technika muszą obejmować oba wymienione aspekty "miękości" systemów z udziałem człowieka. "Miękość" takich systemów bywa przeciwstawiana "twardości" systemów technicznych. Źródłem trudności powstających przy opisywaniu i modelowaniu układu człowiek-technika jest fakt, że klasyczne metody modelowania formalnego powstały w zasadzie dla potrzeb "twardych" systemów technicznych. Ich przydatność w opisach takich właśnie systemów została niejednokrotnie zweryfikowana w praktyce. Natomiast przenoszenie tych "twardych" metod opisu do "miękkich" dziedzin rzeczywistości coraz częściej bywa



poddawane krytyce /Zadeh, 1973, Harbordt, 1974/ ze względu na nieadekwatność metod charakteru opisywanych przez nie problemów /"twarde" metody - "miękki" obiekt opisywany/. Omówione pokrótce niedogodności spowodowały konieczność poszukiwania nowych, specyficznych metod modelowania. Na gruncie tych poszukiwań powstała teoria zbiorów rozmytych /The fuzzy sets theory/, której podstawy stworzył Zadeh. Koncepcja wykorzystania elementów tej teorii do opisu regulacji temperatury u człowieka przedstawiona będzie w kolejnych podrozdziałach.

### 3.2. Charakterystyka i klasyfikacja modeli systemu termofizjologicznego człowieka

Jak podkreślono wcześniej, badanie oddziaływania środowiska termicznego na człowieka pracującego w dowolnym otoczeniu i wykonującego dowolną pracę sprowadza się przede wszystkim do badania systemu termofizjologicznego człowieka, chociaż oczywiście założenie kompleksowości badań ergonomicznych skłania do zainteresowania badaczy wszystkimi innymi konsekwencjami owego wpływu na człowieka. Chociaż badaniami w tej dziedzinie zajmują się ludzie różnych specjalności /od ergonomistów poprzez fizjologów aż do inżynierów różnych dziedzin/, to jednak wszyscy preferują formalną, modelową reprezentację wyników swoich empirycznych badań. Pojęcie "model" bywa jednak rozumiane różnie. Grodins /1970/ zwraca uwagę na konieczność klasyfikacji modeli opisujących systemy regulacji biologicznej, przy czym najistotniejszym /choć trzeba zauważyć, że niezbyt ostrym/ kryterium podziału powinna być **z a w a r t o ś ć** modelu. Kryterium to wyróżnia modele opisowe /descriptive models/

i modele objaśniające /explanatory models/. Modele opisowe reprezentują eksperymentalne obserwacje, nie uwzględniając wewnętrznej struktury regulatora. "Jeżeli założyć - jak pisze Grodins - wewnętrzną strukturę i reprezentować w modelu głównie tę strukturę a nie wyniki obserwacji, wówczas mamy do czynienia z modelem teoretycznym albo inaczej objaśniającym". Z podanych określeń wynika, że modele opisowe odpowiadają modelom typu WEJŚCIE-WYJŚCIE /rozd.2/ zaś modele objaśniające to innymi słowy modele strukturalne.

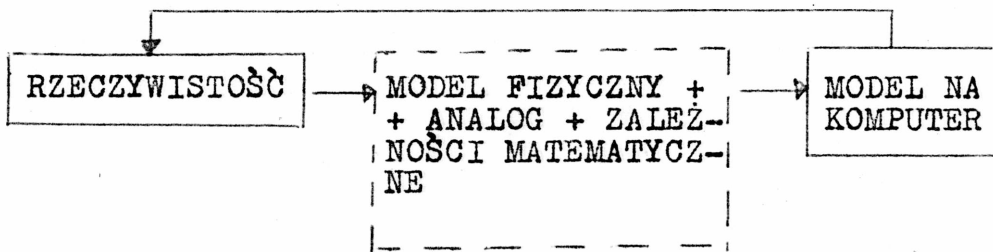
Houdas i Guieu /1975/ zwracają uwagę, że różnica między oboma typami modeli nie ma fundamentalnego charakteru i często nawet dla stworzenia tylko modelu opisowego konieczne jest przyjęcie pewnych hipotez o działaniu systemu regulacyjnego. Na uwagę zasługuje fakt że pojęcie "model" w badaniach fizjologicznych rozumie się szerzej niż pojęcie "model formalny". /Grodins, 1970/. Model może mieć również charakter opisu lingwistycznego. Wydaje się jednak, że rola takich modeli była dotąd w badaniach fizjologicznych niewielka ze względu na niemożność algorytmicznego operowania lingwistycznymi pojęciami.

Budowę modeli termofizjologicznego systemu człowieka można rozpatrywać w dwóch etapach: 1/ "budowa" modelu fizycznego oraz 2/ budowa analogu dla modelu fizycznego i formalna reprezentacja analogu w zależnościach matematycznych.

Cudzysłów w punkcie pierwszym wyraża fakt, że zwykle rezygnuje się z rzeczywistego budowania fizycznego modelu. Rolę owego modelu spełnia najczęściej jego graficzna reprezentacja i analog w formie pewnego systemu elektrycznego, mechanicznego, hydraulicznego czy innych /Houdas i Guieu, 1975/. Często zresztą ów analog ma jedynie

formę modelu myślowego, gdyż najistotniejszym efektem formalnego modelowania jest zbiór zależności matematycznych opisujących działanie danego systemu. Formy tych zależności mogą być bardzo różnorodne. Coraz częściej są to programy komputerowe.

Logiczną kolejność badań modeli, których ostateczną formą jest program komputerowy ilustruje rysunek 4.3., którego ideę zaczerpnięto z pracy Lesza /1977/.



Rys.4.3. Logiczna kolejność modelowania komputerowego

Wyróżnienie bloku MODEL FIZYCZNY + ANALOG + ZALEŻNOŚCI MATEMATYCZNE odzwierciedla fakt stosowania daleko idącej dowolności w jego realizacji. Łatwo zauważyć, że ciąg postępowania /rys. 4.3./ jest zgodny z ogólnym modelem metody naukowej /Franus, 1978, Naylor, 1975/ omawianym w poprzednim podrozdziale.

Specyfika systemów regulacji biologicznej a więc i systemu termofizjologicznego wymaga przy budowie modeli objaśniających /strukturalnych/ wyróżnienia dwóch submodeli. Rozróżnienie to wynika zarówno z fizjologicznych i anatomicznych właściwości organizmu człowieka, jak i z opisywania procesów termofizjologicznych w kategoriach teorii regulacji /Stolwijk, Hardy, 1975, 1966, Kurman 1975/. Pierwszy z submodeli, zwany najczęściej "systemem pasywnym" lub obiektem regulacji, obejmuje relacje opisujące wymianę ciepła między otoczeniem i ciałem człowieka a także wymianę wewnątrz

ciała w zależności od parametrów fizjologicznych i fizycznych charakterystyk otoczenia. Drugi - "system aktywny" /"regulujący"/ obejmuje związki pomiędzy niektórymi parametrami fizjologicznymi i czynnikami regulacyjnymi /Houdas, Guieu 1975, Stowijk, Hardy 1966, 1975/.

Podstawą do budowy formalnego modelu systemu pasywnego jest fizyczna reprezentacja kształtu i struktury anatomicznej ciała człowieka. Podobnie jak w przypadku ogólnego równania /2.1/ bilansu cieplnego przyjmuje się proste bryły geometryczne jako aproksymacje poszczególnych części ciała. Na przykład Wissler /1963/ proponował reprezentację całego ciała w formie trzech cylindrów: jeden reprezentujący kończyny, drugi - głowę i trzeci - korpus. Anatomiczne "warstwy" ciała /skóra, tkanka tłuszczowa, mięśnie, narządy wewnętrzne itp./ reprezentowane są przez odpowiednie "warstwy" w obrębie cylindrów. Liczba powstałych w ten sposób segmentów, które reprezentują w modelu fizycznym ciało człowieka zależy od celu badań i dostępnych danych. Generalnie większa ich liczba zwiększa dokładność predykcji interesujących parametrów, ale oczywiście w znacznym stopniu zwiększa koszty badań. Adekwatność takiej aproksymacji ciała została wielokrotnie sprawdzona. Pozytywne wyniki niektórych aspektów owej weryfikacji przedstawiają m.in. Stowijk, Hardy /1966/. Rosnąca ilość danych fizjologicznych pozwoliła na rozwinięcie koncepcji Wisslera i sformułowanie modelu fizycznego o dwudziestu czterech segmentach, tj. sześciu cylindrach i czterech warstwach /Stowijk, Hardy, 1975/. Dane niezbędne do opisu takiego modelu, określane eksperymentalnie dotyczą: 1/ wymiarów geometrycznych każdego cylindra, 2/ względnej ważności każdej z czterech warstw w każdym cylindrze i 3/ pojemności ciepl-

nej i metabolicznej produkcji ciepła każdego z dwudziestu czterech segmentów. Warto w tym miejscu zauważyć, że aproksymacje wyników eksperymentalnych nie uwzględniają dużej zmienności międzyosobniczej, na którą zwracają uwagę m.in. Gagge i Nevins /1977/ - poszczególne parametry są po prostu wielkościami uśrednionymi dla badanej populacji. Mówi się /Stolwijk, Hardy 1966, 1975/, że model reprezentuje tzw. "standardowego człowieka" /standard man/.

Sposób realizacji drugiego etapu budowy modelu pasywnego jest zwykle podyktowany dostępnymi środkami badania tego modelu. Rozwiązywanie /badanie/ modelu na maszynach analogowych wymusza budowę analogu elektrycznego systemu i jego formalną reprezentację za pomocą równań różniczkowych /Stolwijk, Hardy 1966, Amosow i in. 1977, Atkins, Wyndham, 1969/. Dysponowanie maszyną cyfrową pozwala na sporządzenie dowolnego analogu i jego formalną reprezentację, za pomocą równań różnicowych, /Stolwijk, Hardy 1975, Gagge i in. 1971, 1972 /. Nie wyklucza się także innych możliwości realizacji tego etapu /Houdas, Guieu, 1975/.

Submodel systemu aktywnego /regulatora/ rozpatruje się zwykle w kategoriach teorii regulacji i jako konstrukcja w swej istocie abstrakcyjna nie wymaga on specyficznych interpretacji fizycznych. Istotą modelu regulatora temperatury ciała człowieka jest ujmowanie przezeń zależności czynników regulujących takich, jak ilość wydzielanego potu, ściskanie i rozszerzanie naczyń podskórnych /lub efekty tych akcji, tj. szybkość przepływu krwi w poszczególnych częściach ciała/, napięcie i drżenie mięśni /lub efekt tej akcji w postaci dodatkowej produkcji ciepła w organizmie/ od parametrów fizjologicznych, które uważa się za sygnały wchodzące do regulatora.

Bardzo intensywna w ostatniej dekadzie dyskusja dotycząca struktury reakcji termofizjologicznych człowieka i sposobu ich modelowego, formalnego ujmowania, koncentruje się generalnie na dwóch obszarach. Pierwszy z nich dotyczy roli, jaką w systemie regulacji pełnią temperatury poszczególnych części ciała i w związku z tym postaci, jakie powinny przybierać zależności matematyczne opisujące działanie systemu regulacji temperatury. Drugi obszar dyskusji wiąże się z istnieniem w teorii regulacji dwóch grup systemów regulacji: regulatorów i serwomechanizmów /Kurman, 1977/. Fakt ten rodzi pytanie o podstawowym znaczeniu dla modelowania termoregulacyjnego układów biologicznych, a mianowicie: czy do opisu takich systemów lepiej przyjąć koncepcję regulatora, czy serwomechanizmu?

Istnienie obu obszarów wynika z charakteru modelowania formalnego jako metody naukowego poznania /Coombs i in., 1977/. Mimo że model opiera się na wynikach badań empirycznych, jego konceptualizacja i strukturalizacja zawsze są zdeterminowane przyjętymi założeniami. Znalezienie relacji między dwoma parametrami nie oznacza, że jeden z nich jest zdeterminowany przez drugi. Rzeczywista zależność dwóch parametrów może dawać jedynie wysokie prawdopodobieństwo znalezienia formalnego modelu tej relacji. Fakty te prowadzą do sytuacji, w której wiele różnych modeli w pewnym stopniu odzwierciedla działanie modelu regulacji w porównaniu z danymi eksperymentalnymi. Zgodność predykcji dokonywanych w ramach tych modeli z danymi eksperymentalnymi stanowi jedynie pewne indukcyjne poparcie ich trafności; nie jest to równoznaczne z absolutnym potwierdzeniem owej trafności.

Różnice w założeniach przyjmowanych w ramach pierwszego "obszaru dyskusji" występują w obrębie trzech sfer. Pierwsza z nich obejmuje

zagadnienia związane z podstawowym mechanizmem regulacyjnym - wydzielaniem potu i utratą ciepła na drodze parowania. Zagadnienia podstawowe w obrębie tej sfery to 1/ identyfikacja relatywnej roli sygnałów termicznych odbieranych przez różne grupy termoreceptorów i 2/ identyfikacja matematycznej postaci funkcji reprezentującej zależność szybkości wydzielania potu od "rejestrowanych" przez termoreceptory sygnałów. Na przykład Crosbie i in. /1963/ postulują model, w którym akcje regulatora są zdeterminowane sygnałami ze skóry, mięśni i podwzgórza. Ostateczny sygnał dla regulatora jest sumą wymienionych trzech sygnałów. Smith i James /1964/ , opierając się na reprezentacji systemu pasywnego w formie jednego cylindra zakładają, że regulacja dokonuje się na podstawie sygnału ze skóry mnożonego przez sygnał podwzgórza. Sygnał z podwzgórza w tej koncepcji jest włączony w pętlę sprzężenia zwrotnego między skórą a mechanizmami regulacyjnymi w formie wzmocnienia. Wykorzystując fakt, że równie wiele badań eksperymentalnych potwierdzało koncepcję sumacyjnego oddziaływania sygnałów na akcje regulatora co ich multiplikatywne efekty Mitchell i in. /1972/ doszli do wniosku, że prowadzi to do nadmiaru równań empirycznych, w których temperatury różnych części ciała sumują się i mnożą na różne sposoby. Natomiast Nadel i in. /1971/ oraz Stolwijk, Hardy /1975/ zaproponowali syntetyczne równania włączające aspekty zarówno multiplikatywne jak i sumacyjne oraz dodatkowo zależność szybkości wydzielania potu od szybkości zmian temperatury skóry, postulowaną m.in. w pracy Houdasa i Sauvage à /1971/, i zaobserwowany przez Nadela i innych /1971/ efekt polegający na modyfikacji szybkości wydzielania potu poprzez temperaturę skóry /skin temperature effect/.

Pomimo to Amosow i inni /1977/ podkreślają, że mechanizm termoregulacji drogą wydzielania potu "nie został do końca wyjaśniony". Nie można też mówić o zidentyfikowaniu znaczenia wewnętrznej i peryferyjnej temperatury w jego działaniu. "Zgodność poglądów osiągnięto jedynie - jak pisze Amosow /Amosow i in. 1977/ - w jednym: podstawową rolę w reakcji wydzielania potu odgrywa temperatura wnętrza ciała" /s.125/.

Podobne zagadnienia występują w drugiej i trzeciej sferze pierwszego "obszaru dyskusji". Sfery te obejmują problemy związane z identyfikacją i modelowaniem relacji między sygnałami termicznymi z różnych części ciała a reakcjami efektorów naczynioruchowych /w drugiej sferze/ i mięśniowych /w sferze trzeciej/. Poglądy w tych sferach zdają się być jeszcze bardziej zróżnicowane niż poglądy w sferze pierwszej omawianego "obszaru dyskusji". Benzinger /1969/ na przykład przyjmuje w swoich rozważaniach jedynie sygnał z podwzgórza jako determinujący odpowiedzi efektorów naczynioruchowych w skórze, podczas gdy Randall i inni /1963/ oraz Wiesiołkin /1963/ podstawową rolę przyznają sygnałom ze skóry. Wielu autorów zajmuje stanowisko pośrednie, przypisując znaczącą rolę zarówno sygnałom ze skóry, jak i z wnętrza /Hammel, 1968, Crosbie i in. 1963, Gagge i in. 1971/. Podobnie jak w pierwszej sferze "obszaru dyskusji" koncepcje postaci relacji matematycznych łączących omawiane tutaj parametry są bardzo różnorodne.

W rozważaniach dotyczących dodatkowej produkcji ciepła /sfera trzecia/ przeważa pogląd o łącznym wpływie temperatur skóry i wnętrza na reakcje termoregulacyjne /Stolwijk, Hardy, 1966, Crosbie i in. 1969, Gagge i in. 1971/, chociaż np. Amosow i inni /1977/ przedstawiają prostą relację uzależniającą dodatkową produkcję



ciepła tylko od temperatury skóry, zakładając, że relacja ta reprezentuje przyrost metabolizmu w mięśniach. Badania skierowane na poznanie mechanizmu regulacji drogą podwyższania poziomu metabolizmu ujawniają olbrzymi stopień skomplikowania owego mechanizmu. Dlatego empiryczne zależności próbujące ujmować ten mechanizm formalnie mają chyba większe znaczenie jakościowe niż ilościowe /Amosow i in. 1977/.

Drugi z wyróżnionych "obszarów dyskusji" dotyczy rozstrzygnięcia problemu reprezentowania subsystemu aktywnego w formie regulatora bądź serwomechanizmu /Houdas i Guieu 1975, Kurman, 1975/. Zdecydowana większość prac dotyczących modelowania systemu termofizjologicznego przyjmuje za podstawę koncepcję regulatora. Koncepcja serwomechanizmu różni się zasadniczo faktem, że wielkością regulowaną są zwykle nie wyjścia, jak w przypadku regulatora, ale zmieniające się wejścia. Owe zmieniające się wejścia determinują kształtowanie się wyjść. Stwierdzenie, że system termoregulacyjny człowieka steruje głównie strumieniami ciepła przepływającymi między ciałem człowieka a otoczeniem przedstawione m.in. w pracy Snellena /1972/ dało asumpt do sformułowania hipotezy, według której zasada działania regulatora temperatury polega na uzależnieniu strumienia ciepła traconego przez ciało człowieka od strumienia ciepła przezeń zyskiwanego. Formalną reprezentację takich zasad działania stanowi koncepcja serwomechanizmu jako regulatora temperatury /Houdas i in. 1973, Houdas i Guieu, 1975/. Generalnie założenie o regulacji przepływu ciepła wymaga jednak istnienia w systemie regulacji receptorów czułych na p r z e p ł y w c i e p ł a. Nie istnieją jak dotąd wystarczające dane potwierdzające istnienie takich elementów wewnątrz ciała człowieka. Wprawdzie pewne założenia przy matema-

tycznej reprezentacji koncepcji serwomechanizmu /opis za pomocą transformat Laplace'a/ pozwoliły Houdasowi i innym /1973, 1975/ na ominięcie tego problemu, to jednak prezentowany przez nich model z powodów natury technicznej operuje jedynie jedną akcją regulatora /utrata ciepła przez parowanie potu/. Brak eksperymentalnych danych dotyczących stałych czasowych modelu i ich powiązań z odpowiednimi parametrami fizjologicznymi ogranicza sferę wykorzystania owej koncepcji do zagadnień czysto teoretycznych.

Scharakteryzowane tutaj pokrótce "obszary dyskusji" zawierające zagadnienia reprezentacji formalnej podsystemu aktywnego w modelach objaśniających nie obejmują wszystkich problemów występujących przy modelowaniu takich systemów, dają jednak obraz skomplikowania i pewnego niedookreślenia, z jakim trzeba się liczyć, podejmując zadanie formalnego opisu takich systemów. Kompleksowość, wielorakość parametrów i relacji łączących je w zagadnieniu wpływu mikroklimatu na człowieka oraz związane z tym możliwości różnorodnej konceptualizacji i formalizacji powodują, iż wprowadzenie postulowanego przez Gródinsa /1970/ systemu klasyfikującego modele formalne tego zagadnienia pozostaje nadal aktualnym zadaniem, zwłaszcza, że wprowadzone przez wymienionego autora kryterium "zawartości modelu" wyróżniające modele opisowe i objaśniające nie wprowadza, jak się zdaje, wystarczającego porządku w tej mierze.

Pożyteczne będzie wprowadzenie - poza wymienionym kryterium - "systemu klasyfikacji" modeli zaproponowanego przez Bouldinga a zreferowanego w pracy Łukaszewicza /1975/. System ten klasyfikuje modele według: 1/ celów, ich budowy, 2/ według formy reprezentacji oraz 3/ w odniesieniu do elementu czasu. Pierwsze kryterium wyróżnia modele normatywne i opisowe. Modele normatywne

rozumie się jako zbiory reguł, przepisów, procedur ustalające wzorce poprawności i dające odpowiedź na pytanie "co powinno być". Modele opisowe obrazują fakty i ich związki, dając odpowiedzi na pytanie "co, jeżeli". W tym sensie dyskutowane tutaj modele formalne systemu termofizjologicznego należy zaliczać do grupy modeli opisowych, zaś przedstawione w formie zaleceń, norm przemysłowych, wykresów itp. wyniki badań na tych modelach można uważać za modele normatywne.

Drugie kryterium wyróżnia modele poglądowo-przestrzenne, słowne, matematyczne i symboliczno-analogowe.

Modele poglądowo-przestrzenne reprezentują przestrzenny układ elementów opisowego systemu. Mogą to być zarówno konstrukcje fizyczne jak i poglądowe szkice takich konstrukcji. Modele słowne opisują zachowanie się obiektu za pomocą wyrażień lingwistycznych zaczerpniętych z naturalnego języka. Modele matematyczne reprezentują zależności pomiędzy interesującymi zmiennymi badanego obiektu w formie relacji matematycznych. Modele symboliczno-analogowe pokazują /zwykle w formie graficznej/ zależności pomiędzy występującymi w obiekcie zmiennymi w postaci sformalizowanych symboli. Symbole te i ich powiązania mają charakter analogów badanych systemów, przy czym mogą to być analogi fizyczne /np. elektryczne, mechaniczne itp./ jak również abstrakcyjne. Cechą modeli symboliczno-analogowych jest łatwość budowania w oparciu o nie relacji matematycznych opisujących badany obiekt, bowiem elementy takiego modelu mają swoje odpowiedniki w zapisie formalnym.

Za pomocą trzeciego kryterium dzieli się modele na statyczne i dynamiczne. Modele statyczne obejmują tę grupę reprezentacji

rzeczywistych systemów, w której nie uwzględnia się możliwości badania zmian wielkości charakteryzujących własności elementów badanych systemów wraz z upływem czasu. Modele dynamiczne uwzględniają zmiany zachodzące w rzeczywistych systemach z upływem czasu. W literaturze obejmującej badania nad wpływem warunków mikroklimatycznych na człowieka reprezentowane są wszystkie grupy modeli wyróżnionych przez drugie i trzecie kryterium. Wyraźnie dominującą rolę grają tu modele matematyczne, chociaż rzadko występują one samodzielnie. Zwykle korzysta się dodatkowo zarówno z reprezentacji poglądowo-przestrzennych /np. Nishi 1977, Stolwijk, Hardy 1966, 1975/, opisów słownych /Pilawski, 1977, Gagge i.in. 1971/ jak i symboliczno-analogowych /Stolwijk i Hardy, 1966, Houdas i in., 1973, Houdas, Guieu, 1975/. W odniesieniu do elementu czasu dokonuje się zarówno opisów dynamicznych /Stolwijk, Hardy 1966, 1975, Gagge i in., 1971/ jak i statycznych /Nishi, 1977, Gonzalez i in. 1974/. Rodzaj modelu, określony poprzez sklasyfikowanie go według przedstawionego systemu kryteriów, zależy od celu jego budowy, tj. od rodzaju i charakteru pytań na jakie ów model ma odpowiadać. Najszerszy zakres problemów obejmują modele objaśniające /według kryterium Grodinsa /1970//, opisowe /kryterium 1/, matematyczne /kryterium 2/ i dynamiczne /kryterium 3/. W związku ze złożonym charakterem i szerokim zakresem pytań rodzących się w obrębie dziedzin wiedzy współtworzących naukę ergonomii, jak i pytań rodzących się w obrębie ergonomii jako nauki kompleksowej ten rodzaj modelu został uznany za najbardziej odpowiedni dla potrzeb ergonomicznej analizy i projektowania stanowisk pracy. Dodatkowego jednak wyjaśnienia wymaga w tym miejscu pojęcie "model matematyczny". Łukaszewicz /1975/ ogranicza to pojęcie do modeli mających formę równań matematycznych. Coombs

i inni /1977/ oraz Naylor /1975/ mówią dodatkowo o formach geometrycznych i zależnościach probabilistycznych, podczas gdy np. Radzikowski /1976/ modele statystyczne i matematyczne wyróżnia jako dwie oddzielne klasy. W literaturze termofizjologicznej dominuje /jeśli nie występuje jako jedyne/ rozumienie modelu matematycznego zgodne z poglądem Łukaszewicza. Oczywiście probabilistyczne czy statystyczne podejścia stosuje się również, ale mają one jedynie znaczenie narzędzia identyfikacji i - niekiedy - weryfikacji równań algebraicznych. Wydaje się, że warto rozszerzyć rozumienie i stosowanie modeli matematycznych zarówno w modelowaniu systemu termofizjologicznego jak i innych systemów fizjologicznych w żywych organizmach. Istotą owego rozszerzenia jest lepsze dostosowanie metod i narzędzi opisu do charakteru systemów przez nie opisywanych.

Jak podkreślono w poprzednim podrozdziale systemy fizjologiczne w ogóle a system termofizjologiczny człowieka w szczególności mogą być definiowane i rozpatrywane zgodnie z propozycją Zadeha /1975/ jako systemy "miękkie". Metody matematyczne stosowane do budowy ich modeli mają charakter metod "twardych". Konsekwencje nieadekwatności metod opisu i charakteru opisywanego obiektu rozpatruje się w różnych płaszczyznach. Można mówić np. o niedostosowaniu aparatu opisu do posiadanej wiedzy w opisywanym obiekcie. "Sztywność" klasycznych, "twardych" metod powoduje, że są one bardzo wrażliwe na błędy i niedokładności w wartościach zadawanych zmiennych, podczas gdy sama wiedza o owych zmiennych jest w danym momencie mało precyzyjna i pomiarów rzeczywistych wartości dokonuje się z dużym błędem. Podobne zastrzeżenia budzić mogą "sztywne" sposoby

wnioskowania opartego na "twardych" relacjach między zmiennymi w sytuacji, gdy informacje na temat owych relacji są często sprzeczne, niedookreślone i niepewne. Można wreszcie zastanawiać się nad charakterem i istotą rzeczywistego systemu i adekwatnością opisujących go metod i narzędzi. W odniesieniu do charakteru systemu nerwowego człowieka np. będącego w procesach termoregulacji podstawowym elementem przenoszenia informacji i wykonywania akcji regulujących można mówić za von Neumannem /1963/, że jest mało dokładny arytmetycznie. W tej sytuacji nieadekwatność metod klasycznych może wynikać również z istoty rzeczywistego systemu bądź jego elementów. "Pojęcie miękkości" systemu może być zatem wiązane tak z charakterem wiedzy o systemie, jak i z charakterem systemu rozumianym jako jego obiektywnie istniejące właściwości. Innymi słowy pojęcie to można kojarzyć z ontologicznym jak i epistemologicznym poziomem rozpatrywania danego problemu. Podstawy do adekwatnego modelowania "miękkich" systemów stworzył Zadeh /1965, 1973/, formułując w roku 1965 swoją teorię zbiorów rozmytych /fuzzy sets theory/. Burzliwy rozwój koncepcji Zadeha notuje się od drugiej połowy lat siedemdziesiątych. W proponowanej tutaj koncepcji modelu oddziaływania mikroklimatu na człowieka wykorzystano pewne narzędzia tej teorii do sformułowania "miękkiego" opisu regulatora /systemu aktywnego/. Tego typu modelowanie /vide: podrozdział 3.4./ zawierające pewne aspekty modelowania lingwistycznego i matematycznego, "umyka" niejako z ram klasyfikacyjnych określonych wyżej dla klasycznych metod modelowania. Wynika stąd postulat rozszerzenia tradycyjnego rozumienia pojęcia "model matematyczny".

W następnym podrozdziale przedstawione zostaną podstawowe pojęcia teorii zbiorów rozmytych i wynikającego z nich podejścia do

zagadnienia modelowania procesów regulacji w "miękkich" systemach. W kategoriach zdefiniowanych wcześniej "obszarów dyskusji" przedstawioną dalej próbę "miękkiego" opisu subsystemu aktywnego w ogólnym modelu wpływu mikroklimatu na człowieka można by uznać za krok w kierunku nowego obszaru dyskusji, obszaru, w którym przedmiotem analizy powinny stać się formalne metody opisu i modelowania. Kilka aspektów takiej dyskusji ujęto w rozdziale 5.

### 3.3. Podstawowe pojęcia teorii zbiorów rozmytych

Teoria zbiorów rozmytych jest matematyczną koncepcją, która daje formalne, matematyczne narzędzia do opisu nieprecyzyjnych, "miękkich" systemów. Podstawowym pojęciem wprowadzonym przez Zadeha /1965/ jest pojęcie stopnia uczestnictwa /przynależności/. W zwykłej teorii zbiorów mówi się, że dany element należy do danego zbioru lub doń nie należy. W logice klasycznej /dwuwartościowej/ określone stwierdzenie jest klasyfikowane jako prawdziwe lub fałszywe. Wprowadzenie pojęcia "stopień uczestnictwa" pozwala na rozszerzenie w naturalny sposób podstawowych pojęć teorii zbiorów i zasad logiki. Prowadzi to w efekcie do tworzenia "narzędzi do analizy i modelowania zjawisk i systemów, których istotą jest złożoność, nieprecyzyjność, a także zjawisk o charakterze jakościowym" /Gupta, 1979/. Nieprecyzyjność modelowanych systemów charakteryzowana jest przez "rozmytość", przy czym pojęcie to bywa interpretowane na wiele różnych sposobów. Intuicyjnie rozumieć można zbiór rozmyty jako pewną klasę z nieostrymi /rozmytymi/ granicami, tzn. taką klasę obiektów, w której nie można wyznaczyć ostrej granicy między obiektami należącymi i nienależącymi do tej klasy. Łatwo

zauważyć, że klasami tego typu człowiek posługuje się bardzo często. Przykładem może być klasa liczb, które są dużo większe od zera. Precyzyjną formalną definicję zbioru rozmytego można sformułować następująco /Zadeh, 1965/.

Definicja 1.

Niech  $X = \{x\}$  będzie zbiorem obiektów. Wtedy rozmyty zbiór  $\underline{A}$  w  $X$  jest charakteryzowany przez funkcję uczestnictwa  $\mu_{\underline{A}}$ , definiowaną na  $X$  i przyjmującą wartości w przedziale  $[0,1]$ , tzn.

$$\mu_{\underline{A}} : X \longrightarrow [0,1] . \quad /3.1/$$

Zbiór rozmyty  $\underline{A}$  jest zbiorem uporządkowanych par postaci

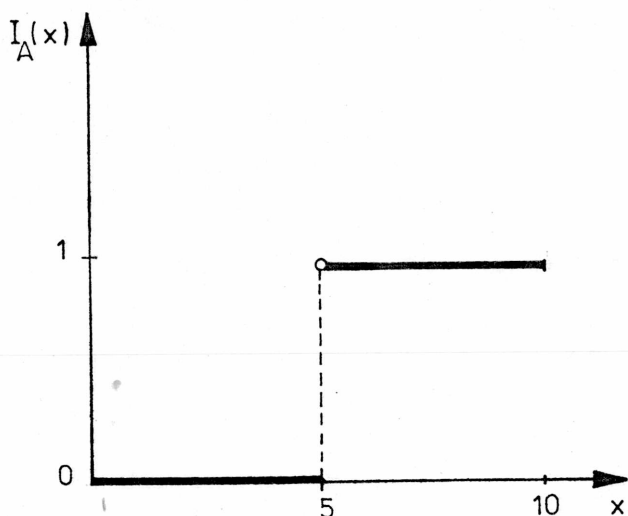
$$\underline{A} = \{(\mu_{\underline{A}} /x/, x)\} , \quad \forall x \in X. \quad /3.2/$$

Funkcja uczestnictwa  $\mu_{\underline{A}}/x/$  określa stopień uczestnictwa /przynależności/ elementu  $x$  w zbiorze /do zbioru/  $\underline{A}$ . Przykładowo: niech  $X = \{1,2,3,\dots,10\}$ , wtedy zbiór par  $\{(0/1) ; (0/2) ; (0.1/3) ; (0.5/4) ; (1/5) ; (0.5/6) ; (0.1/7) ; (0/8) ; (0/9) ; (0/10)\}$  jest zbiorem rozmytym w  $X$ .

Jako pewna ilustracja sensu, w jakim pojęcie zbioru rozmytego jest rozszerzeniem klasycznego pojęcia zbioru niech posłuży następujący przykład.

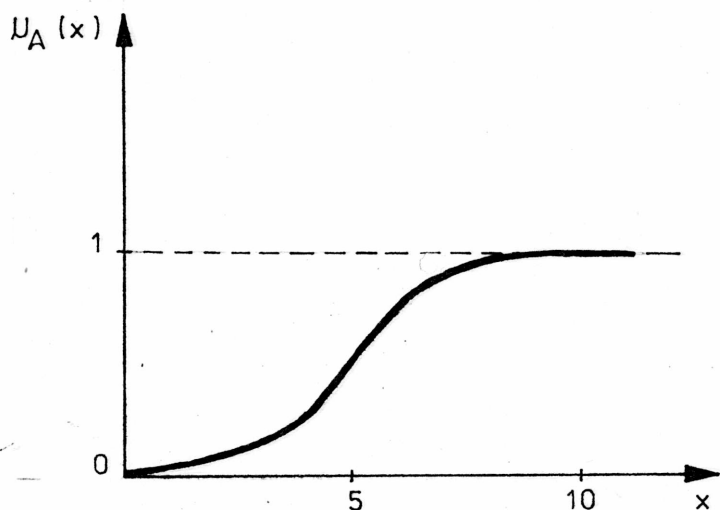
Niech  $X$  będzie przedziałem  $[0,10]$ . Zbiór  $A$  - liczb większych od 5 zdefiniowany w tym przedziale zilustrowano na rys. /3.1/ za pomocą funkcji charakterystycznej. Jak widać, dla tego zbioru





Rys. 3.1. Zbiór A

istnieje wyraźna granica oddzielająca w przestrzeni /przedziale/  $X$  elementy należące i nienależące do  $A$ . Funkcja charakterystyczna przyjmuje wartości 1 lub 0 odpowiednio dla elementów należących i nienależących do zbioru  $A$ . Zbiór rozmyty  $\underline{A}$  zilustrowano na rys.3.2.



Rys. 3.2. Zbiór  $\underline{A}$

Jest to zbiór zdefiniowany jako zbiór liczb dużo większych od 0 w przedziale  $[0,10]$ . W tym przypadku trudno powiedzieć, które elementy przedziału  $X$  należą, a które nie należą do zbioru  $\underline{A}$ .

Charakteryzując jednak ową przynależność za pomocą funkcji uczestnictwa o kształcie pokazanym na rys. 3.2., można mówić o dowolnym elemencie z  $X$ , że należy do  $\underline{A}$  w pewnym stopniu, w stopniu wyznaczonym przez  $\mu_{\underline{A}}/x/$ . Funkcja  $\mu_{\underline{A}}/x/$  jest definiowana subiektywnie.

Dodatkowe pojęcia pozwalające bliżej scharakteryzować zbiory rozmyte: /Zadeh, 1973/ to

1/ support /podparcie/ zbioru  $A$  definiowany jako nierozmyty zbiór

$$S/\underline{A}/ \hat{=} \{x : x \in X, \mu_{A/x/} > 0\}; \quad /3.3/$$

wykorzystując "support" można zbiór rozmyty zdefiniować jako

$$\underline{A} \hat{=} \{(\mu_{A/x/}, x) : x \in S/\underline{A}/\}, \quad /3.4/$$

wtedy zbiór rozmyty  $\underline{A}$  jest ograniczony tylko do elementów, dla których funkcja uczestnictwa przyjmuje wartość większą od zera;

2/ normalność zbioru  $\underline{A}$  polegająca na spełnianiu przezeń warunku

$$\sup_{x \in X} \mu_{A/x/} = 1 \quad /3.5/$$

Wprowadza się też podstawowe operacje na zbiorach poprzez analogię do klasycznego rachunku zbiorów.

Przecięcie dwóch zbiorów  $\underline{A}$  i  $\underline{B}$  jest oznaczone  $\underline{A} \cap \underline{B}$  i definiowane przez funkcję uczestnictwa

$$\mu_{\underline{A} \cap \underline{B}/x/} \hat{=} \mu_{A/x/} \wedge \mu_{B/x/}, \quad \forall x \in X \quad /3.6/$$

Suma dwóch zbiorów  $\underline{A}$  i  $\underline{B}$  jest oznaczona  $\underline{A} \cup \underline{B}$  i definiowana następująco:

$$\mu_{\underline{A} \cup \underline{B}/x/} \hat{=} \mu_{A/x/} \vee \mu_{B/x/}, \quad \forall x \in X, \quad /3.7/$$

gdzie:  $a \wedge b = \min /a, b/$ ,  
 $a \vee b = \max /a, b/$ .

Dopełnieniem zbioru  $A$  oznacza się  $\bar{A}$  i charakteryzuje

$$\mu_{\bar{A}}/x/ = 1 - \mu_A/x/ , \quad \forall x \in X. \quad /3.8/$$

Dopełnienie zbioru, sumę dwóch zbiorów i przecięcie można traktować jako reprezentacje "operacji logicznych" /Chang, 1975/ dokonywanych na zbiorach rozmytych:

$$\begin{aligned} \text{NIE } \underline{A} &\triangleq \bar{A} \\ \underline{A} \text{ LUB } \underline{B} &\triangleq \underline{A} \vee \underline{B}, \\ \underline{A} \text{ I } \underline{B} &\triangleq \underline{A} \wedge \underline{B}. \end{aligned} \quad /3.9/$$

Zależności występujące między zbiorami rozmytymi definiowanymi w różnych przestrzeniach mogą być reprezentowane przez relacje rozmyte. Formalnie/Zadeh, 1973/.

### Definicja 2

Jeżeli  $X$  i  $Y$  są dowolnymi przestrzeniami, zaś  $X \times Y = \{(x, y)\}$  oznacza iloczyn kartezjański obu przestrzeni /zbiorów/, to rozmyta relacja  $\underline{R}$  jest rozmytym zbiorem w  $X \times Y$  charakteryzowanym funkcją uczestnictwa

$$\mu_{\underline{R}} : X \times Y \rightarrow [0, 1] \quad /3.10/$$

dla każdej pary  $/x, y/ \in X \times Y$ . Wartość funkcji  $\mu_{\underline{R}}/x, y/$  może być interpretowana jako stopień, w jakim  $x \in X$  jest związane według relacji  $\underline{R}$  z  $y \in Y$ .

Pojęcie relacji rozmytej może być rozszerzone na dowolną liczbę przestrzeni. Jako przykład zdefiniowanej wyżej dwuwymiarowej relacji rozmytej może posłużyć sformułowanie  $R \triangleq$  "x jest dużo większe od y". Jeżeli  $x \in X$  i  $y \in Y$  a ponadto  $X = Y = \{1,2,3,4\}$ , wówczas  $R$  można np. opisać za pomocą tablicy /macierzy relacji  $R$ /, zawierającej wartości funkcji uczestnictwa  $\mu_R$  /tab.3.1/.

Tabela 3.1.

Macierz relacji  $R$

Y \ X	1	2	3	4
1	0	0.3	0.8	1
2	0	0	0.3	0.8
3	0	0	0	0.3
4	0	0	0	0

Z tabeli 3.1. można odczytać np., że  $\mu_R /4,2/ = 0,8$ . Wartość ta oznacza, że 4 jest dużo większe od 2 w stopniu 0.8. Inaczej można interpretować tę wartość /0.8/ jako stopień prawdziwości stwierdzenia "4 jest dużo większe od 2". Ponieważ z definicji relacja  $R$  jest zbiorem rozmytym zatem można operować nią jak zbiorem rozmytym, wykorzystując omówione wyżej formalne operacje. Dodatkowo wprowadza się operację kompozycji /Zadeh, 1973/. Jeżeli relacje  $R_1$  i  $R_2$  są określone odpowiednio w  $X \times Y$  i  $Y \times Z$ , to wtedy ich kompozycja oznaczona  $R_1 \circ R_2$  jest rozmytą relacją w przestrzeni  $X \times Z$  definiowaną przez funkcję uczestnictwa

$$\mu_{R_1 \circ R_2} /x,z/ = \sup_{y \in Y} (\mu_{R_1} /x,y/ \wedge \mu_{R_2} /y,z/), \quad x \in X, z \in Z. \quad /3.11/$$

Dla skończonych, dyskretnych zbiorów  $X, Y, Z$  macierz relacji  $\tilde{R} = \tilde{R}_1 \circ \tilde{R}_2$  jest uzyskiwana drogą maksyminowego pomnożenia macierzy

$\tilde{R}_1$  i  $\tilde{R}_2$  /czyli wykonania mnożenia macierzy z zastąpieniem operacji mnożenia operacją wyboru minimum i operacji dodawania operacją wyboru maksimum/. Przykład takiej operacji ilustruje tabela /3.2/.

Tabela 3.2.

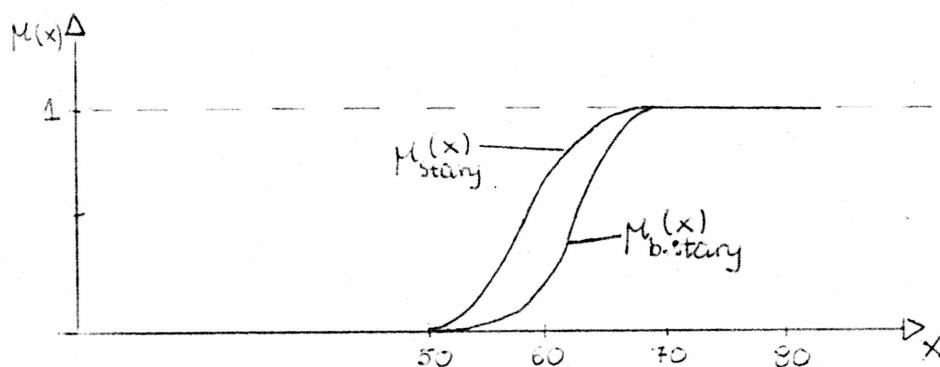
Iloczyn maksyminowy macierzy

$\tilde{R}_1$		$\tilde{R}_2$		$\tilde{R} = \tilde{R}_1 \circ \tilde{R}_2$	
0.3	0.9	0.5	0.8	0.4	0.9
0.5	1	0.4	0.9	0.5	0.9

Dysponowanie relacją rozmytą między dwoma przestrzeniami pozwala na wnioskowanie o realizacji wielkości w jednej przestrzeni na podstawie znanej realizacji wielkości w drugiej przestrzeni. Podstawowym prawidłem wnioskowania w tradycyjnej logice jest zasada "modus ponens", według której na podstawie prawdziwości stwierdzenia  $A$  oraz implikacji  $A \implies B$  /IF A THEN B/ można wnioskować o prawdziwości stwierdzenia  $B$ . W praktyce jednak bardzo często dokonuje się wnioskowania w oparciu o implikację  $A^* \implies B$ , gdzie  $A^*$  jest w jakimś sensie aproksymacją  $A$ . Wiedząc, że  $A$  jest prawdziwe, można w oparciu o tę implikację - wnioskować o tym, że  $B$  jest "w przybliżeniu prawdziwe". Formalną reprezentacją wnioskowania tego typu jest tzw. "kompozycyjna zasada wyboru" znana też jako reguła "miękkiego wnioskowania" /Zadeh, 1973; Tong, 1976, i in./. Zasada ta, jak pokazał Zadeh /1973/, jest uogólnieniem zasady "modus ponens".



zestawienie takich wyrażen w formie zbiorow rozmytych pozwala na dokonywanie formalnych obliczen na zmiennych lingwistycznych. Przykladem zmiennej lingwistycznej moze byc wiek czlowieka. Będzie to zmienna określona na zbiorze "liczba lat". Reprezentacjami wartości "stary" lub "bardzo stary" zmiennej WIEK mogą być zbiory rozmyte których funkcje uczestnictwa mają kształt jak na rysunku 3.3. Odpowiednie reprezentacje liczbowe zestawiono w tab.3.3.



Rys. 3.3. Funkcje uczestnictwa dla znaczeń "stary" i "bardzo stary" w przestrzeni liczby lat /przykład/

Wartości funkcji uczestnictwa w dyskretnej przestrzeni lat /przykład/

Tabela 3.3.

X = liczba lat	50	55	60	65	70	75	80
$\mu(x)$ / stary	0	0.5	0.8	1	1	1	1
$\mu_b(x)$ / b.stary	0	0.3	0.5	1	1	1	1

### 3.4. Lingwistyczna synteza algorytmów regulacji

Omówione w poprzednim podrozdziale podstawy teorii zbiorów rozmytych pozwalają na sformułowanie zasad budowy algorytmów regulacji opartych na regule "miękkiego wnioskowania". Podstawowym warunkiem umożliwiającym korzystanie z reguły miękkiego wnioskowania /kompozycyjnego/ jest znajomość relacji  $R$ . W oparciu o tę relację i na podstawie znajomości jednej wartości /lub zespołu wartości w ogólnym przypadku/ traktowanej jako WEJŚCIE znajduje się odpowiadająca jej wartość /lub zespół wartości/ traktowaną jako WYJŚCIE. Istnieją generalnie dwa sposoby formułowania relacji  $R$ .

S p o s ó b p i e r w s z y polega na subiektywnym określeniu funkcji uczestnictwa tej relacji "wprost", tak jak dokonano tego w przykładzie zilustrowanym w tab. 3.1. Zadeh /1973/ i Wenstop /1978/ podają wiele przykładowych relacji, które mogą reprezentować wyrażenia lingwistyczne typu "mniej więcej równe", "nieco większe niż", "proporcjonalne" itp. Poważnym jednak ograniczeniem tego sposobu jest fakt, że człowiek nie jest w stanie "nazwać" ani też logicznie zinterpretować wprost /za pomocą funkcji uczestnictwa/ relacji o wymiarze większym niż dwa.

S p o s ó b d r u g i polega na syntezie relacji  $R$  stanowiącej odpowiednie połączenie zbioru logicznych wyrażeń typu IF "A" THEN "B" /jeżeli "A", to "B"/, w których A i B są zmiennymi lingwistycznymi reprezentowanymi w odpowiednich przestrzeniach jako zbiory rozmyte. Owego "odpowiedniego połączenia" zbioru wyrażeń /stwierdzeń/ logicznych w jedną relację  $R$  dokonuje się w następujący sposób.



1/ Każde zdanie typu IF " $\underline{A}_i$ " THEN " $\underline{B}_i$ " reprezentuje się w kategoriach relacji rozmytej /Definicja 2/, przy czym jeżeli  $\underline{A}_i$  jest określone w przestrzeni X,  $\underline{B}_i$  w Y, wówczas

$$\mu_{R_i}(x,y) \stackrel{\Delta}{=} \min ( \mu_{\underline{A}_i}(x), \mu_{\underline{B}_i}(y) ), \forall x \in X, \forall y \in Y \quad /3.14/$$

2/ Relację R uzyskuje się jako u n i ę /sumę mnogościową/ relacji  $R_i$

$$\underline{R} = \sum_i R_i, \quad /3.15/$$

Wzór /3.15/ odpowiada /Zadeh, 1973, Tong, 1976 i in./ strukturze logicznej

$$\begin{aligned} & \text{IF} \underline{A}_1 \text{ THEN} \underline{B}_1 \text{ ELSE IF} \underline{A}_2 \text{ THEN} \underline{B}_2 \text{ ELSE...ELSE IF} \underline{A}_n \\ & \text{THEN} \underline{B}_n \end{aligned} \quad /3.16/$$

Relacja  $\underline{R}$  tworzona tą drogą reprezentuje zatem "nieostrą sumę" wiedzy o danym systemie /zjawisku/. Jeżeli X interpretuje się jako przestrzeń "sygnału błędu", zaś Y jako przestrzeń "akcji" podejmowanych dla zmniejszenia błędu, wówczas relacja R może być uznana za formalną reprezentację "rozmytego algorytmu regulacji", zaś zbiór zdań w formie IF " $\underline{A}_i$ " THEN " $\underline{B}_i$ " lub wyrażenie /3.16/ można nazwać "rozmytym algorytmem regulacji. Nie istnieją niestety żadne formalne procedury, które mogłyby służyć za podstawę czy chociażby wskazówkę do racjonalnej budowy algorytmu regulacji w tej formie. W tej sytuacji konstrukcja algorytmu opierać się musi na apriorycznej wiedzy o danym obiekcie regulacji. Wiedza ta w przypadku systemów biologicznych ma dwie podstawowe formy. Pierwszą z nich

są różnego rodzaju opisy o charakterze lingwistycznym, modele werbalne procesów regulacji /Grodins, 1970/. Drugą stanowią wszelkiego rodzaju zależności matematyczne będące aproksymacjami rzeczywistych zależności. Algorytm regulacji w formie wyrażenia /3.16/ powinien zawierać aspekty wypływające z obu form reprezentacji wiedzy o rzeczywistych procesach zachodzących w systemie regulacji. O ile opis lingwistyczny dokonany z zastosowaniem wyrażen pochodzących z naturalnego języka może być stosunkowo łatwo "przekładany" na bardziej sformalizowane /ale też lingwistyczne/ wyrażenia typu IF "A" THEN "B", tworzenie takich wyrażen w oparciu o "twarde" opisy matematyczne wymaga wprowadzenia pewnego, dodatkowego pojęcia - pojęcia "operacji rozmywania" /fuzzification operations/. Operacja ta, powodująca transformację "zwykłego" zbioru w zbiór rozmyty lub spotęgowanie rozmycia w zbiorze rozmytym, jest definiowana formalnie /Chang, 1975/ w następujący sposób. Niech będzie zbiorem rozmytym. Zbiór rozmyty  $\underline{K}/x/$  jest nazywany "jądrem operacji rozmywania". Rezultat zastosowania "operacji rozmywania" do zbioru  $\underline{A}$  z użyciem jądra  $\underline{K}/x/$  jest oznaczany  $F/\underline{A}; \underline{K}/$  i definiowany następująco:

$$F/\underline{A}; \underline{K}/ = \sum_{x \in S/\underline{A}/} \mu_{\underline{A}/x/} \underline{K}/x/, \quad /3.17/$$

gdzie:  $\mu_{\underline{A}/x/}$  jest zbiorem rozmytym definiowanym jako

$$\mu_{\underline{A}/x/} \underline{K}/x/ \triangleq \mu/y//y; \quad \mu/y/ = \mu_{\underline{A}/x/} \mu_{\underline{K}/x/}(y)$$

i  $\mu_{\underline{K}/x/}(y)/y \in \underline{K}/x/ \quad /3.18/$

/znak  $\sum$  oznacza sumę mnogościową,  $S/\underline{A}/$  - support zbioru  $\underline{A}/$ .

Można zauważyć, że jeżeli  $A$  jest nierozmytym zbiorem

$$A = \{1, 0/x\}, \text{ wtedy } F/A, K/ = \sum_{x \in A} K/x/. \text{ Przykładowo niech}$$
$$X = \{1, 2, 3, 4\}; A = \{1/1, 1/2\}; K/1/ = \{1/1, 0.4/2\}; K/2/ =$$
$$= \{1/2, 0.4/1, 0.4/3\}, \text{ wtedy operacja rozmycia zbioru } A \text{ daje:}$$
$$F/A, K/ = 1 \cdot \{1/1, 0.4/2\} + 1 \cdot \{1/2, 0.4/1, 0.4/3\} = \{1/1, 0.4/2\} +$$
$$+ \{1/2, 0.4/1, 0.4/3\} = \{1/1, 1/2, 0.4/3\}.$$

Zdefiniowana formalnie operacja rozmywania pozwala na pojęciowe dostosowanie wiedzy reprezentowanej za pomocą "twardych" opisów do idei "miękkiego" opisu i wnioskowania. Oczywiście rozmywanie nie może być li-tylko działaniem formalnym, ale powinno mieć konkretne uzasadnienie w realnie istniejącej rzeczywistości. Interpretacje operacji rozmywania w kontekście modelowania systemów regulacji biologicznej mogą być różne. Po pierwsze - można mówić o rozmyciu wynikającym z niedokładności pomiarów parametrów fizjologicznych. Subiektywnie definiowana funkcja uczestnictwa  $K/x/$  jest w tym przypadku determinowana dokładnością przyrządów pomiarowych w poszczególnych zakresach pomiarów. Po drugie - można mówić o rozmyciu wynikającym z wewnątrzsobniczej zmienności reakcji regulatora na określone sygnały błędów. Kompleksowość systemu fizjologicznego człowieka i powiązania wzajemne wszelkich podsystemów regulacyjnych, których nie bierze się pod uwagę przy modelowaniu pojedynczego systemu regulacji powodują, że ten sam sygnał błędu u tego samego człowieka może dawać różne odpowiedzi w postaci różniących się między sobą akcji regulacyjnych. W tej sytuacji kształt funkcji uczestnictwa jądra  $K/x/$  powinien odzwierciedlać ową "nieokreśloność" odpowiedzi. Po trzecie - model dowolnego systemu regulacji budowany na podstawie obserwacji pewnej grupy osobników

powinien obejmować różnice w reakcjach regulatorów poszczególnych osobników na te same bodźce. Również ten aspekt zagadnienia powinien być ujmowany przez odpowiednio zdefiniowane jądro operacji rozmycia  $\underline{K}/x/$ . Fakt, że wszystkie, omówione wyżej aspekty rozmycia muszą być zwykle rozpatrywane jednocześnie, a także bardzo mała ilość danych literaturowych odnośnie do poszczególnych "aspektów rozmycia" /zwłaszcza zmienności wewnątrz - i międzyosobniczej/ powodują, że definiowanie rozmytości dla zagadnień regulacji musi mieć na obecnym etapie charakter przybliżony i intuicyjny.

Zastosowanie maszyn cyfrowych do badania rozmytych regulatorów, a także współpraca rozmytych regulatorów z nierozmytymi obiektami regulacji rodzą problemy związane z interpretacją i implementacją rozmytych regulatorów. Mimo że wyrażenia tworzące strukturę regulatora mają interpretację w kategoriach zbiorów rozmytych, w rzeczywistym obiekcie regulacji zarówno wejście /sygnał błędu/ jak i wyjście /akcja regulatora/  $\epsilon$ , pojedynczymi wartościami /lub wektorami pojedynczych wartości/ nie zaś zbiorami rozmytymi. Pojedyncza wartość wejścia może być traktowana jako tzw. rozmyty singleton /Tong, 1976/ tj. specjalny zbiór rozmyty, w którym jest tylko element /o wartości funkcji uczestnictwa równej 1/. W takim przypadku zasada kompozycyjnego wnioskowania /3.13/ redukuje się do postaci

$$\underline{\mu}_B/y/ = \underline{\mu}_R/x_m, y/ , \quad /3.19/$$

w której  $x_m$  oznacza zmierzoną, konkretną wartość sygnału wejściowego. Nie oznacza to jednak całkowitego rozwiązania rozważanych problemów. Dla ilustracji rozpatrzony zostanie następujący przykład algorytmu złożonego z dwóch wyrażeń:

1: IF " $X_1$  jest dużo większe od 1" THEN "przyrost  $X_2$  jest duży-ujemny", 2: IF " $X_1$  jest średnie" THEN "przyrost  $X_2$  jest mały-ujemny". Jeżeli zbiory rozmyte reprezentujące wyrażenia lingwistyczne w przestrzeni  $X_1$  zdefiniować jak w tab. 3.4.

Tabela 3.4

Reprezentacje wyrażeń w przestrzeni  $X_1$

$X_1$	1	2	3	4	5	
$\mu_{\tilde{A}} / x_1 /$	0.0	0.2	0.5	0.8	1.0	$\tilde{A}$ = "dużo większe od 1"
$\mu_{\tilde{B}} / x_1 /$	0.1	0.6	1	0.6	0.1	$\tilde{B}$ = "średnie"

Zaś zbiory rozmyte dla reprezentacji wyrażeń w przestrzeni akcji  $/X_2/$  jak w tab. 3.5 /przyczym  $X_2$  jest przestrzenią przyrostów ujemnych uporządkowaną malejąco, tzn. 1 odpowiada największemu możliwemu przyrostowi ujemnemu/,

Tabela 3.5

Reprezentacja wyrażeń w przestrzeni  $X_2$

$X_2$	1	2	3	4	5	
$\mu_{\tilde{A}'} / x_2 /$	1.0	0.8	0.4	0.1	0.0	$\tilde{A}'$ = "ujemny duży"
$\mu_{\tilde{B}'} / x_2 /$	0.0	0.1	0.5	1.0	0.6	$\tilde{B}'$ = "ujemny mały"

to reprezentację obu wyrażeń stanowią macierze

$$R_1 = \begin{bmatrix} 0.0 & 0.0 & 0.0 & 0.0 & 0.0 \\ 0.2 & 0.2 & 0.2 & 0.1 & 0.0 \\ 0.5 & 0.5 & 0.4 & 0.1 & 0.0 \\ 0.8 & 0.8 & 0.4 & 0.1 & 0.0 \\ 0.1 & 0.8 & 0.4 & 0.1 & 0.0 \end{bmatrix} \quad R_2 = \begin{bmatrix} 0.0 & 0.1 & 0.1 & 0.1 & 0.1 \\ 0.0 & 0.1 & 0.5 & 0.6 & 0.6 \\ 0.0 & 0.1 & 0.5 & 1.0 & 0.6 \\ 0.0 & 0.1 & 0.5 & 0.6 & 0.6 \\ 0.0 & 0.1 & 0.1 & 0.1 & 0.1 \end{bmatrix}$$

Natomiast unia tych macierzy reprezentuje rozmyty algorytm regulacji czyli wyrażenie lingwistyczne IF "X<sub>1</sub> jest dużo większe od 1 "THEN " przyrost X<sub>2</sub> jest duży - ujemny; "ELSE IF" X<sub>1</sub> jest średnie "THEN " przyrost X<sub>2</sub> jest mały-ujemny:

$$R = R_1 + R_2 = \begin{bmatrix} 0.0 & 0.1 & 0.1 & 0.1 & 0.1 \\ 0.2 & 0.2 & 0.5 & 0.6 & 0.6 \\ 0.5 & 0.5 & 0.5 & 1.0 & 0.6 \\ 0.8 & 0.8 & 0.5 & 0.6 & 0.6 \\ 1.0 & 0.8 & 0.4 & 0.2 & 0.1 \end{bmatrix}$$

Zakładając, że na wejściu zmierzono x<sub>1</sub> = 4 i stosując /3.19/, otrzymuje się

$$\mu_B /x_2/ = [0.8 \quad 0.8 \quad 0.5 \quad 0.6] \quad .$$

Łatwo zauważyć, że zarówno pierwsze jak i drugie warażenie logiczne ma wpływ na kształt zbioru B<sub>1</sub> "odpowiadającego" w myśl zasady "miękkiego wnioskowania" pomiarowi x<sub>1</sub> = 4. B<sub>1</sub> Jest jednak zbiorem rozmytym, natomiast akcja regulacyjna musi być pojedynczą, konkretną wartością ze zbioru {x<sub>2</sub>} . Prowadzi to do drugiego aspektu

zagadnienia interpretacji - w jaki sposób wybierać ową pojedynczą wartość ze zbioru rozmytego. Przeglądu stosowanych metod tego wyboru dokonał m.in. Tong /1976/. Najbardziej oczywista wydaje się metoda wyboru tej wartości, która posiada największy stopień uczestnictwa w zbiorze. Jeżeli takich wartości jest więcej, wtedy jedna z nich może być wybrana losowo lub wartości te mogą być uśrednione i ich średnia /arytmetyczna/ może być uznana za akcję regulatora.

Inną techniką, którą można zastosować, jest formułowanie wag dla poszczególnych wartości zmiennej wyjściowej, opartych na kształcie funkcji uczestnictwa. Można w tym przypadku przy obliczaniu średniej brać pod uwagę wszystkie bądź tylko te wartości, dla których funkcja uczestnictwa przyjmuje wartość większą od pewnego, zadanego progu. Jeszcze inną techniką wyboru jest traktowanie funkcji uczestnictwa jako funkcji gęstości prawdopodobieństwa i generowanie losowe wartości akcji regulatora zgodnie z przyjętym kształtem funkcji gęstości. Trzeba tu zaznaczyć, że każdy ze sposobów interpretacji generalnie prowadzi do nieco innych wyników. W sytuacji braku formalnych kryteriów pozwalających klasyfikować czy też oceniać przydatność konkretnej metody wyboru do konkretnej sytuacji wybór tej metody jest w zasadzie dowolny. Wprawdzie Tong /1976/ sugeruje istnienie związku pomiędzy metodą wyboru pojedynczej wartości ze zbioru rozmytego ze "źródłem informacji", z jakiego pochodzi informacja generująca ten zbiór, ale stwierdzenie to nie zostało przezeń dostatecznie udokumentowane a ponadto niejasne są również kryteria wyróżniające owe "różne źródła informacji". Można zatem jedynie postulować wybranie i przetestowanie kilku różnych metod wyboru w konkretnej sytuacji. Istnienie takiej, dość szerokiej sfery dowolności nierozmytej interpretacji zbioru roz-

mytego wynika z wielu możliwych sposobów interpretowania pojęcia uczestnictwa /Chang, 1975, Zadeh, 1978, 1966, Gupta 1979 i in./. Jedną z najciekawszych interpretacji wraz z jej konsekwencjami podał Zadeh /1978/, formułując tzw. "teorię możliwości" /theory of possibility/. Zaletą tej teorii jest m.in. to, że wprowadzona w jej ramach interpretacja funkcji uczestnictwa może być wiązana w ścisły sposób z pewnymi rzeczywistymi cechami opisywanego obiektu. Z tego powodu warto podać w tym miejscu podstawowe pojęcia teorii możliwości oraz wynikające z nich konsekwencje dla interpretacji koncepcji rozmytego regulatora.

Teoria możliwości zakłada, że z nieostro określoną zmienną, tzw. zmienną rozmytą  $X$  może być związany rozkład możliwości podobnie jak ze zmienną losową jest związany rozkład prawdopodobieństwa. Interpretacja pojęcia możliwości - a co za tym idzie - wykorzystanie teorii możliwości może iść w dwóch podstawowych kierunkach /Zadeh, 1978/. Po pierwsze: można interpretować "możliwość" w sensie fizycznym, kojarząc ją z ogólnie rozumianą potencją, wydolnością itp. Po drugie: można traktować to pojęcie jako abstrakcyjną konstrukcję matematyczną - miarę analogiczną do miary prawdopodobieństwa. Pierwszą interpretację ilustruje Zadeh /1978/ bardzo spektakularnym przykładem. Niech  $x \in X$  oznacza liczbę jajek zjadanych przez Jana na śniadanie,  $p/x/$  - prawdopodobieństwo tego, że Jan zje  $x$  jajek /otrzymane np. z obserwacji śniadań Jana/ zaś  $\mathcal{P}/x/$  - możliwość tego, że Jan zje  $x$  jajek. Wówczas opis w kategoriach prawdopodobieństwa i możliwości można przedstawić jak w tab. 3.6.



Rozkład prawdopodobieństwa i rozkład możliwości  
dla przykładu Zadeha

Tabela 3.6.

X	1	2	3	4	5	6	7	8	9
p/x/	0,1	0,7	0,2	0	0	0	0	0	0
$\pi/x/$	1	1	1	0.9	0.7	0.5	0.3	0.1	0

Jak widać z przedstawionego przykładu w przypadku "fizycznej" interpretacji możliwości intuicyjnie prawdziwy związek łączący "możliwość" z prawdopodobieństwem można by sformułować następująco: to, co jest mało możliwe /niemożliwe/, jest mało prawdopodobne /nieprawdopodobne/.

Ogólnie, jeżeli X jest zmienną przyjmującą wartości z uniwersalnej przestrzeni U, wówczas r o z k ł a d m o ż l i w o ś c i  $\Pi_X$  związany z X jest zbiorem rozmytym w U działającym jak "miękkie", elastyczne ograniczenie na wartości, które może przyjmować zmienna X.

Niech  $u \in U$ , wtedy z definicji

$$\pi_X /u/ \stackrel{\Delta}{=} \text{Poss} \{X = u\}, \quad /3.20/$$

gdzie:  $\pi_X /u/$  - funkcja rozkładu możliwości-jest funkcją uczestnictwa  $\Pi_X$ ,

$\text{Poss} \{X = u\}$  oznacza możliwość tego, że zmienna X przyjmie wartość u. Miara możliwości podzbioru  $A \subset V$ , czyli m o ż l i w o ś ć przyjęcia przez zmienną X wartości należącej do A jest określona następująco:

$$\text{Poss} \{X \in A\} = \tilde{\pi}_X /A/ = \sup_{u \in A} \tilde{\pi}_X /u/. \quad /3.21/$$

Jeżeli  $A$  jest podzbiorem rozmytym /zbiorem rozmytym/ w  $U$ , to  
możliwość tego, że  $X$  jest  $A$  -  $\text{Poss} \{x \text{ jest } A\}$  definiuje się:

$$\text{Poss} \{X \text{ jest } A\} \triangleq \sup_U \{ \mu_A /u/ \wedge \tilde{\pi}_X /u/ \}, \quad /3.22/$$

gdzie:  $\mu_A /u/$  - funkcja uczestnictwa zbioru rozmytego  $A$ .

Analogie pomiędzy rozkładem możliwości i rozkładem prawdopodobieństwa prowadzą do konstrukcji warunkowych, brzegowych i łącznych rozkładów możliwości. Związki przyczynowe łączące wejścia i wyjścia regulatora rozmytego mogą być opisane jako warunkowy rozkład możliwości  $\tilde{\pi}_{Y/X}$ , gdzie -  $\tilde{\pi}_{Y/X} /y, x/ \in [0, 1]$  oznacza możliwość "podjęcia akcji"  $y$  pod warunkiem "zmierzenia" błędu  $x$ . Rozkład zmiennej  $Y$  może być wyznaczony zgodnie z /Zadeh 1978/

$$\tilde{\pi}_Y /y/ = \sup_X \{ \tilde{\pi}_X /x/ \wedge \tilde{\pi}_{Y/X} /y, x/ \}. \quad /3.23/$$

$\tilde{\pi}_Y /y/$  oznacza "możliwość podjęcia akcji  $y$ ". Ponieważ "rozkład" możliwości na wejściu regulatora  $\tilde{\pi}_X /x/$  jest singletonem, przeto formułę /3.23/ można uprościć do postaci

$$\tilde{\pi}_Y /y/ = \tilde{\pi}_{Y/X} /y, x_m/ = \tilde{\pi}_{Y/X=x_m}, \quad /3.24/$$

w której  $x_m$  jest zmierzoną /zaobserwowaną/ wartością sygnału błędu. Oczywiście rozkład  $\tilde{\pi}_{Y/X}$  jest - przy korzystaniu z tej samej formy i źródeł informacji - identyczny z macierzą  $R$  - reprezentującą rozmyty algorytm sterowania, wzory /3.23/ i /3.24/ odpowiadają

zasadzie kompozycyjnego wnioskowania. Rozkład  $\tilde{U}_y /y/$  odpowiada zatem zbiorowi rozmytemu otrzymanemu w zbiorze akcji regulatora przy "zmierzeniu" wejścia  $x_m$ . Jednak interpretacja wyjścia regulatora w kategoriach rozkładu możliwości stwarza szansę lepszego powiązania modelu regulatora z rzeczywistością. Przykładowo "fizyczna" interpretacja możliwości pomogłaby oddać w modelu różnice w reakcjach systemu termofizjologicznego u różnych ludzi /grup ludzi/. W szczególności - różne rozkłady możliwości mogą oddawać różny sposób reagowania regulatora temperatury u ludzi o różnym stopniu adaptacji /treningu/ do określonych środowisk termicznych /czyli rzeczywiste możliwości fizjologiczne/, Generalnie jednak, budując model, który odwzorowuje reakcje "standardowego człowieka" /Stolwijk, Hardy 1975/ postulować wypadnie interpretację możliwości jako miary analogicznej do prawdopodobieństwa. Założenie o subiektywności tej miary zwalnia z trudnych /często wręcz niemożliwych/ do spełnienia restrykcji metodologii probabilistycznej. Jądro  $K/x/$  /vide str.50/ można uważać w tej konwencji za swoisty "generator rozkładów możliwości". Oczywiście traktowanie wyjścia regulatora jako rozkładu możliwości na akcjach regulacyjnych nie zwalnia od "nierozmytej reprezentacji" owego rozkładu a więc i od wyboru jednej z dyskutowanych wcześniej metod.

Przedstawione zagadnienia interpretacji wynikające ze stosowania rozmytych pojęć do nierozmytych systemów nie wyczerpują wszystkich problemów związanych z konstrukcją rozmytych regulatorów. Drugą, dużą grupę stanowią problemy związane z implementacją komputerową algorytmów regulacji. Istnienie tej grupy wynika z konieczności realizacji "rozmytego algorytmu" na "nierozmytej" maszynie

cyfrowej. Gupta /1979/ i Tong /1976/ wymieniają jako główne:

a/ problem wyznaczenia zakresów przestrzeni pomiarowej i przestrzeni akcji,

b/ problem podziału przestrzeni pomiarów na przedziały odpowiadające poszczególnym punktom dyskretnym, którymi "operuje" regulator oraz wyboru dyskretnych wartości akcji regulatora,

c/ problem definiowania podstawowych określeń lingwistycznych w kategoriach zbiorów rozmytych w tych przestrzeniach,

d/ problem wyboru dyskretnych momentów czasu próbkowania /the sampling interval/.

Różne aspekty tych zagadnień są poddane pod dyskusję m.in. przez Tonga /1976/, Mamdani'ego /1976/ i Assilana /1975/. Cechą wspólną owej dyskusji jest brak ogólnych konkluzji w postaci wskazówek formalnych optymalnego rozwiązywania tej grupy problemów. Wszelkie rozwiązania mają charakter indywidualny i heurystyczny. Niektóre z wymienionych problemów zostaną podjęte w kolejnych rozdziałach pracy.

#### 4. KONCEPCJA MODELU WPLYWU CZYNNIKÓW MIKROKLIMATYCZNYCH NA CZŁOWIEKA

##### 4.1. Ogólny opis modelu

Dyskutowany wcześniej charakter systemu termofizjologicznego człowieka skłania do podejmowania prób budowy modeli wpływu mikroklimatu na człowieka, opartych na "miękkich" metodach opisu i wnioskowania. Zastosowanie takich metod do opisu systemu jest jednocześnie zapoczątkowaniem dyskusji w ramach nowego "trzeciego

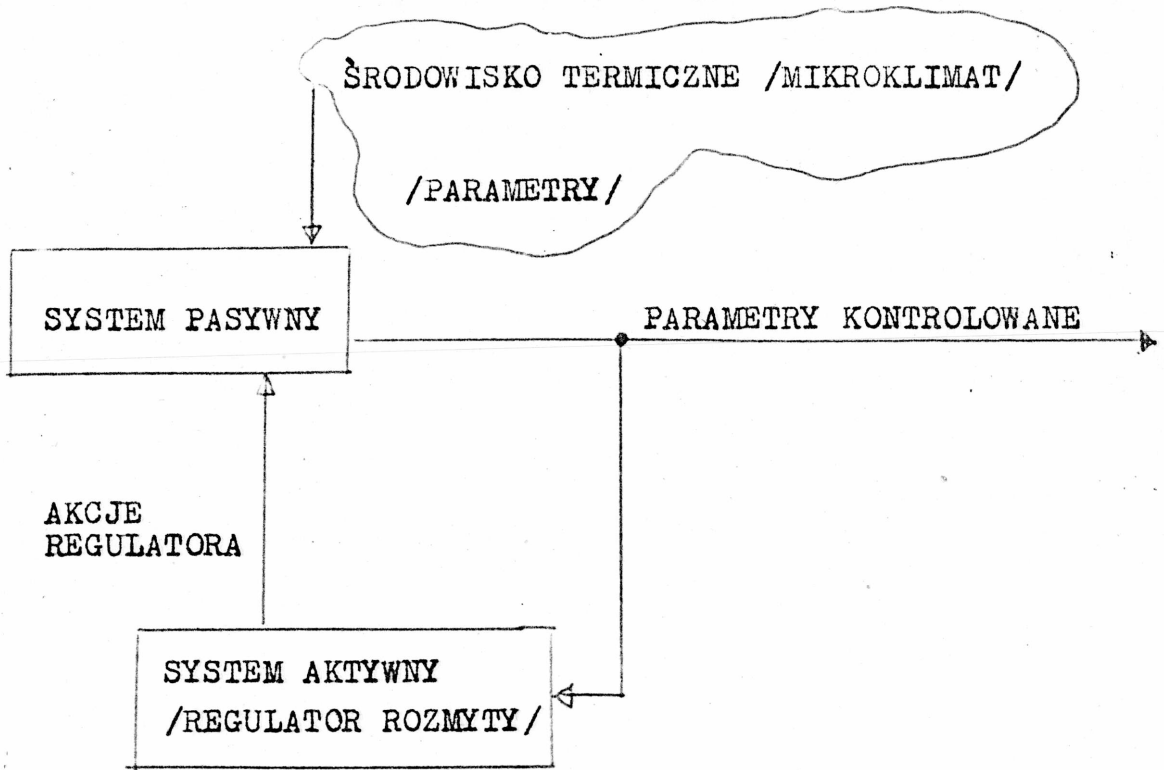
obszaru dyskusji" /rozd.3/ w problematyce modelowania systemu termofizjologicznego. Teoria zbiorów rozmytych dostarcza narzędzi mogących służyć do celów "miękkiego" opisu i modelowania. Zakres "trzeciego obszaru dyskusji" przy stosowaniu w modelach termofizjologicznych narzędzi dostarczanych przez tę teorię zależeć będzie w istotny sposób od zakresu owego stosowania, czyli od tego, ile i jakie elementy systemu będzie się uważać za elementy "miękkie", ile i które relacje potraktuje się jako rozmyte. Teoretycznie istnieje możliwość rozpatrywania całości systemu termofizjologicznego człowieka jako systemu rozmytego. Zaproponowane przez Wenstopa /1979/ zasady budowy modeli lingwistycznych bazujących na rozmytych reprezentacjach zmiennych lingwistycznych pozwalają na budowę i symulacyjne badania dynamicznych modeli skomplikowanych, "miękkich" systemów. Wydaje się, że skojarzenie tych ogólnych zasad podanych przez Wenstopa z propozycjami Dubois i Prade /1978/ mogłoby jeszcze rozszerzyć możliwości modelowania lingwistycznego. Ci ostatni autorzy wprowadzają bowiem pojęcia "liczb rozmytych" i rozmytych obliczeń odpowiadających podstawowym "nierozmytym" operacjom arytmetycznym. Pozwala to na budowę zależności numerycznych i prowadzenie obliczeń numerycznych dla "niezbyt precyzyjnie mierzonych" zmiennych i precyzyjnych zależności łączących te zmienne. Niestety zarówno propozycje Wenstopa /1977/ jak i Dubois i Prade /1978/ zawierają poważne ograniczenie, które związane jest z charakterem kalkulacji rozmytych. Mianowicie w kolejnych krokach obliczeń wzrasta "rozmycie" wartości poszczególnych zmiennych. Innymi słowy: wartości zmiennych są opisywane rozmytymi zbiorami o coraz szerszej dziedzinie i coraz mniejszych wartościach funkcji uczestnictwa. Oznacza to zmniejszenie się informatywności modelu

w miarę jak wzrasta liczba obliczeń /kroków symulacyjnych/. Podejmowanie próby złagodzenia owego ograniczenia /Wenstop, 1979/ nie dały, jak dotąd, zadowalających rezultatów. Dlatego możliwości praktycznego wykorzystania tych koncepcji należy poszukiwać raczej w opisach systemów o charakterze statycznym bądź takich, w których badanie istotnych właściwości może obejmować niewielką liczbę kroków.

Przedstawione niedogodności sprawiły, iż prezentowana koncepcja modelu wpływu mikroklimatu na człowieka nie obejmuje rozmytym opisem całości systemu termofizjologicznego człowieka. Zastosowanie rozmytych koncepcji do modelowania procesu regulacji temperatury ciała, którego próbę tutaj podjęto nie wymaga bowiem rozmytego opisu systemu pasywnego. Tym samym unika się niedogodności "rozmywania się" informacji wraz z realizacją kolejnych etapów badania modelu. W tej sytuacji zachowano powszechnie przyjętą /Stolwijk, Hardy, 1966, 1975, Gagge i in., 1971, 1976, Gagge i Nevins, 1977, Amosow i in., 1977, i inni/ koncepcję podziału modelu systemu termofizjologicznego na podsystem pasywny /obiekt regulacji/ i podsystem aktywny /regulator/. Podsystem pasywny reprezentuje ciało człowieka zgodnie z koncepcją Wisslera /1963/ rozwiniętą w pracach Stolwijka i Hardy`ego /1966, 1975/ i innych badaczy w formie zespołu cylindrów. Każdy z cylindrów jest podzielony na warstwy reprezentujące odpowiednie warstwy anatomiczne ciała człowieka. Aprkosymacja rozmiarów geometrycznych poszczególnych elementów takiego modelu i przyjęcie odpowiednich założeń /rozd.2/ pozwala na sformułowanie ilościowych relacji opisujących zachowanie się modelu ze względu na interesujące własności termofizjologiczne.

Sprzężenia modelu pasywnego ze środowiskiem, w którym jest on niejako "zanurzony" są reprezentowane również za pomocą relacji ilościowych. Zmiany zachodzące w środowisku powodują odpowiednie zmiany parametrów kontrolowanych. Odpowiednie informacje są rejestrowane przez system aktywny /regulator/, którego działanie wywołane tymi zmianami jest nakierowane na powrót do stanu neutralnego. Regulator ma charakter rozmyty. Jego syntezy dokonano w oparciu o zbiór lingwistycznych wyrażen typu IF "A" THEN "B" ELSE..., natomiast akcje podejmowane przez niego są oparte na zasadach "miękkiego" wnioskowania na podstawie nieprecyzyjnych opisów /rozd.3/.

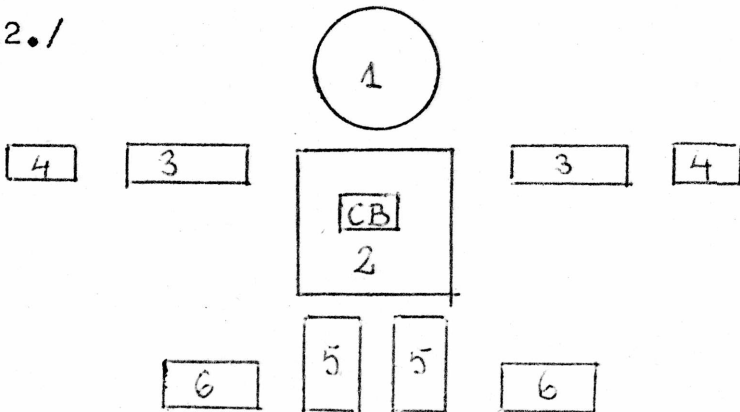
W myśl przedstawionej typologii /rozd.3/ prezentowany model jest modelem objaśniającym /Grodins, 1979/, opisowym /Łukaszewicz, 1975/, matematycznym / w szerokim rozumieniu tego słowa/ i dynamicznym. Dodatkowo dla ułatwienia jego percepcji posłużono się reprezentacjami poglądowo-przestrzennymi i symboliczno-analogowymi przy szczegółowych opisach systemu pasywnego. Duże znaczenie dla syntezy regulatora miały zwłaszcza opisy słowne /lingwistyczne/. Interpretacja jednak pojęć lingwistycznych w kategoriach zbiorów rozmytych pozwala na ilościowe wyrażanie działania regulatora temperatury. Ogólny schemat koncepcji modelu reprezentowany jest na rys.4.1.



Rys.4.1. Ogólny schemat działania modelu

#### 4.2. Model systemu pasywnego

Jako fizyczną reprezentację systemu pasywnego przyjęto za Stolwikiem i Hardyń /1975/ system prostych brył geometrycznych /rys. 4.2./



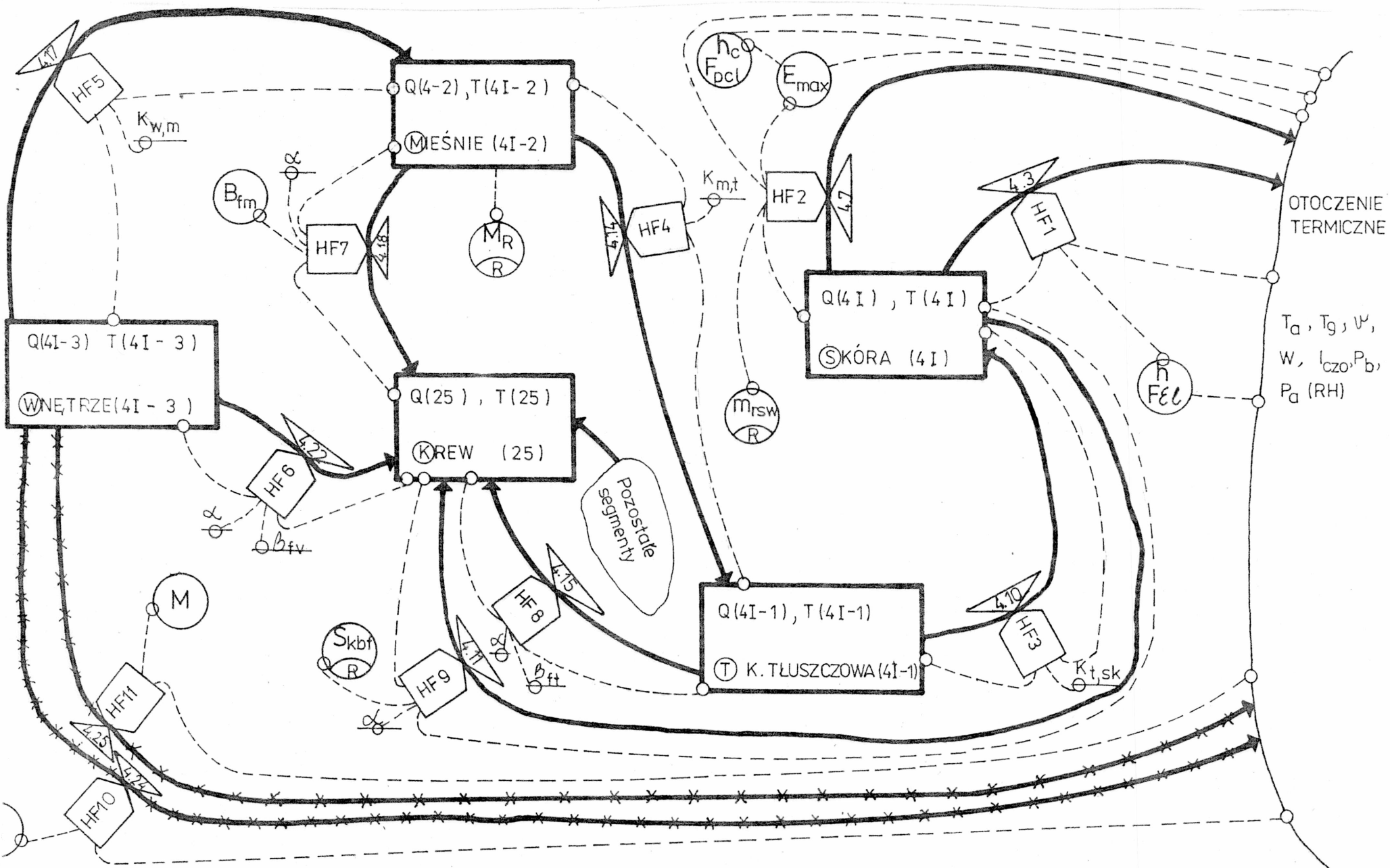
Rys.4.2. Schematyczna reprezentacja modelu systemu pasywnego



Kula /1/ reprezentuje głowę a walce o odpowiednich rozmiarach - korpus /2/, ręce /3/, dłonie /4/, nogi /5/ i stopy /6/. Każdy z tych segmentów jest podzielony na cztery koncentryczne warstwy reprezentujące wewnątrz segmentu, mięśnie, tkankę tłuszczową i skórę. Dodatkowo element CB reprezentuje tętnice i żyły wymieniające ciepło z każdym elementem systemu na drodze konwekcji pojawiającej się wraz z przepływem krwi przez każdy z elementów. Cały model systemu pasywnego składa się zatem z 25 elementów. Badanie tego systemu wymaga znajomości relacji opisujących wymianę ciepła w systemie dla wszystkich jego elementów. Dla ułatwienia zapisu i późniejszej implementacji komputerowej systemu skorzystano z zaproponowanego przez Stolwijka i Hardy'ego /w cytowanej wyżej pracy/ sposobu numerycznej identyfikacji każdego elementu.

Sposób ten polega na przyporządkowaniu indeksu I segmentom /tj. I=1 - głowa, I=2 - korpus itd., jak na rys. 4.2./ oraz indeksu N elementom systemu tak, że  $N = 4 \times I - 3$  identyfikuje warstwę "wnętrze" segmentu I,  $N = 4 \times I - 2$  warstwę "mięśnie"  $N = 4 \times I - 1$  - warstwę "podskórna tkanka tłuszczowa" i wreszcie  $N = 4 \times I$  - warstwę "skóra" w segmencie I. Dla przykładu: element - "tkanka tłuszczowa dłoni" będzie identyfikowany indeksem  $N = 4 \times 4 - 1 = 15$ . Element reprezentujący krew w centralnych naczyniach krwionośnych /CB/ jest oznaczony indeksem  $N = 25$ .

Dla zilustrowania struktury modelu systemu pasywnego wykorzystano podstawowe elementy analogowo-symbolicznego języka metody Dynamiki Systemów Zarządzania /Industrial Dynamics/ opracowanej przez Forretera /1961/. Na rys. 4.3. pokazano /w uproszczeniu/ strukturę I - tego segmentu modelu pasywnego. W strukturze tej



rys. 4.3. Symboliczno -analogowy model struktury I-tego segmentu systemu pasywnego.

wyróżniono: - poziomy ciepła /lub temperatury/ w poszczególnych elementach segmentu I /oznaczone prostokątami/:

- strumienie ciepła przepływające między poszczególnymi elementami segmentu oraz skórą i otoczeniem /linie ciągłe/,

- relacje uzależniające wielkość strumieni od poziomów i innych wielkości /symbol zaworu/,

- strumienie informacyjne łączące relacje z poziomami i innymi wielkościami niezbędnymi do określenia aktualnych wielkości strumieni ciepła /linie przerywane/,

- zmienne i stałe dodatkowe niezbędne do obliczania wartości strumieni i poziomów /podkreślone lub obwiedzione kółkami/.

Możliwość wykorzystania koncepcji Forestera do poglądowej ilustracji a także do opisu matematycznego systemu pasywnego wynika z założeń przyjmowanych odnośnie modelu tego systemu.

Podstawowe z tych założeń /Amosów i in., 1977/ to 1/ założenie o skoncentrowaniu parametrów termofizjologicznych w obrębie każdego pojedynczego elementu rozpatrywanego w modelu i 2/ założenia o homogeniczności i izotropowości ze względu na parametry termofizjologiczne każdego z elementów.

Konkretna postać struktury I - tego segmentu modelu /rys.4.3./ wynika z przyjętych dodatkowych założeń: 3/ nie uwzględnia się wymiany ciepła drogą kondukcji pomiędzy osobnymi segmentami i 4/ nie uwzględnia się wymiany ciepła pomiędzy naczyniami krwionośnymi o przeciwnych kierunkach przepływu krwi. Przy tych założeniach strumienie i poziomy ciepła I-tego segmentu przyjmują konfigurację przedstawioną na rys.4.3. Natomiast relacje opisujące formalnie zależności w tej strukturze mogą być rozpatrywane w kategoriach strumieni i poziomów przyjętych w technice I D /Łukaszewicz, 1975/.

Poziom ciepła w danym elemencie /N/ może być opisany ogólnie jako:

$$Q/N/t = Q/N/t_{-1} + DT /HF_{WE} - HF_{WY}/ , \quad /4.1/$$

gdzie:  $Q/N/t$  - poziom ciepła w chwili  $t$ ,

$Q/N/t_{-1}$  - poziom ciepła w chwili  $t-1$ ,

$DT$  - interwał między  $t-1$  a  $t$ ,

$HF_{WE}$  - strumień ciepła dopływającego do elementu  $N$ ,

$HF_{WY}$  - strumień ciepła odpływającego z elementu  $N$ .

Natomiast chwilową wartość strumienia /dopływającego lub odpływającego/ można ogólnie wyrazić:

$$HF_t = F /I_1, I_2 \dots I_n/, \quad /4.2/$$

gdzie:  $I_i$  - chwilowa wartość strumienia informacyjnego,

$i$  - wskaźnik identyfikujący dany strumień.

Matematyczny opis modelu składa się zatem z równań typu /4.1./

i /4.2./ oraz pewnych dodatkowych wyrażeń i stałych charakteryzujących system pasywny. Dla łatwości identyfikacji opisu formalnego z modelem symboliczno-analogowym cyfry w symbolach relacji na rys.

4.3. oraz wyróżnione litery w poziomach będą symbolami równań opisujących system pasywny /dla uproszczenia pominięto indeks segmentu -  $I$ / i tak

$$HF1 = /R+C/ = \frac{F}{CL} h /T_{sk} - T_o/ \quad [W/m^2] \quad /4.3/$$

jest równaniem strumienia ciepła traconego z powierzchni skóry drogą promieniowania i konwekcji /w  $W/m^2$ /. W równaniu tym uwzględnia się specyficzne działanie odzieży za pomocą koncepcji "współ-

czynnika sprawności cieplnej odzieży" -  $F_{cl}$  zdefiniowanego w terminach izolacji cieplnej  $/I_{clo}/$  przez Gagge'a i Nishi'ego /1975/ jako

$$F_{cl} = 1/1+0.155 I_{clo} \cdot h/, \quad /4.4/$$

Pomnożenie równania /4.3/ przez powierzchnię badanego segmentu daje ilość ciepła  $/W/$  traconego /zyskiwanego/ przez cały segment na drodze radiacji i konwekcji.

Wielkość  $h$  w równaniach 4.3. i 4.4. oznacza łączny współczynnik wymiany cieplnej  $/h = h_r + h_c/$  dla dróg konwekcji i promieniowania. Sposoby wyznaczania  $h$  i  $I_{clo}$  są przedstawione w wielu opracowaniach np. w cytowanym wyżej artykule Gagge'a i Nishi'ego oraz Gagge'a i in. /1976/. Podano tam również wartości tych wielkości dla różnych, standardowych zestawów odzieży.

Wielkość  $T_{sk}$  w równaniu /4.3/ jest chwilową wartością temperatury skóry rozważanego segmentu.  $T_o$  - chwilowa wartość temperatury operatywnej zdefiniowanej w rozdz. 2. Wartość ta nie może być zmierzona wprost, ale można ją obliczyć na podstawie zależności teoretycznych podanych w literaturze np. przez Nishi'ego /1977/:

$$T_o = /h_r \cdot T_r + h_c \cdot T_a/ / h [^{\circ}C], \quad /4.5/$$

gdzie:  $h_r$ ,  $h_c$  i  $h$  odpowiednio współczynniki wymiany na drodze promieniowania, konwekcji i łączny,  $T_a$  - temperatura otoczenia /termometr suchy/, natomiast  $T_r$  - temperatura promieniowania otoczenia, która może być wyrażona zależnością empiryczną od temperatury otoczenia, prędkości powietrza  $/v/$  i temperatury mierzonej termometrem Bedforda /rozd.2/  $T_g$  jako

$$T_r = T_g + \sqrt{2.27 \sqrt{v}^{0,5} / (T_g - T_a)} \quad [^{\circ}\text{C}] \quad /4.6/$$

Następujące równanie /Gagge i Nishi, 1975/ opisuje wymianę ciepła drogą parowania potu z powierzchni skóry /strumień HF2 z rys.4.3/

$$\text{HF2} = E_{\text{rsw}} = 0,7 \cdot m_{\text{rsw}} \cdot \left[ 2^{(T_{\text{sk}} - T_{\text{sk}}^{\circ})/3} \right] \quad [\text{W}] \quad /4.7/$$

W równaniu tym 0,7 oznacza ciepło utajone potu w W.h/g,  $m_{\text{rsw}}$  - szybkość wydzielania potu / g/h / w segmencie I, relacja w nawiasie kwadratowym - zależność Bullarda /Gagge i in., 1971/ stwierdzona empirycznie,  $T_{\text{sk}}^{\circ}$  - jest "temperaturą odniesienia" skóry w danym segmencie. Wielkość strumienia HF2 jest limitowana wielkością  $E_{\text{max}}$  maksymalnej sprawności parowania w danych warunkach termofizjologicznych /Nishi, 1977/

$$E_{\text{max}} = 2,2 \cdot (P_{\text{SK}} - P_a) \cdot h_c \cdot F_{\text{pcl}} \quad [\text{W}] \quad /4.8/$$

gdzie:  $P_{\text{SK}}$  - ciśnienie pary wodnej na powierzchni skóry danego segmentu,

$P_a$  - ciśnienie pary wodnej w powietrzu,

$F_{\text{pcl}}$  - współczynnik sprawności przenikania potu przez odzież sformułowany przez Gagge'a i Nishi'ego /1975/

/przez analogię do  $F_{\text{cl}}$ / i definiowany przez empiryczną zależność jako

$$F_{\text{pcl}} = 1 / (1 + 0,143 h_c I_{\text{clo}}) \quad /4.9/$$

Współczynnik 2,2 w równaniu /4.8/ jest empirycznie wyznaczoną tzw. "relacją Lewisa" opisaną przez Gagge'a i Nishi'ego /1975/.

Jeżeli poziom  $HF2 / E_{rsw} /$  w dowolnym segmencie I przewyższa wartość poziomu  $E_{max}$  dla tego segmentu, wówczas  $HF2$  redukuje się do poziomu wielkości  $E_{max}$ . Stosunek  $E_{rsw} / E'_{max}$  dla wszystkich segmentów obliczony jako średnia ważona wyznacza tzw. "obszar wilgotności" /wetted area/. Pojęcie to ma ważne znaczenie w badaniach komfortu cieplnego /Stolwijk i Hardy, 1975/.

Wielkość  $m_{rsw}$  w równaniu /4.7/ istotnie wpływająca na wartość strumienia  $HF2$  jest wartością chwilową akcji regulacyjnej "podejmowanej" w danej chwili przez system aktywny /regulator/, co zaznaczono symbolem  $R$  /rys.4.3/.

Równania 4.3 - 4.9 pozwalają na określenie chwilowych wartości strumieni ciepła "odpływającego od poziomu skóra" /rys.4.3/ do otoczenia /lub dopływającego z otoczenia - zależnie od znaku wartości strumieni/. Ustalenie wartości strumieni  $HF3$  i  $HF9$  pozwala na sformułowanie równania wyznaczającego chwilową wartość poziomu  $S$  - ciepła gromadzonego w skórze segmentu I. Wymiana ciepła pomiędzy skórą a pozostałymi elementami dowolnego segmentu może przebiegać dwoma "kanałami": drogą przewodzenia między skórą a podskórną tkanką tłuszczową oraz drogą konwekcji za pośrednictwem przepływającej przez tkanki skórne krwi.

Przy określaniu wymiany cieplnej na drodze przewodzenia /kondukcji/ stosuje się zwykle prawo Fouriera /Amosow i in. , 1977/ zakładając, że współczynnik przewodzenia nie zależy od temperatury i szybkość wymiany jest wprost proporcjonalna do różnicy temperatur stykających się elementów. W tej sytuacji równanie strumienia  $HF3$  przyjmuje postać

$$HF3 = K_{t,sk} / T_t - T_{SK} / \quad [W] \quad , \quad /4.10/$$

gdzie  $K_{t,SK}$  = współczynnik kondukcji "styku" - tkanka tłuszczowa skóra /W/°C /.

Chwilowy strumień ciepła unoszonego przez odpływającą ze skóry krew może być aproksymowany zależnością podaną w pracy Stolwijk i Hardy'ego /1975/

$$HF9 = Sk_{bf} / T_{sk} - T_{25} / \cdot \alpha \text{ [W]} , \quad /4.11/$$

w której:  $Sk_{bf}$  - szybkość przepływu krwi w skórze danego segmentu /l/h/,  $T_{25}$  - temperatura krwi,  $\alpha$  - ciepło właściwe krwi  $\frac{W \cdot h}{^\circ C \cdot l}$  .

Zestaw równań 4.3 - 4.11 pozwala na obliczenie aktualnej wielkości poziomu ciepła w skórze:

$$\textcircled{S} : Q_S/t/ = Q_S/t-1/ + DT/M_S + HF3 - HF1 - HF2 - HF9/ , \quad /4.12/$$

przy czym  $M_S$  jest wielkością metabolizmu w skórze ([W]), której poziom przyjmuje się za stały /Stolwijk i Hardy, 1975/,  $Q_S/t-1/$  - poziom ciepła w chwili poprzedniej,  $DT$  - różnica czasu między momentem  $T-1$  i  $t/h/$ . Wyznaczenie wielkości  $Q_S/t/$  pozwala na jednoznaczne określenie aktualnej wartości temperatury skóry rozpatrywanego segmentu

$$T_S/t/ = \frac{Q_S/t/}{C_s} \text{ [}^\circ\text{C]} , \quad /4.13/$$

gdzie  $C_s$  oznacza pojemność cieplną skóry danego segmentu wyrażoną

$$w \frac{W \cdot h}{^\circ C} .$$



W analogiczny sposób zostaną wyrażone równania wartości chwilowych pozostałych poziomów i strumieni.

Strumień ciepła wymienianego na drodze kondukcji między poziomami "mięśnie" i "tkanka tłuszczowa" może być określony przez analogię do /4.10/ jako

$$HF4 = K_{m,t} / T_m - T_t / \quad [W] \quad , \quad /4.14/$$

gdzie:  $K_{m,t}$  - współczynnik kondukcji "styku" - mięśnie - tkanka tłuszczowa,  $T_m$  i  $T_t$  odpowiednio temperatura mięśni i tkanki tłuszczowej.

Strumień ciepła HF8 określa się analogicznie do HF9 /5.11/ jako

$$HF8 = Bf_t / T_t - T_{25} / \cdot \infty [W] , \quad /4.15/$$

gdzie:  $Bf_t$  - szybkość przepływu krwi w tkance tłuszczowej,  $T_t$  - aktualna temperatura tkanki tłuszczowej.

Zasadniczym faktem różniącym strumienie HF8 i HF9 jest przyjęcie stałości parametru  $B_{ft}$  we wzorze 4.15, podczas gdy odpowiadający mu parametr  $Sk_{bf}$  /wzór 4.11/ jest, jako akoja regulatora, zmienny w czasie. Uzasadnienia takiego postępowania dają Stolwijk i Hardy /1966/.

Wzory 4.10, 4.14, 4.15 pozwalają sformułować zależność  $\textcircled{T}$  opisującą zachowanie się poziomu ciepła /i temperatury/ w tkance tłuszczowej:

$$\textcircled{T} : \quad Q_t / t / = Q_t / t-1 / + DT / M_t + HF4 - HF3 - HF8 / \quad [W.h] \quad /4.16/$$

W zależności tej, podobnie jak w zależności  $\textcircled{S}$  ,  $M_t$  - poziom

metabolizmu przyjęto - za Stolwijkiem i Hardym /1975/ - za stały.

Następujące wzory pozwolą określić chwilowy strumień ciepła dopływający do poziomu "mięśnie" z poziomu "wnętrze" oraz strumień ciepła unoszonego przez krew z poziomu "mięśnie":

$$HF5 = K_{wm} / T_w - T_{sk} / \quad [W] , \quad /4.17/$$

$$HF7 = Bf_m / T_m - T_{25} / \cdot \infty \quad [W] , \quad /4.18/$$

Przy czym  $Bf_m$  - szybkość przepływu krwi w mięśniach - zmienia się wraz ze zmianą poziomu metabolizmu w mięśniach  $/M_m/$  i może być aproksymowana /Stolwijk i Hardy 1975/ zależnością

$$Bf_m = Bf_{mb} + M_m - M_{mb} \quad [l/h] , \quad /4.19/$$

gdzie  $Bf_{mb}$  - bazowa prędkość przepływu krwi /gdy nie występują przyrosty poziomu metabolizmu/,

$M_{mb}$  - bazowy poziom metabolizmu /w stanie termofizjologicznej neutralności/.

Formalnie, dla poprawności wymiarowej wyrażenia 4.19 wielkość różnicy  $M_m - M_{mb}$  należałoby pomnożyć przez odpowiedni, wymiarowy współczynnik "wrażliwości układu krwionośnego na przyrost metabolizmu" o wymiarze  $l/h.W$ . Liczbowo jednak wartość tego współczynnika jest bliska jedności.

Równania 4.17, 4.18, 4.14 pozwalają sformułować zależność  $\textcircled{M}$  :

$$\textcircled{M} : \quad Q_m/t/ = Q_m/t-1/ + DT / M_m + HF5 - HF7 - HF4 / \quad [W.h] \quad /4.20/$$

Przy czym poziom metabolizmu w mięśniach zmienia się na skutek aktywności fizycznej oraz w wyniku aktywności regulatora temperatury w niskich temperaturach otoczenia /na skutek napięcia i drżeń

mięśniowych/. Ujmująca ilościowo te zjawiska zależność postulowana przez Stolwijk i Hardy'ego /1975/ przedstawia się następująco:

$$M_m = M_{mb} + W + M \quad [W] \quad /4.21/$$

Metaboliczna produkcja ciepła w mięśniach danego /I-tego/ segmentu jest sumą bazowej produkcji metabolicznej  $M_{mb}$  oraz dodatkowego ciepła będącego wynikiem pracy mięśni  $W$  oraz drzeń mięśniowych, będących akcją regulacyjną  $M$ .  $W$  wyraża całkowitą produkcję ciepła w danym segmencie, którą może być określona na podstawie konsumpcji tlenu /Gagge i Nishi, 1975/, pomniejszoną o wielkość produkcji bazowej w tym segmencie i o cieplny ekwiwalent wykonywanej pracy /Gagge i in. 1971, Klonowicz, 1974/.

Równanie określające strumień ciepła unoszonego przez krew z poziomu "wnętrze"

$$HF6 = Bf_w / T_w - T_{25} / \alpha \quad [W] \quad /4.22/$$

wraz z równaniem 4.17 pozwala sformułować relację opisującą poziom  $\textcircled{W}$ .

$$\textcircled{W} : Q_w/t/ = Q_w/t-1/ + DT / M_w - HF5 - HF6 / \quad [W.h] , \quad /4.23/$$

przy czym  $M_w$  - produkcję metaboliczną ciepła we wnętrzu traktuje się jako wielkość stałą. Wzór 4.23 musi być rozszerzony dla segmentu  $I=2$  odwzorowującego korpus. Istnieją bowiem dwie dodatkowe drogi wymiany ciepła dla wnętrza korpusu, drogi związane z oddychaniem. Wymiana powietrza dokonywana w płucach umożliwia wymianę ciepła na drodze konwekcji oraz parowania wody znajdującej się w powietrzu. Następujące zależności empiryczne pozwalają na obli-

czenie chwilowych wartości tych strumieni /zaznaczono je wyróżnionymi liniami na rys.4.3/ Nishi i in., 1976, Gagge i Nishi, 1975/.

$$\begin{aligned} HF10 &= 0,0023 M /44 - P_a / & [W/m^2] & , & /4.24/ \\ HF11 &= 0,0014 M /34 - T_a / & [W/m^2] & . & /4.25/ \end{aligned}$$

Wzór .24 opisuje utratę ciepła na drodze parowania wody z powierzchni płuc, natomiast zależność 4.25 opisuje utratę ciepła na drodze konwekcji w czasie oddychania. M jest wielkością całkowitej produkcji ciepła /określaną na podstawie konsumpcji tlenu /Gagge i Nishi, 1975/,  $P_a$  - ciśnienie pary wodnej w powietrzu /w otoczeniu/, 44 - ciśnienie pary wodnej w powietrzu wydychanym 34 i  $T_a$  oznaczają odpowiednio temperaturę powierzchni płuc i powietrza w otoczeniu. Ponieważ zależności 4.24 i 4.25 są wyznaczone globalnie /w  $W/m^2$ / dla całego ciała człowieka, wielkości HF10 i HF11 muszą być pomnożone przez powierzchnię ciała /S/ dla uzyskania zgodności wszystkich strumieni dopływających i odpływających od poziomu "wnętrze". Równanie poziome  $\textcircled{W}$  dla segmentu I=2 przyjmie zatem postać

$$\textcircled{W}_{I=2} : Q_w/t/ = Q_w/t-1/ + DT /M_w - HF5 - HF6 - HF10S - HF11S/ [W-t] 4.26/$$

W przeciętnych /typowych/ warunkach /Gagge i Nishi, 1975/ HF10 i HF11 przenoszą odpowiednio około 7% i około 1% całkowitego ciepła produkowanego w procesach metabolizmu /M/. W prezentowanym modelu pominięto wielkość HF11.

Zestaw równań od 4.3 do 4.23 opisuje, jak powiedziano, dowolny /I-ty/ segment modelu systemu pasywnego. Cały model składa się zatem z sześciu takich zestawów, przy czym poziomy i strumienie

w każdym z zestawów współzależą od siebie dzięki istnieniu poziomu "KREW" mającego połączenie z każdym innym poziomem. Chwilowy strumień ciepła "zabieranego" przez krew przepływającą przez poszczególne elementy ciała może być aproksymowany zależnością /Stolwijk i Hardy, 1975/

$$HF_{25} = \sum_i HF6_{(i)} + \sum_i HF7_{(i)} + \sum_i HF8_{(i)} + \sum_i HF9_{(i)} \quad [W],$$

w której  $i=1,2,\dots,6$  jest numerem segmentu zaś oznaczenia strumieni są zgodne z oznaczeniami ze schematu symboliczno-analogowego /rys.4.3/. Poziom ciepła krwi może być w danym momencie określony z zależności

$$\textcircled{K} : \quad Q_{25}/t/ = Q_{25}/t-1/ + DT \cdot HF_{25} \quad [W.h] \quad /4.28/$$

Dokonywanie obliczeń na modelu wymaga określenia wszystkich stałych parametrów termofizjologicznych występujących w równaniach. Metody wyznaczania tych parametrów oraz ich wartości można znaleźć w wielu cytowanych w tej pracy pozycjach. Przyjęte wartości parametrów zestawiono w tab.4 w aneksie. Poza parametrami stałymi występują w równaniach modelu parametry będące odzwierciedleniem akcji podejmowanych w każdym momencie przez system aktywny. Model systemu aktywnego został opisany w następnym podrozdziale.

#### 4.3. Koncepcja modelu systemu aktywnego - rozmyty regulator jako odwzorowanie procesów regulacji temperatury

Scharakteryzowane w rozdz.3 przesłanki "miękkiego" charakteru systemu termoregulacji w organizmach żywych skłaniają do podejmowania prób "miękkiego" opisu tego systemu. Pierwszym krokiem w tym kierunku może być próba wykorzystania pojęć teorii zbiorów rozmytych a w szczególności idei rozmytego regulatora /opisanej w rozdz.3/ do formalnego opisu systemu aktywnego w modelu systemu termofizjologicznego człowieka. Wprawdzie ideę konstruowania i wykorzystywania rozmytych algorytmów regulacji przedstawiono w rozdz.3 dla przypadku regulatora o jednym wejściu i jednym wyjściu, ale uogólnienie jej na przypadki wielowymiarowe nie następuje żadnych trudności formalnych. Uogólnione wyrażenie logiczne typu

$$\text{IF "A" THEN "B"} \quad /4.29/$$

można zapisać bowiem jako

$$\text{IF "A}_1 \text{ AND A}_2 \text{ AND ...A}_n \text{" THEN "B}_1 \text{ AND B}_2 \text{ ... AND B}_m \text{"}, \quad /4.30/$$

co jest równoważne /Tong, 1976/:

$$\begin{aligned} &\text{IF A}_1 \text{ THEN /IFA}_2 \text{ THEN.../IFA}_n \text{ THEN/IFB}_1 \text{ THEN/IFB}_2 \text{ ... THEN/IFB}_{n-1} \\ &\text{THENB}_m \text{ /...///.../} \end{aligned} \quad /4.31/$$

Korzystając z wzoru 3.14 pozwalającego reprezentować wyrażenie /4.29/ dla jednego wejścia A i jednego wyjścia B, można znaleźć reprezentację zdania /4.31/ poprzez rekurencyjne reprezentowanie wyrażeń w kolejnych nawiasach.

Realizacja rozmytego regulatora na "nie rozmytej", dyskretnej

maszynie cyfrowej wymaga dyskretyzacji przestrzeni poszczególnych zmiennych wak wejściowych jak i wyjściowych. Dokonanie tej dyskretyzacji dla rozpatrywanych w danej sytuacji zmiennych wejściowych i wyjściowych, zdefiniowanie podsta wowych wyrażen w formie zbiorów rozmytych w tych przestrzeniach oraz dysponowanie zestawem zdań typu 4.30 dla rozpatrywanego przypadku pozwala na realizację akcji regulacyjnych w dowolnych momentach czasowych zgodnie z idea rozmytych algorytmów regulacji.

Propozycja ogólnego algorytmu postępowania, uwzględniającego wymogi systemów cyfrowych a także wiele wejść i wiele wyjść regulatorów, przedstawia się następująco

1/ Dane wejściowe  $I_1 = i_1, I_2 = i_2, \dots, I_N = i_N$  - przez  $I_j$  oznaczono  $j$ -tą zmienną wejściową, zaś przez  $i_j$  - konkretną realizację /zmierzony sygnał błędu/  $j$ , tej zmiennej, tj. numer kolejnego dyskretnego elementu w uporządkowanej rosnąco przestrzeni błędów, który odpowiada zmierzonej wielkości sygnału błędu.

2/ Obliczyć wartość indeksu P według wzoru

$$P = /i_1-1/ \prod_{j=1}^{N-1} /nI_j/ + /i_2-1/ \prod_{j=1}^{N-2} /nI_j/ + \dots + i_N, \quad /4.32/$$

We wzorze tym  $nI_j$  oznacza liczbę elementów w dyskretnej przestrzeni zmiennej  $I_j$  - P jest numerem wiersza macierzy  $R$ , który odpowiada zmierzonemu sygnałowi błędu.

3/ Obliczyć na podstawie reprezentacji rozmytych pierwszego wyrażenia tworzącego strukturę regulatora

$$M I/P/ = \min /MI/i_1/, M I/i_2/, \dots, MI/i_N//, \quad /4.33/$$

gdzie  $MI/i_j/$  - wartość funkcji uczestnictwa dla  $i$ -tego elementu  $j$ -tej przestrzeni błędów.

$$MI/Q/ = \min /MI/k_1/, MI/k_2/, \dots, MI/k_M//, \quad /4.34/$$

$$\text{gdzie } Q = /k_1-1/ \prod_{j=1}^{M-1} /nK_j/ + /k_2-2/ \prod_{j=1}^{M-2} /nK_j/ + \dots + k_M \quad /4.35/$$

$nK_j$  - oznacza liczbę elementów w  $j$ -tej dyskretnej przestrzeni akcji regulatora,  $k_j$  - konkretną realizację /numer elementu w  $j$ -tej przestrzeni/ akcji regulatora. Obliczenia wartości /4.34/ należy wykonać dla wszystkich kombinacji  $k_1 \dots k_M$ , tzn. dla  $k_1 = 1 \div nK_1$ ,  $k_2 = 1 \div nK_2 \dots$ ,  $k_M = 1 \div 1K_M$ . Wielkości  $MI/k_1/$  oznaczają odpowiednie wartości funkcji uczestnictwa dla reprezentacji wyrażen lingwistycznych w przestrzeniach akcji regulatora.

#### 4/ Obliczyć

$$MI/P, Q/ = \min /MI/P/, MI/Q// \quad /4.36/$$

dla wszystkich  $Q$ , tzn. dla  $Q = 1 \div \prod_{j=1}^M /nK_j/$ . W ten sposób

otrzymuje się wiersz macierzy  $R$  na podstawie pierwszego z zestawu wyrażen tworzących strukturę regulatora.

#### 5/ Powtórzyć punkty 3 i 4 dla wszystkich pozostałych wyrażen logicznych, wybrać maksymalne $MI/PQ/$ dla każdego $Q$ od $1 \div \prod_{j=1}^M /nK_j/$ .

Realizacja punktów 1-5 pozwala uzyskać dla danych sygnałów błędów na wejściu regulatora zbiór rozmyty określony w przestrzeni akcji przez wartości funkcji uczestnictwa  $MI/PQ/$ . Interpretacja tak otrzymanego zbioru rozmytego dokonana za pomocą jednej z metod



opisywanych w podrozdziale 3.4 pozwala na uzyskanie konkretnych wartości akcji regulacyjnych.

Specyficzne cechy podsystemu aktywnego - regulatora temperatury w systemie termofizjologicznym człowieka, które grają najważniejszą rolę przy modelowaniu tego systemu są następujące /Stolwijk i Hardy 1966, 1975, Gagge i in. 1971, Amosow i in. 1977/

a/ Jako zmienne wejściowe regulatora przyjmując można sygnały błędów temperatur "wnętrza" ciała /  $\Sigma_{cr}$  / i skóry /  $\Sigma_{sk}$  /, definiowanych:

$$\Sigma_{cr} = T_{cr} - 36,6, \quad /4.37/$$

$$\Sigma_{sk} = T_{sk} - 34,1, \quad /4.38/$$

$T_{cr}$  i  $T_{sk}$  oznaczają odpowiednio średnie ważone temperatury wnętrza i skóry, wartości  $36,6^{\circ}\text{C}$  oraz  $34,1^{\circ}\text{C}$  są zaobserwowanymi poziomami  $T_{cr}$  i  $T_{sk}$  w stanie "termofizjologicznej neutralności" /rozd.2/.

b/ Sygnał  $\Sigma_{sk}$  o wartości ujemnej powoduje redukcję przepływu krwi pozostałych obszarów krążenia do skóry.

c/ Sygnał  $\Sigma_{sk}$  o wartości dodatniej powoduje zwiększenie przepływu krwi w skórze, ale ważniejszą rolę odgrywa w uaktywnieniu gruczołów potowych.

d/ Sygnał  $\Sigma_{cr}$  o wartości ujemnej powoduje zmniejszenie przepływu krwi w skórze, ale jest to proces mniej efektywny niż podobny wywołany ujemnym sygnałem  $\Sigma_{sk}$ .

e/ Sygnał  $\Sigma_{cr}$  o wartości dodatniej powoduje wzmożenie wydzielania potu oraz wzrost szybkości przepływu krwi w skórze.

f/ Pojawienie się ujemnych sygnałów  $\Sigma_{cr}$  i  $\Sigma_{sk}$  jednocześnie powoduje wzmożenie procesów metabolicznych i zmniejszenie szybkości przepływu krwi w skórze.

Przedstawione ogólne cechy pojedynczego oddziaływania poszczególnych sygnałów /poza punktem f/ muszą być rozszerzone na działanie ich kombinacji przy modelowaniu regulatora temperatury. Owo "wspólne działanie", jak to wynika z cytowanej literatury /np. Amosow i in. 1977, Stolwijk i Hardy, 1966/, może być rozpatrywane jako modyfikacja działania pojedynczego sygnału  $\sum_{sk}$  - działaniem  $\sum_{cr}$  /lub odwrotnie/ - potęgująca lub osłabiająca reakcje regulatora. Należy jednak podkreślić, że charakter tej modyfikacji nie musi być "liniowy" np. dodatni sygnał  $\sum_{sk}$  odgrywa progresywnie większą rolę przy wzroście dodatniego sygnału  $\sum_{cr}$  /Stolwijk i Hardy, 1966/.

Eksperymentalnie potwierdzony fakt występowania podwyższonego poziomu matabolizmu tylko w przypadku ujemnych sygnałów  $\sum_{sk}$  i  $\sum_{sk}$  /pkt f/ pozwala przyjąć koncepcję zaproponowaną po raz pierwszy przez Stolwijka i Hardy'ego /1966/ polegająca na rozdzieleniu w modelu dwu mechanizmów termoregulacyjnych - mechanizmu utraty ciepła i mechanizmu produkcji i utrzymywania ciepła. Za Tongiem /1976/ przyjęto jako wejścia do regulatora sygnały błędów oraz ich zmiany /szybkości zmian/. Wyjścia mają charakter zarówno przyrostowych jak i absolutnych wartości w zależności od danej sytuacji termofizjologicznej organizmu, tj. od znaków i rozmiarów śledzonych przez regulator błędów. Jeżeli błąd jest "wielki", wtedy wyjścia /akcje/ regulatora przyjmują wartości absolutne, natomiast przy "małym" błędzie regulator operuje przyrostami wielkości wyjściowych. Ogólna postać zasad "regulacji absolutnej" jest następująca:

IF "błąd większy niż e" THEN "akcja regulatora równa się u",

gdzie "e" i "u" - są pojedynczymi wartościami numerycznymi. Ogólne postaci zdań tworzących strukturę regulatora utraty oraz regulatora utrzymania i produkcji ciepła mogą być wyrażone /przy przyjętych za Gagge'm i in. /1971/ oznaczeniach/ odpowiednio jako:

$$\text{IF " } \sum_{cr} = E_1 \cdot \Delta \sum_{cr} = E_2 \cdot \sum_{sk} = E_3 \cdot \Delta \sum_{sk} = E_4 "$$

$$\text{THEN " } \Delta V_{bl} = E_5 \cdot \Delta m_{rsw} = E_6 " \quad /4.40/$$

$$\text{IF " } \sum_{cr} = E_1 \cdot \Delta \sum_{cr} = E_2 \cdot \sum_{sk} = E_3 \cdot \Delta \sum_{sk} = E_4 "$$

$$\text{THEN " } \Delta V_{bl} = E_5 \cdot \Delta M = E_6 ", \quad /4.41/$$

gdzie:  $\sum_{cr}$  - różnica między temperaturą odniesienia wnętrza ciała a aktualną temperaturą wnętrza /sygnał z wnętrza ciała/,

$\Delta \sum_{cr}$  - przyrost tej różnicy w badanym przedziale czasu,

$\sum_{sk}$  - różnica między temperaturą odniesienia skóry i aktualną temperaturą skóry,

$\Delta V_{bl}$  - przyrost prędkości przepływu krwi w naczyniach krwionośnych w skórze,

$\Delta m_{rsw}$  - przyrost prędkości wydzielania potu,

$\Delta M$  - przyrost poziomu metabolizmu,

$E_i$  - wyrażenie lingwistyczne określające poziom danej wielkości /np. DODATNI DUŻY, UJEMNY ŚREDNI, ZERO itp./,

• - spójnik "i".

Podstawowe wyrażenia lingwistyczne, którymi posłużono się przy budowie regulatora, przyjęto wraz z ich symbolami zgodnie z propozycją zawartą w pracy Mamdani'ego i Kinga /1975/. Subiektywne repre-

zestawiono w tab. 4.1. Są one analogiczne do zaproponowanych przez Tonga /1976/, chociaż w odróżnieniu od tego autora przestrzeń reprezentacji jest szersza, większa jest też liczba podstawowych wyrażen lingwistycznych stosowanych do opisu struktury regulatora.

Subiektywne reprezentacje wyrażen lingwistycznych dla błędu, przyrostu błędu oraz akcji w przestrzeni dyskretnej

Tabela 4.1

OKREŚLENIE LINGWISTYCZNE	SYMBOL	Numer elementu przestrzeni reprezentacji						
		1	2	3	4	5	6	7
UJEMNY DUŻY	NB	1,0	0,6	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
UJEMNY ŚREDNI	NM	0,6	1,0	0,5	0,0	0,0	0,0	0,0
UJEMNY MAŁY	NS	0,0	0,5	1,0	0,5	0,0	0,0	0,0
ZERO	ZE	0,0	0,0	0,5	1,0	0,5	0,0	0,0
DODATNI MAŁY	PS	0,0	0,0	0,0	0,5	1,0	0,5	0,0
DODATNI ŚREDNI	PM	0,0	0,0	0,0	0,0	0,5	1,0	0,6
DODATNI DUŻY	PB	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,6	1,0
DOWOLNY DODATNI	ANY P	0,0	0,0	0,0	1,0	1,0	1,0	1,0
DOWOLNY UJEMNY	ANY N	1,0	1,0	1,0	1,0	0,0	0,0	0,0
DOWOLNY	ANY	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0

← funkcja uczestnictwa

W tabeli 1 w Aneksie przedstawiono stosowaną w przeprowadzonych eksperymentach listę wyrażen lingwistycznych opisujących działanie regulatora utraty ciepła. Podobną listę wyrażen dla regulatora utrzymania ciepła zawiera tabela 2 Aneksu. Wyrażenia te zostały sformułowane na podstawie przedstawionych w cytowanej literaturze ogólnych zasad działania systemu aktywnego w systemie termoregulacji, jak i szczegółowych opisów eksperymentów z tej dziedziny i wielu próbnych przebiegów symulacyjnych. Oczywiście zestawy te nie pretendują do miana najlepszego modelu regulatora temperatury /nawet w sensie lingwistycznym/Prawdopodobnie lepszy zestaw zdań postaci 4.40 i 4.41 mógłby być sporządzony np. przez specjalistę fizjologa.

Przedstawiony wyżej algorytm działania rozmytego regulatora w wersji komputerowej nie stawia zbyt ścisłych ograniczeń, jeśli chodzi o ilość takich zdań ani w rozmytym definiowaniu wyrażen lingwistycznych, ani też w rozmiarach dyskretnej przestrzeni reprezentacji tych wyrażen - a wszystkie te sfery mają związek z dokładnością, jakością odwzorowania systemu regulacji.

"Współpraca" rozmytego regulatora z opisanym wcześniej systemem pasywnym złożonym z wielu segmentów o strukturze odwzorowanej na rys.4.3 wymaga kilku założeń odnoszących się do jej sposobu. Założono mianowicie, że informacje wejściowe /sygnały błędów i ich przyrosty/ regulatora są uśrednionymi w pewien sposób wartościami błędów w odpowiednich elementach systemu pasywnego, zaś "podejmowanie" przez regulator "globalne akcje" /globalne wartości przyrostów szybkości wydzielania potu, przepływu krwi w skórze i poziom metabolizmu/ są w odpowiedni sposób "rozdzielane" na poszczególne elementy systemu pasywnego.

Dla wygody ze względów praktycznych można założyć - jak czynią

to Stolwijk i Hardy /1975/ - że system aktywny składa się z trzech części /podsystemów/. Pierwsza z nich zawiera mechanizmy rozpoznające stan termiczny systemu pasywnego, druga otrzymuje informacje o tym stanie, scala je w odpowiedni sposób i na podstawie scalonych informacji podejmuje odpowiednie akcje /właściwy regulator/, które następnie odpowiednio rozdzielone docierają do poszczególnych elementów systemu pasywnego. W części trzeciej systemu regulacyjnego akcje są modyfikowane przez informacje o stanie na peryferiach i dopiero wtedy uaktywniane są efekторы. Przyjęte w prezentowanym modelu ilościowe relacje umożliwiające "współpracę" rozmytego regulatora z systemem pasywnym przedstawiają się następująco:

$$\sum_{sk} = \sum_{sk}^1 \cdot SKINR/1/ + \sum_{sk}^2 \cdot SKINR/2/ + \dots + \sum_{sk}^6 \cdot SKINR/6/. \quad /4.42/$$

Sygnał ze skóry /  $\sum_{sk}$  /, jedno z wejść do regulatora, jest średnią ważoną sygnałów ze skóry w każdym z segmentów systemu pasywnego. Wagami są tzw. "relatywne wrażliwości termiczne" skóry w poszczególnych segmentach oraz wielkości powierzchni segmentu wyrażone łącznie wielkościami SKINR /I/. Wartości SKINR/I/ zestawiono w tab. 4 w Aneksie. Pochodzą one z pracy Stolwijka i Hardy'ego /1975/ i zostały wyestymowane na podstawie badań eksperymentalnych Nadela.

Sygnał z "wnętrza" ciała jest obliczany według wzoru

$$\sum_{cr} = \sum_{cr}^1, \quad /4.43/$$

w którym  $\sum_{cr}^1$  oznacza sygnał błędu pochodzący z wnętrza segmentu I = 1, tj. głowy. Odpowiada to założeniu, że wszystkie termorecep-

tory wewnątrz ciała są zlokalizowane w mózgu. Założenie to postulowane przez Benzingera /1969/ jest często przyjmowane, mimo wielu badań przemawiających za jego nieprawidłowością /Amosow i in., 1975/. Słuszność przyjmowania hipotezy Benzingera uzasadniają Stolwijk i Hardy /1975/ faktem, iż w normalnych warunkach temperatury "wnętrza ciała" i mózgu różnią się "co najwyżej nieznacznie".

Zależności /4.42/ i /4.43/ opisują formalnie działanie pierwszej i częściowo drugiej części /do podjęcia akcji globalnej/ regulatora. "Rozdzielanie" podjętych przez regulator akcji jest aproksymowane za pomocą następujących zależności:

$$M^i = \text{CHILM} /I/ \cdot M \quad /4.44/$$

$$S_{\text{kb}\dot{f}}^i = \text{SAR} /I/ \cdot V_{\text{bl}} \quad /4.45/$$

$$m_{\text{rsw}}^i = \text{SKINS} /I/ \cdot m_{\text{rsw}} \quad /4.46/$$

Wzór 4.44 pozwala określić dodatkową produkcję ciepła w mięśniach I-tego segmentu  $M^i$  na podstawie aktualnego, ogólnego poziomu będącego wynikiem akcji regulacyjnych /M/.  $\text{CHLM}/I/$  jest estymatorem rozkładu dodatkowej produkcji metabolicznej na poszczególne segmenty /Stolwijk i Hardy, 1975/. Zależność 4.45 określa szybkość przepływu krwi w skórze I-tego segmentu. Wykorzystano tutaj przedstawioną przez Amosowa /Amosow i in. 1977/ koncepcję rozdziału akcji globalnej / $V_{\text{bl}}$ / na podstawie relatywnej wielkości powierzchni segmentu I-SAR/I/.

Szybkość wydzielania potu na powierzchni I-tego segmentu / $m_{\text{rsw}}^i$ / zależy od ilości gruczołów potowych. Rozkład tych gruczołów /SKINS/I/ uzyskany eksperymentalnie przez Randalla a zmodyfikowany

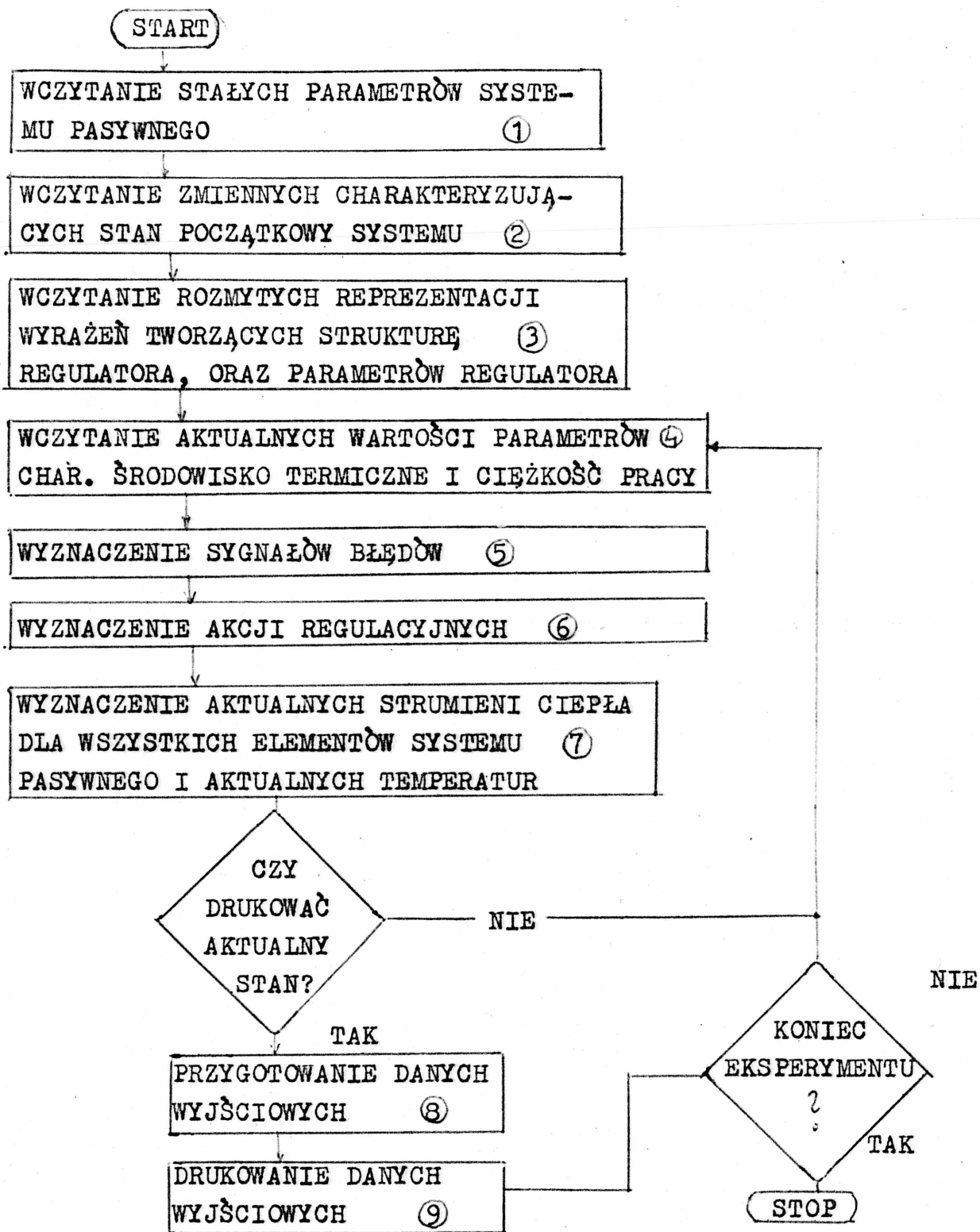
przez Stolwijka prezentują Stolwijk i Hardy /1975/. Wartości CHILM/I/ , SAR/I/, SKINS/I/ zestawiono w tab.4 w Aneksie.

#### 4.4. Implementacja komputerowa modelu

Komputerowy program w języku FORTRAN o nazwie "Hwoc" realizujący opisaną koncepcję został zamieszczony w Aneksie. Organizacja programu w części realizującej obliczenia procesów przebiegających w subsystemie pasywnym jest zbliżona do zaproponowanych w cytowanych wielokrotnie pracach Stolwijka i Hardy'ego /1975/ oraz Gaggéa i in., /1971/. Wykorzystano także stosowane tam nazwy zmiennych w języku FORTRAN. Występujące w tekście i programie oznaczenia wielkości zestawiono wraz z ich wymiarami w tab.3 w Aneksie. Działanie rozmytego regulatora opisane w poprzednim podrozdziale realizują podprogramy o nazwach "WYBOR" i "CONTROLLER". Schemat blokowy ilustrujący przebieg procesu obliczeniowego przedstawia rysunek 4.3. Konkretny eksperyment symulacyjny rozpoczyna się od wczytania stałych parametrów systemu pasywnego. Instrukcja DIMENSION określa ilość poszczególnych stałych, zaś za pomocą instrukcji READ wczytuje się z kart perforowanych konkretne wartości stałych zdefiniowanych w tab.5 w Aneksie, a także wartości charakteryzujące stan początkowy systemu.

Następnym krokiem jest wczytanie rozmytych reprezentacji wyrażeń lingwistycznych tworzących strukturę regulatora temperatury. Również w tym kroku wczytywane są w formie tablic zdefiniowane dla każdego eksperymentu zakresy i przedziały zmienności wielkości wejściowych regulatora /TAB 1, TAB 2, TAB 3 i TAB 4/ określone





Rys.4.3. Ogólny przebieg procesu obliczeń na modelu

na przestrzeniach rzeczywistych oraz dyskretne poziomy akcji regulacyjnych /WAR 1, WAR 2 i WAR 3/. Dodatkowo wczytuje się wartości "wzmocnień"  $G_1$  i  $G_2$  pozwalające modyfikować przyjęte poziomy akcji regulacyjnych bez zmiany wartości w tablicach WAR/I/. Wprowadzenie tablic TAB/I/ oraz WAR/I/ jest konsekwencją realizacji rozmytego regulatora na "nierozmytej" maszynie cyfrowej/co już podkreślono w rozdz.3/ W prezentowanym programie przyjęto /zgodnie z tabelą 4.1/ podział każdej przestrzeni na siedem poziomów dyskretnych uporządkowanych rosnąco.

Realizacja instrukcji 110-305 pozwala na określenie aktualnych sygnałów błędów dla warunków środowiska wczytanych na początku tej sekwencji. W zależności od znaku i wielkości błędów realizowane są zasady absolutne /Aneks, tab.3./ lub wywoływany podprogram "WYBOR" /instrukcja 201/. Podprogram ten "przypisuje" każdemu sygnałowi błędu odpowiedni numer w dyskretnej przestrzeni reprezentacji w zależności od jego wielkości i zdefiniowanych w TAB 1 - TAB 4 zakresów. Przykładowo, jeżeli TAB1 ma taką postać jak w tabeli 4.2. w górnym wierszu, wtedy błąd  $\sum_{cr}$  jest interpretowany w zależności od tego, w którym przedziale się mieści - jako odpowiedni numer w dolnym wierszu. Zinterpretowane w ten sposób sygnały błędów stanowią zestaw zmiennych wejściowych do rozmytego regulatora /podprogram "CONTROLLER"/. Sekwencje tego podprogramu do instrukcji 27 realizują opisany w tym rozdziale algorytm działania regulatora. Dalsza część jest rozszerzeniem algorytmu i dokonuje interpretacji otrzymanego w danej sytuacji zbioru rozmytego określonego na akcjach w konkretny, dwuwymiarowy wektor podejmowanych akcji. Przyjęty sposób interpretacji zbioru rozmytego jest następujący

Jeżeli funkcja uczestnictwa zbioru rozmytego określonego na

Sposób działania podprogramu "WYBÓR"

Tabela 4.2.

- 0,3	-0,24	-0,16	-0,8	0,08	0,16	0,24	0,3	TAB 1
								IN/1/

przestrzeni akcji posiada jedno maksimum, wówczas wybierana jest ta akcja /dokładniej dwie akcje , gdyż zbiór wyjściowy regulatora jest określony na iloczynie kartezjańskim przestrzeni przyrostu przepływu krwi w skórze i przyrostu wydzielania potu dla mechanizmów utraty ciepła oraz przyrostu przepływu krwi i przyrostu metabolizmu dla regulacji dodatkowej produkcji i utrzymania ciepła/, dla której funkcja uczestnictwa osiąga wartość maksymalną. Jeżeli natomiast dla większej liczby elementów przestrzeni akcji funkcja uczestnictwa osiąga wartość maksymalną, wówczas jako wynikową przyjmuje się akcję będącą średnią arytmetyczną akcji o maksymalnych uczestnictwach. Oczywiście tę średnią oblicza się z wartości rzeczywistych określonych wcześniej za pomocą tablic WAR1 oraz WAR2 lub WAR3 i "przypisanych" do odpowiednich elementów sztucznych przestrzeni., na których "operuje" regulator. Wprowadzona koncepcja "wzmocnień akcji"  $/G_1, G_2/$  pozwala na modyfikację ostatecznych akcji podejmowanych przez regulator przez pomnożenie odpowiednich wyjść przez  $G_1$  i  $G_2$ . Taki sam efekt można uzyskać przez odpowiednie zmiany wartości w tablicach WAR1, WAR2 i WAR3, ale wprowa-

dzenie wzmocnień znacznie upraszcza "dostrajanie" regulatora pokazane w następnym rozdziale. Wydaje się ponadto, że za pomocą koncepcji wzmocnień można by odwzorowywać niektóre rzeczywiste mechanizmy działania systemu termofizjologicznego, jak chociażby modyfikujący wpływ sytuacji termofizjologicznej na peryferiach czy zmiany w reagowaniu systemu na skutek adaptacji do pewnego rodzaju środowiska, sygnalizowane m.in. w pracach Ziobry /1966, 1969, 1979/. W ogólnym przypadku wielkości  $G_1$ ,  $G_2$  są zatem nie tyle parametrami stałymi, ile raczej funkcjami czy - ogólniej - pewnymi relacjami, chociaż zarówno postaci jak i zmienne wchodzące w skład tych relacji nie są, jak na razie, znane.

Określenie akcji regulacyjnych za pomocą zasad absolutnych lub przyrostowych pozwala wyznaczyć akcje w poszczególnych segmentach modelu pasywnego. Realizują to instrukcje 400-402. Następna sekwencja /401-502/ powoduje obliczenie aktualnych strumieni ciepła dopływających /odpływających/ do poszczególnych elementów modelu pasywnego. Pozwala to na wyznaczenie aktualnych temperatur po upływie czasu  $DT-t_j$  kroku symulacyjnego. Krok ten może być ustalony lub zmienny. W prezentowanym programie pokazano wersję z krokiem uzależnionym od szybkości zmian temperatury w poszczególnych elementach. Wielkość kroku  $DT$  jest w załączonym programie ustalana tak, aby zmiana temperatury w elemencie o największej intensywności zmian nie przekraczała z góry założonej wielkości /parametr BLAD/.

Następne sekwencje programu poświęcone są przygotowaniu i wydrukowi danych wyjściowych interesujących w danym eksperymencie. Organizacja programu pozwala na drukowanie wartości interesujących zmiennych co stały, zadany interwał czasowy /INT/. W załączonym w Aneksie wydruku wielkości  $S$ ,  $M$ ,  $EV$  wyrażane są w  $W/m^2$  dzięki

podzieleniu obliczonych dla całego ciała strumieni ciepła przez powierzchnię ciała obliczoną na początku programu instrukcją 110. Program drukuje tylko te dane, których śledzenie było interesujące w przeprowadzanych eksperymentach symulacyjnych i których śledzenie może być interesujące z punktu widzenia ergonomicznego projektowania i ergonomicznej ewaluacji stanowisk pracy.

Program uruchomiono na m.o. ODRA 1325 w języku FORTRAN 1900. Zajmuje on około 17K pamięci operacyjnej.

## 5. EKSPERYMENTY SYMULACYJNE

### 5.1. Cele i zakres eksperymentów

Ogólny problem ustalania zasadności modeli formalnych jest trudny, gdyż zawiera w sobie dużą liczbę skomplikowanych zagadnień praktycznych, teoretycznych, statystycznych, a nawet filozoficznych /Naylor, 1975/. W modelowaniu komputerowym przyjmuje się zwykle dwa kryteria /lub jedno z dwóch/ ustalania poprawności modeli. Kryterium pierwsze ocenia zasadność modelu względem danych historycznych, tzn. ocenia na ile zachowanie modelu jest zgodne z zachowaniem rzeczywistego obiektu w przeszłości. Natomiast kryterium drugie ocenia model ze względu na jego wartość prognostyczną, tzn. odpowiada na pytanie, w jakim stopniu są ścisłe prognozy zachowania się rzeczywistego systemu oparte na modelu symulacyjnym. Najbardziej rozpowszechnioną w literaturze /dotyczącej zarówno samych problemów modelowania i symulacji, jak i modelowania układów fizjologicznych/ formą tych kryteriów jest liczbowe lub graficzne zestawienie odpowiednich wielkości. W przypadku modeli dynamicznych są

to szeregi czasowe zmiennych interesujących badaczy, pochodzące z modeli i badań empirycznych. Bardziej sformalizowane sposoby ujmowania tych kryteriów omawia Naylor /1975/. W wielu przypadkach pozwalają one jednak tylko na "liczbowe poparcie" oczywistej oceny płynącej z porównania wykresów danych eksperymentalnych a same w sobie są mniej "informatywne" niż proste ilustracje graficzne. Z tego powodu najczęściej metody ilustracyjne służą za podstawę przynajmniej wstępnej oceny zasadności modelu. W taki też sposób przedstawiono wyniki przeprowadzonych w ramach tej pracy eksperymentów komputerowych.

Głównym celem przeprowadzonych eksperymentów była wstępna weryfikacja modelu a szczególnie w zakresie jego odpowiedzi na symulowaną na wejściu podwyższoną /w stosunku do neutralnej/ temperaturę otoczenia. Badania przeprowadzono w trzech etapach. Zostało to podyktowane specyfiką "rozmytego" podejścia do opisu regulatora temperatury. Pierwszy etap miał charakter wstępnych badań jakościowych regulatora temperatury. Za pomocą wielu eksperymentów zweryfikowano lingwistyczny model regulatora tak, aby jego relacje na odpowiednie stany systemu pasywnego były poprawne jakościowo, tzn. zgodne z ogólnymi zasadami działania tego systemu wyrażonymi lingwistycznie w rozdz.4. W wyniku badań tego etapu uzupełniono wstępnie sformułowane lingwistyczne zasady działania systemu a także usunięto kilka źle sformułowanych zasad. W wyniku tych działań lingwistyczny algorytm termoregulacji człowieka ma kształt przedstawiony w Aneksie /tab.1,2./. Szczegółowego opisu prac związanych z pierwszym etapem nie zamieszczono, gdyż problemy, które rozwiązywano miały charakter przypadkowych niedopatrzeń i pomyłek i nie muszą występować w procesie modelowania.

Poprawny jakościowo model poddano w drugim etapie badaniom mającym na celu jego ilościowe "dostrojenie" do rzeczywistych reakcji systemu termofizjologicznego człowieka. Konieczność owego "dostrojenia" wynika znów ze specyfiki "rozmytego" podejścia do modelowania procesów termoregulacji. Główny problem wymagający rozwiązania w tym etapie polega na takim dobraniu parametrów tablic /TAB1 - TAB4 ; WAR1 - WAR3/, wzmocnień / $G_1$ ,  $G_2$ / oraz błędu /BLAD/, które pozwolą osiągnąć najlepsze zachowanie modelu w porównaniu z danymi eksperymentalnymi. Innymi słowy chodziło o odpowiednie zinterpretowanie zbiorów rozmytych odpowiadających rzeczywistym "nierozmytym" zmiennym a określonych w "sztucznych" przestrzeniach dyskretnych w pierwszym etapie modelowania.

W etapie trzecim dokonano kilku eksperymentów pokazujących zachowanie się wstępnie dostrojonego modelu w porównaniu z zachowaniem rzeczywistego obiektu oraz modelu tradycyjnego opisanego w pracy Stolwijka i Hardy'ego /1975/. Dane dotyczące rzeczywistych eksperymentów zaczerpnięto z cytowanej pracy Stolwijka i Hardy'ego oraz Amosowa /Amosow i in., 1977/.

## 5.2. Szczegółowy opis eksperymentów i ich wyników

W celu "dostrojenia" modelu przeprowadzono eksperymenty komputerowe, których wyniki zostaną zreferowane w niniejszym podrozdziale. Podstawą dostrojenia były dane pochodzące z doświadczeń wykonywanych w rzeczywistych warunkach /Stolwijk i Hardy 1975, Amosow i in., 1977/. Pierwsza seria eksperymentów polegała na badaniu odpowiedzi modelu na skokowe wymuszenie wysoką temperaturą

otoczenia  $/T_a = 43^{\circ}\text{C}/$ , przy niskiej wilgotności powietrza  $/10\%/$ , bez obciążania człowieka pracą fizyczną. W doświadczeniu pominięto wpływ promieniowania termicznego oraz założono zerowy poziom izolacyjności odzieży. Zmienne decydujące o dostrojeniu ustalono a priori dla pierwszego eksperymentu na podstawie następujących przesłanek.

1/ Granice niewrażliwości regulatora na zmiany temperatury mózgu  $/\Sigma_{cr}/$  podawane w różnych źródłach mieszczą się w przedziałach od:  $\pm 0,01^{\circ}\text{C}$  do  $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$ , natomiast maksymalny poziom zmian może osiągać granice  $\pm 0,3^{\circ}\text{C}$  /Amosow i in., 1977/.

2/ Tolerancja regulatora temperatury na zmiany temperatury skóry jest dużo większa niż w przypadku wnętrza. Strefa niewrażliwości wyestymowana z danych zawartych w pracy Pilawskiego /1977/ mieści się w granicach  $/-3^{\circ}\text{C}, + 1^{\circ}\text{C}/$ . Regulator jest mniej wrażliwy na zmiany temperatury poniżej temperatury odniesienia. Zakres maksymalnych zmian może przekraczać granice  $/20^{\circ}\text{C}, 40^{\circ}\text{C}/$ .

3/ Granice zmian szybkości przepływu krwi w skórze /SKBF/wynoszą od 0 do około 160 l/h /Stolwijk i Hardy, 1975/; podstawowy przepływ /w stanie termofizjologicznej neutralności/ mieści się w granicach 10,8 - 11,9 l/h /Amosow i in., 1977/.

4/ Maksymalna ilość wydzielanego w jednostce czasu potu wynosi około 960 g/h / 330 W/m<sup>2</sup>/ /Gagge i in., 1971/.

5/ Wartość dodatkowego strumienia ciepła w organizmie, spowodowanego obniżeniem temperatury ciała poniżej temperatury odniesienia może osiągać poziom około 400 W. /Stolwijk i Hardy, 1966/.

Na podstawie tych przesłanek ustalono sposób dyskretyzacji przestrzeni zmiennych wejściowych algorytmu regulacji  $/\Sigma_{cr}, \Sigma_{sk}/$



poprzez zdefiniowanie tablic TAB1 i TAB3, a także zmiennych wyjściowych /  $\Delta SKBF$ ,  $\Delta m_{rsw}$ ,  $\Delta M$ / poprzez podanie wartości tablic WAR1, WAR2 i WAR3. Przyjęte wartości zestawiono w tabeli 5.1.

Pierwotna interpretacja zmiennych wejściowych i wyjściowych algorytmu regulacji temperatury

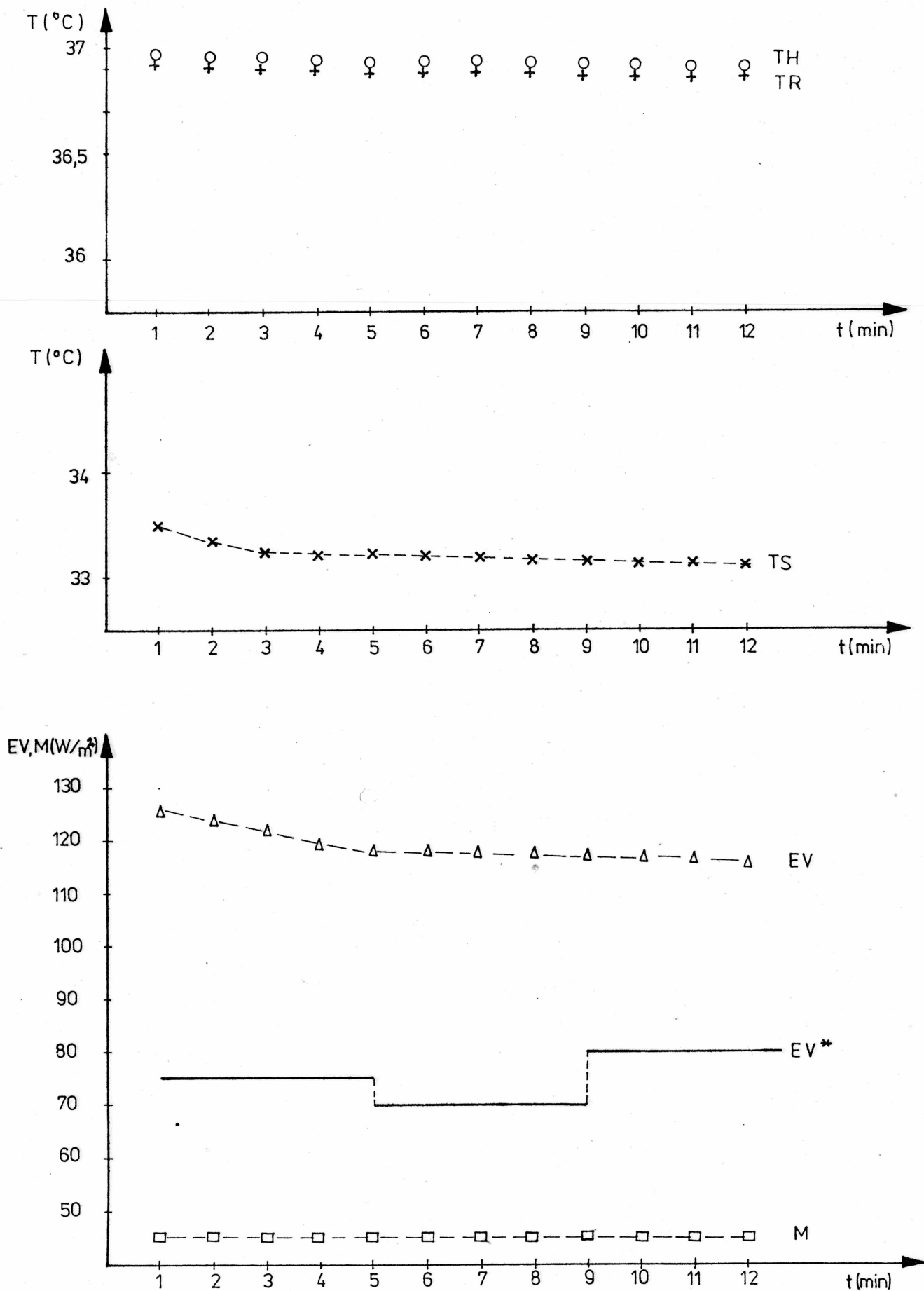
Tabela 5.1.

NUMER ELEMENTU W PRZESTRZENI SZTUCZNEJ	1	2	3	4	5	6	7	
TAB1	-0,3	-0,25	-0,15	-0,05	0,05	0,15	0,25	0,3
TAB3	-14	-12	-7	-3	1	2,5	4	6
WAR1	-30	-20	-10	0	10	20	30	
WAR2	-500	-250	-100	0	100	250	500	
WAR3	-200	-100	-50	0	50	100	200	

W przypadku definiowania wielkości dla tablic TAB1 i TAB3 przyjęto zakresy zmian na poziomie w przybliżeniu równym poziomowi maksymalnych zmian w systemie rzeczywistym. Zmiany większe są w modelu interpretowane jako "wielkie odchylenia" /rozd.4/ i "uruchamiają" absolutne zasady regulacji /Aneks/. Strefy niewrażliwości /element 4 sztucznej przestrzeni/ zostały w przybliżeniu wyestymowane z cytowanych danych literaturowych. Wartości tablic WAR1 - WAR3 zdefiniowano w taki sposób, aby w przybliżeniu można było oddać "małe", "średnie" i "duże" zmiany /dodatnie i ujemne/ w akcjach regulatora. Przyjęto maksymalny poziom równy w przybli-

zeniu 50% poziomu zmian dopuszczanych w rzeczywistym systemie termoregulacji. Oczywiście w przypadku tablic WAR1 - WAR3 określenie poszczególnych wielkości liczbowych ma charakter intuicyjny, ale wiadomo, że w modelu przewidziano możliwości redefiniowania tych wielkości poprzez stosowanie parametrów sterujących  $G_1$ ,  $G_2$ . Podobnie łatwo można zmieniać także wartości w tablicach TAB1 - TAB4. Ma to szczególne znaczenie zwłaszcza dla tabel TAB2 i TAB4, odpowiadającym przyrostom w czasie odpowiednio wielkości "sygnał błędu temperatury wnętrza"  $/\Delta \sum_{cr}/$  i "sygnał błędu temperatury skóry"  $/\Delta \sum_{sk}/$ . Wobec braku przekonywujących przesłanek pozwalających na zdefiniowanie tablic TAB2 i TAB4 przyjęto dla początkowych eksperymentów TAB2 = TAB1 oraz TAB4 = TAB3.

Przyjmując wyżej opisane założenia i dane oraz wielkości  $G_1=G_2=1$  i  $BLAD=0.5$ , przeprowadzono pierwszy eksperyment. Zachowanie niektórych parametrów w tym eksperymencie zilustrowano na rys.5.1. Na dolnym wykresie zestawiono wielkość strat ciepła drogą parowania potu z modelu  $/EV/$  z rzeczywistym poziomem tej wielkości  $/EV^*/$ . Prawie dwukrotnie wyższy od rzeczywistego poziom  $EV$  powoduje spadek temperatur skóry  $/TS/$ , mózgu  $/TH/$  i wnętrza ciała  $/TR/$ . Jest to niezgodne z rzeczywistym zachowaniem organizmu człowieka w opisanych wcześniej warunkach eksperymentu. W przeprowadzonym eksperymencie żadnej praktycznie roli nie odgrywały zmiany w szybkości przepływu krwi w skórze  $/SKBF/$ , utrzymując się na stałym, podstawowym poziomie  $/0,19 \text{ l/min.}/$ . Sytuacja taka nasunęła wniosek, iż pierwotnie zdefiniowane wielkości tablic WRA1 i WRA2 są niewłaściwe zarówno w zakresie poziomu wielkości liczbowych, jak i ich wzajemnej relacji. Dlatego w następnych eksperymentach poszukiwano takiego zestawu parametrów  $G_1$  i  $G_2$ , który tę sytuację powinien zmienić.



Rys. 5.1. Eksperyment 1.

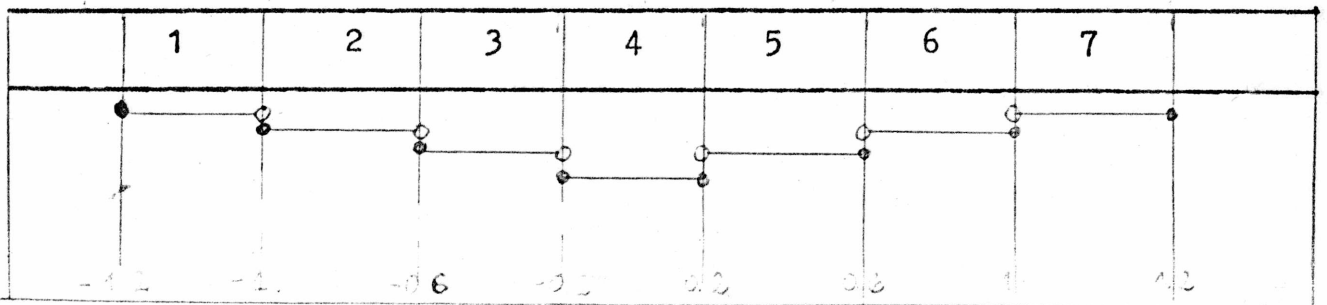
$T_a = 43^{\circ}\text{C}$ ,  $\text{RH} = 10\%$ ,  $I_{\text{do}} = 0$ ,  $\text{WORK} = 0$ . Zachowanie się parametrów: TH - temperatura mózgu, TR - temperatura wnętrza tułowia, TS - temperatura skóry, EV - strata ciepła przez parowanie /model/, EV\* - strata ciepła przez parowanie /eksperyment/, M - poziom metabolizmu.

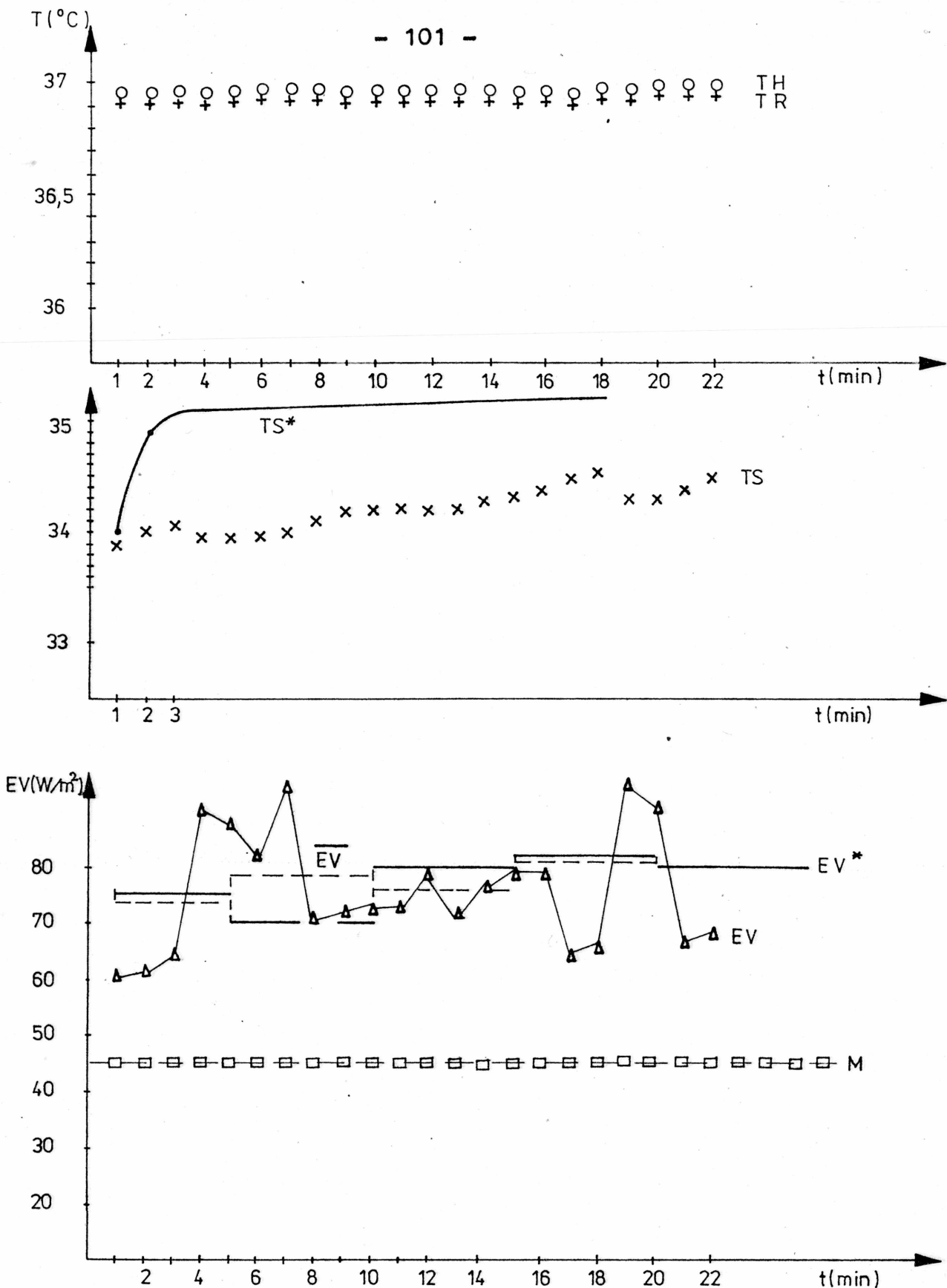
W eksperymencie drugim, którego wyniki zilustrowano częściowo na rys.5.2, przyjęto  $G_1=0.1$  i  $G_2=0.12$  oraz  $BLAD=0.5$ . Z danego wykresu widać, że poziom parametru EV kształtuje się w pobliżu wielkości rzeczywistych  $/EV^*/$ . Wprawdzie parametr ten wykazuje dość duże oscylacje, ale średnie jego wartości w przedziałach pięciominutowych /oznaczane linią przerywaną i symbolem  $\overline{EV}$ / są bardzo zbliżone do rzeczywistych wartości  $EV^*$ . Temperatura skóry  $/TS/$  wykazuje wzrost chociaż jest on zbyt wolny w stosunku do rzeczywistych wartości  $/TS^*/$  i dość nieregularny. Parametry TH i TR utrzymują się na mniej więcej stałym poziomie, chociaż także wykazują małe oscylacje. Przy dokładniejszej analizie wykresów zamieszczonych na rys.5.2. można się przekonać, że zmiany w poziomie temperatury skóry nie mają wpływu na kształtowanie się poziomu parametru EV /ciepło two-  
cone drogą parowania potu/, a są jedynie wtórne względem zmian strumienia ciepła oddawanego drogą parowania. Dokładna analiza wydruku danych tego eksperymentu wskazała, że jedynie stosunkowo małe oscylacje temperatury mózgu /wnętrza głowy/ TH decydują o zmianach w poziomie parametru EV. Postanowiono zatem zwiększyć wrażliwość regulatora na zmiany temperatury skóry przez zmianę wielkości liczbowych w tabelicy TAB4.

W trzecim eksperymencie /rys.5.3./ przyjęto  $G_1=0.1$   $G_2=0.08$  oraz zdefiniowano tabelę TAB4 następująco

Interpretacja tabeli TAB4

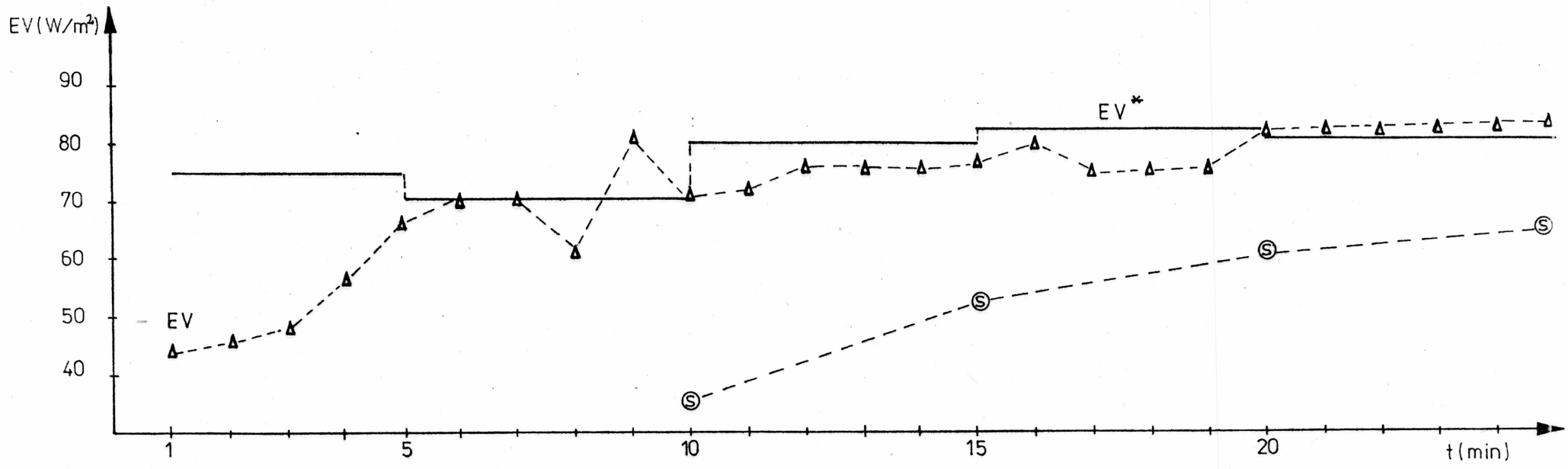
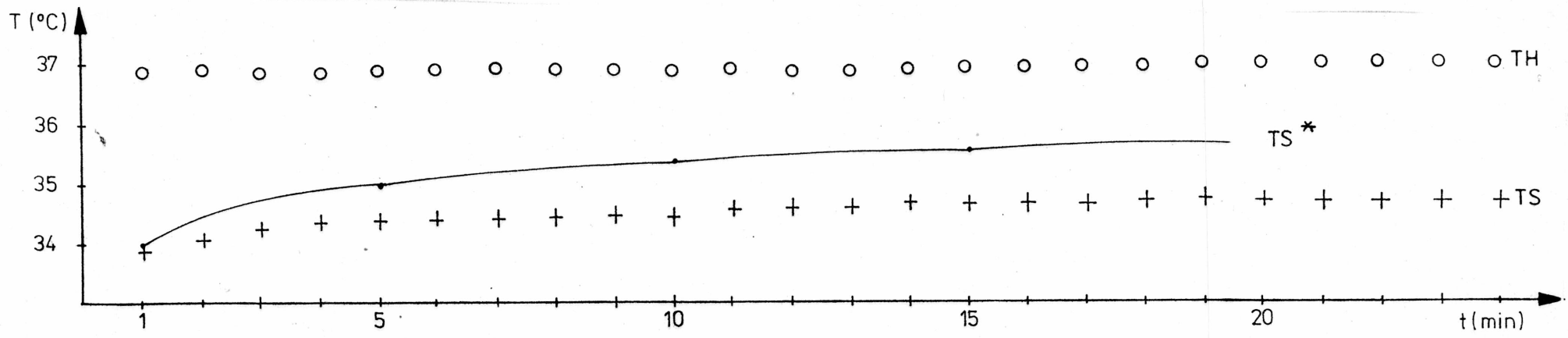
Tabela 5.2.





Rys.5.2. Eksperyment 2.

$TS^*$  - zachowanie się temperatury skóry w badaniach eksperymentalnych,  $\overline{EV}$  - średnia wartość parametru  $EV$  modelu w przedziałach pięciominutowych. Pozostałe oznaczenia i warunki jak na rys.5.1.



Rys.5.3. Eksperyment3.

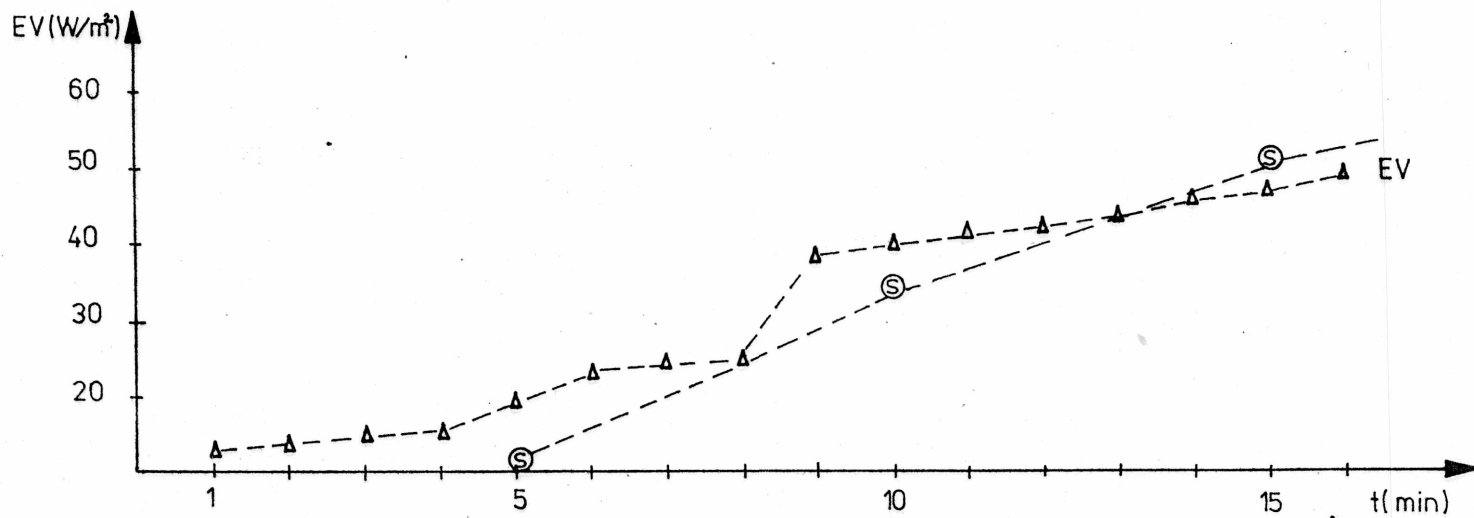
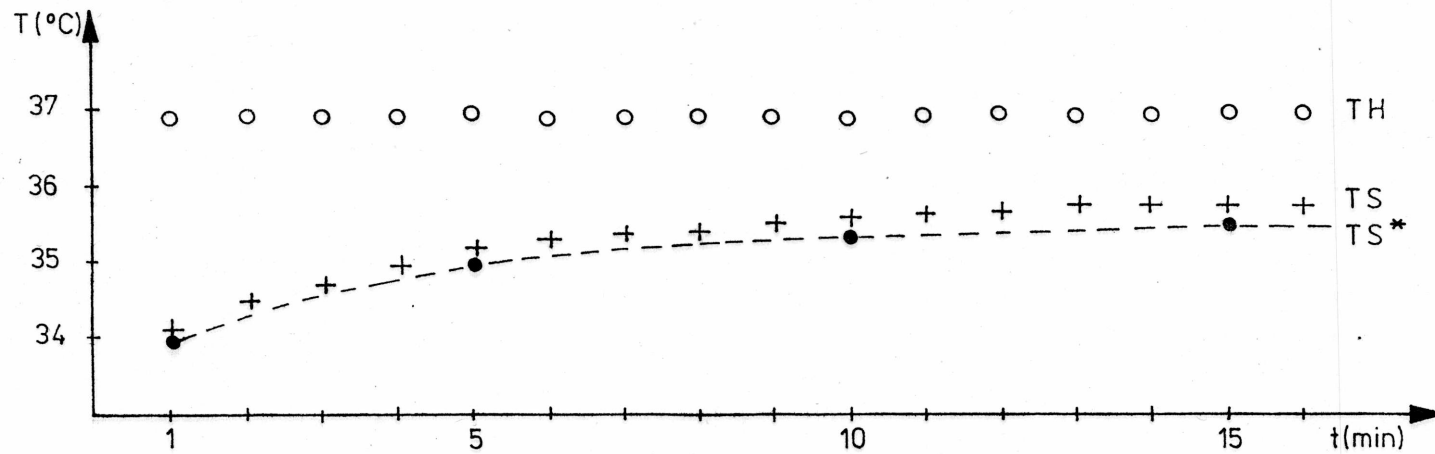
S - zachowanie się parametru EV w analogicznym eksperymencie w modelu Stolwijka i Hardy ego /1975/. Pozostałe oznaczenia jak na rys.5.1. i 5.2.

Przy definiowaniu TAB4 skorzystano z sugestii zawartej w pracy Stolwijka i Hardy'ego /1966/ mówiącej o wzajemnym, liczbowym stosunku "ról", jakie w regulacji odgrywają sygnały z wnętrza /mózgu/ i ze skóry. Badania cytowanych autorów doprowadziły do przekonania, iż ten stosunek w przybliżeniu wynosi 4 : 1 na rzecz roli sygnału z wnętrza ciała.

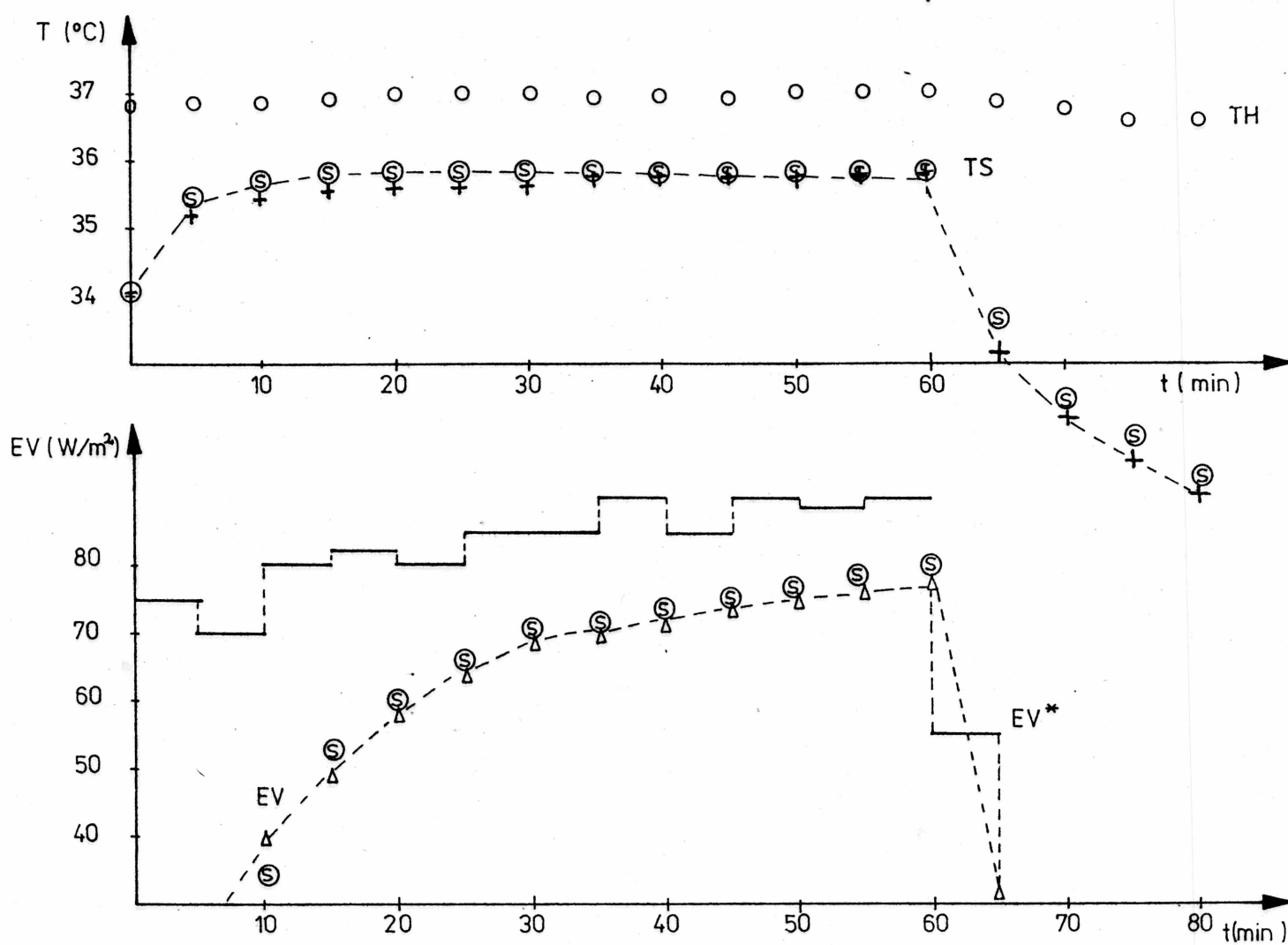
Z rys.5.3.widać wyraźnie, że zachowanie parametru EV może być zaakceptowane w porównaniu z danymi rzeczywistymi /EV\* /. Dynamika zmian parametru EV jest tu znacznie bardziej zbliżona do rzeczywistej niż dynamika tego samego parametru w modelu podawanym przez Stolwijka i Hardy'ego /1975/ /symbol "S" w kółku na wykresie/. Mniej zadowalająco kształtuje się jedynie dynamika temperatury skóry /TS/. Wynika to najprawdopodobniej ze zbyt niskiego poziomu parametru SKBF, /szybkość przepływu krwi w skórze/ który wykazuje oscylacje w pierwszych minutach eksperymentu /w granicach 0.19-0.47 l/min. zaś pod koniec ustala się na poziomie 0,41 l/min. Niestety Stolwijk i Hardy nie analizują w cytowanych tu pracach zachowania się tego parametru w ich modelu, dlatego za podstawę do porównań przyjęto tutaj dane z pracy Amosowa /Amosow i in., 1977/. Z danych dla podobnego eksperymentu opisanego w tej ostatniej pracy wynika, że uzyskiwany tutaj poziom parametru SKBF jest zbyt niski. Podano tu mianowicie, iż w rzeczywistym eksperymencie, w którym badani ludzie byli poddawani działaniu temperatury 37°C /po uprzednim stanie neutralności termofizjologicznej/ przepływ krwi w skórze osiągał wielkość około 2,5 l/min. Dodatkowo autorzy powołują się na wyniki badań Robinsona, z których wynika, że w stanie spoczynku u człowieka poziom parametru SKBF może maksymalnie zwiększyć się około szesnastokrotnie w stosunku do poziomu podstawowego. W tej sytuacji

przeprowadzono wiele eksperymentów, których celem było poszukiwanie takiego zestawu "wzmocnień"  $G_1$  i  $G_2$ , dla którego zarówno EV jak i SKBF mogłyby być zadowalające w porównaniu z danymi eksperymentalnymi. Najbardziej zadowalające wyniki uzyskano przy  $G_1=1.0$  i  $G_2=0.01$ . Wyniki te zilustrowano na rys.5.4. Dynamika parametru EV jest wprawdzie mniej zadowalająca w odniesieniu do danych rzeczywistych w porównaniu z dynamiką tego parametru w eksperymencie trzecim, ale jest bardzo bliska jego dynamice uzyskanej z modelu Stolwijka i Hardy'ego /1975/. Parametr TS /temperatura skóry/ jest bardzo bliski w każdej chwili rzeczywistemu /TS\*/ , podobnie zachowuje się wielkość TH /temperatura mózgu/. Przepływ krwi w skórze /SKBF/ osiąga w ciągu kilkunastu minut poziom 2,69 l/min i do końca eksperymentu utrzymuje się co jest zgodne z sugestiami zawartymi w pracy Amosowa /Amosow i in., 1977/. Uzyskana w tym eksperymencie zbieżność zachowania się wartości parametrów prezentowanego modelu z zachowaniem się ich odpowiedników w rzeczywistości i w modelu Stolwijka i Hardy'ego jest zaskakująca, zważywszy heurystyczno-lingwistyczny sposób syntezy algorytmu regulacji i związany z nim stopień precyzyjności opisu. Oczywiście taka kilkunastominutowa zbieżność w zachowaniu się podstawowych parametrów nie może być wystarczającym dowodem słuszności przyjętych koncepcji. W celu głębszego, indukcyjnego poparcia tych koncepcji przeprowadzono dalsze dwa eksperymenty, obejmujące szerszy zakres czasowy i nieco inne warunki zewnętrzne. Eksperyment 5 /rys.5.5./ polegał na symulowaniu w modelu działania temperatury otoczenia  $T_a=43^{\circ}\text{C}$  przez 60 min., a następnie przez kolejne 20 minut temperatury obniżonej do  $17^{\circ}\text{C}$  przy względnej wilgotności 50% /pozostałe parametry zewnętrzne - jak w pierwszej serii eksperymentów/. Parametry  $G_1$  i  $G_2$





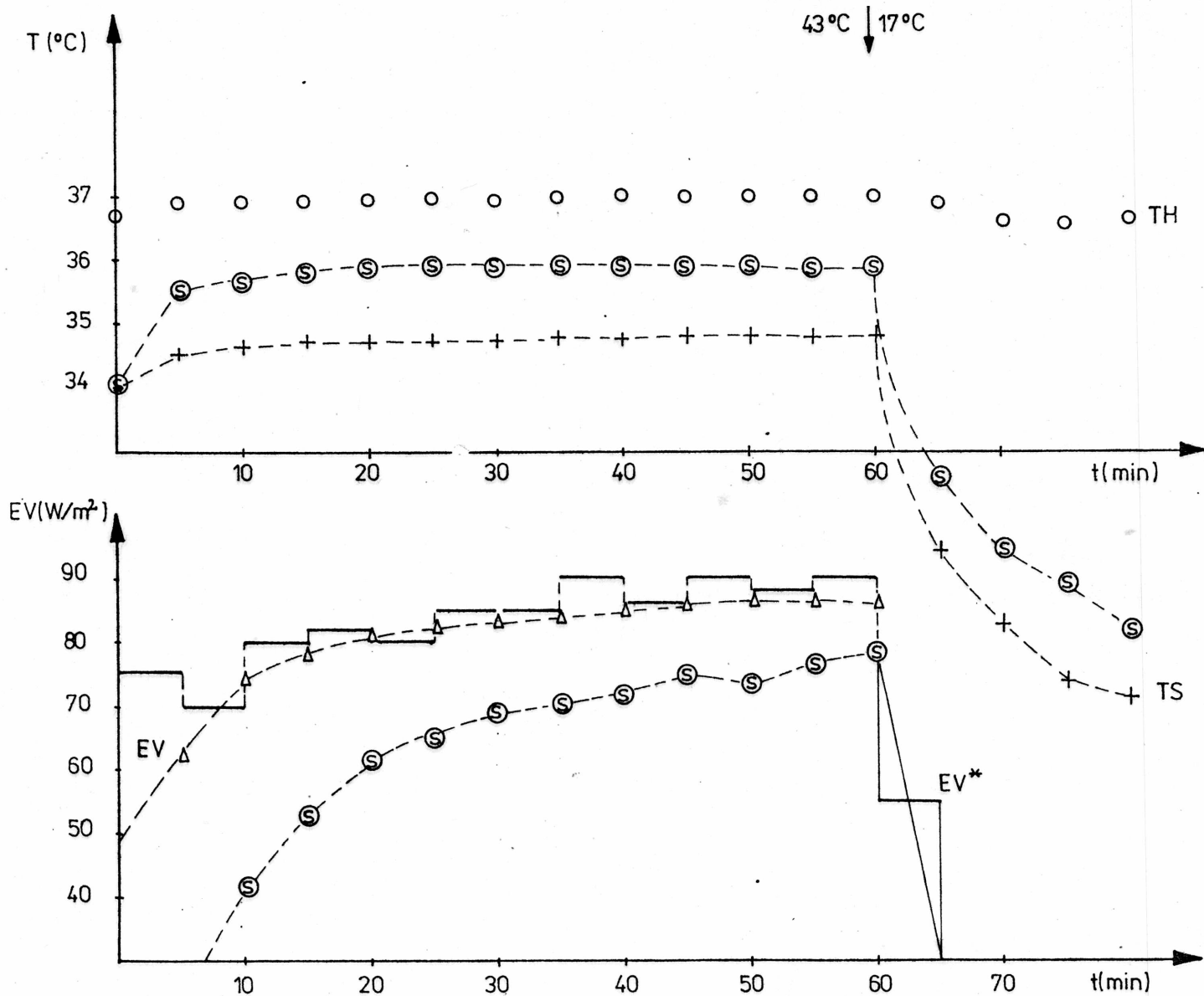
Rys.5.4. Eksperyment 4.  
Oznaczenia jak na rys.5.3.



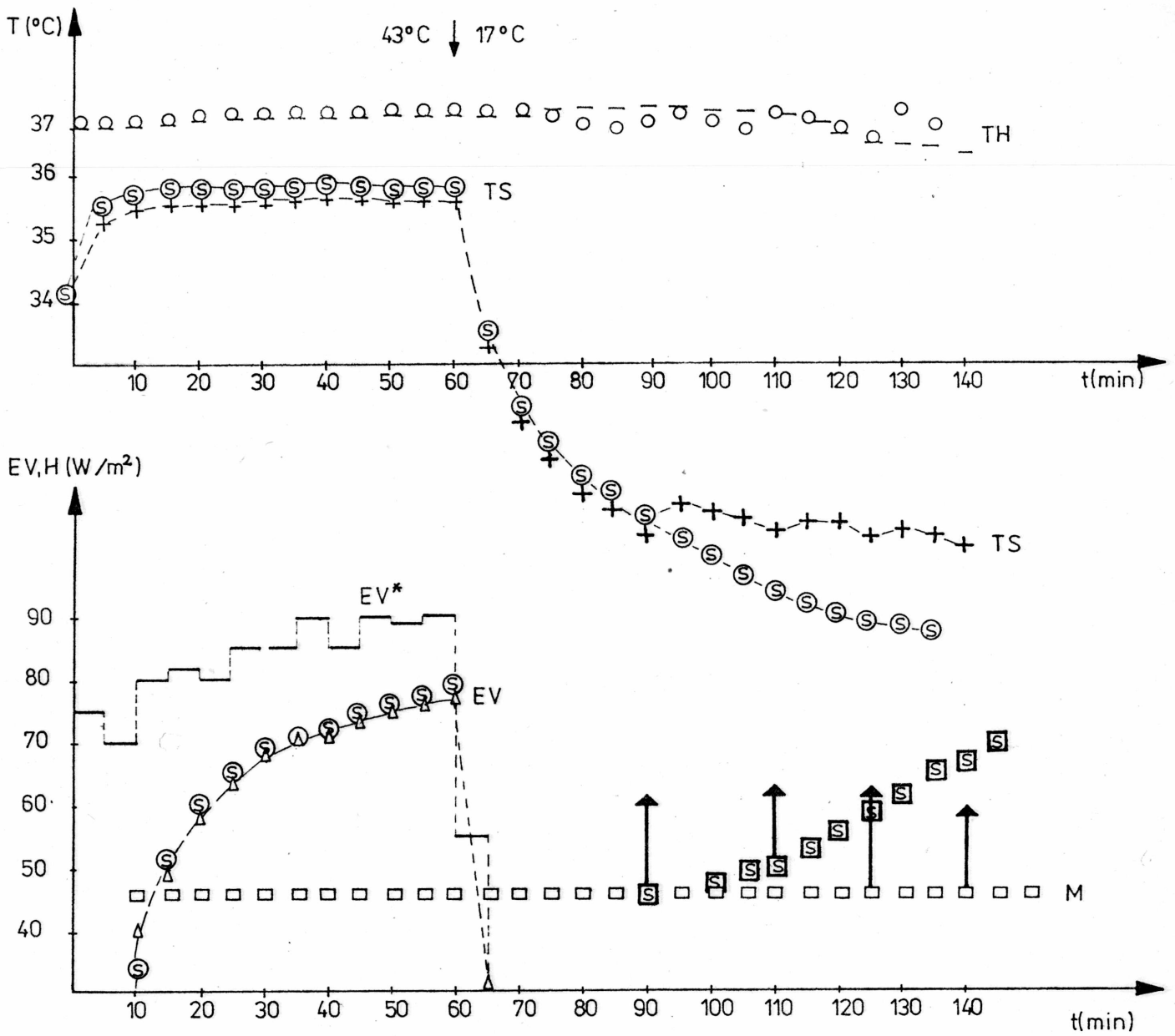
Rys.5.5. Eksperyment 5.

S - na górnym wykresie - przebieg parametru TS w modelu Stolwijka i Hardy'ego  
 Pozostałe oznaczenia jak na rys.5.4.

przyjęto w tym eksperymencie na poziomie odpowiednio 0.1, 0.09 a więc jak w eksperymencie 3. Eksperyment 6 /rys.5.6./ przeprowadzono w identycznych warunkach z tym, że  $G_1$  i  $G_2$  przyjęto jak w eksperymencie 4. Zbieżność odpowiednich parametrów potwierdza się także i w tych eksperymentach /poza TS i SKBF w eksperymencie 5, które nie wykazują zbyt dużych zmian na lepsze w stosunku do eksperymentu 3/. Podobne zachowanie parametrów osiągnięto przy nieco innych zestawach "wymuszeń" dla podwyższonych temperatur. W pracy nie zajmowano się natomiast szczegółowo działaniem systemu w warunkach niskich temperatur otoczenia. Przedłużenie jednak eksperymentu 6 /drugiej jego fazy/ na dłuższy okres pozwoliło na uzyskanie przebiegów parametrów pod wpływem obniżonej do  $17^{\circ}\text{C}$  temperatury otoczenia. Na rys.5.7 zestawiono otrzymane wyniki z wynikami z modelu Stolwijka i Hardy'ego i danymi rzeczywistymi. Pionowe strzałki na dolnym wykresie oznaczają impulsy dodatkowej produkcji ciepła w modelu na skutek aktywizacji procesów metabolicznych. Wielkość każdego takiego impulsu jest równa maksymalnemu poziomowi dodatkowej produkcji ciepła /Ok.  $200 \text{ W/m}^2$ / i powoduje utrzymywanie się temperatur TH i TS na poziomie nieco wyższym niż w rzeczywistości. Impulsowy charakter dodatkowej produkcji ciepła w modelu wydaje się być zgodny z rzeczywistym charakterem tego procesu, chociaż w eksperymencie 7 według danych Stolwijka i Hardy'ego zmiany w poziomie metabolizmu nie powinny występować, chociaż i im nie udało się usunąć błędów w tym zakresie /co widać na rys.5.7./. Nasuwa to istotny wniosek, że dostrojenie modelu do warunków wysokich i niskich temperatur musi być inne. Innymi słowy, interpretacja lingwistycznych pojęć tworzących strukturę rozmytego algorytmu regulacji jest różna dla działania mechanizmów utraty i zachowania ciepła.



Rys.5.6. Eksperyment 6.  
Oznaczenia jak na rys.5.5.



Rys.5.7. Eksperyment 7.

**S** - Zadowanie się poziomu metabolizmu w analogicznym eksperymencie w modelu Stolwijka i Hardy'ego.  
 Pozostałe oznaczenia - jak poprzednio.

Problem ten wymaga rzecz jasna dalszych szczegółowych badań, choć z punktu widzenia ergonomicznych zastosowań modelu ma dużo mniejszą wagę od zagadnień związanych ze środowiskami o podwyższonych temperaturach. Zreferowane tu pokrótce wyniki badań symulacyjnych dla tego typu środowiska pozwalają sądzić, że teoria zbiorów rozmytych jest obiecującym narzędziem modelowania systemów regulacji biologicznej, zaś modele tego typu systemów pozwalają teoretycznie analizować wpływy czynników środowiska materialnego na człowieka.

## 6. PODSUMOWANIE

Prowadzone rozważania miały na celu zaprezentowanie możliwości wykorzystania pojęć teorii zbiorów rozmytych w modelowaniu układu człowiek - technika, przy czym główny nacisk położono na sferę fizjologiczną tego układu. Wykorzystanie podstawowych pojęć teorii Zadeha /1965, 1973, 1978/ umożliwiające sformalizowanie lingwistycznych zasad regulacji, pozwoliło na skonstruowanie modelu regulacji temperatury u człowieka w oparciu o podstawowe, wyrażone werbalnie zasady termoregulacji. Charakter oddziaływania czynników środowiska materialnego na człowieka pozwala przypuszczać, że przedstawione "rozmyte" podejście może być przenoszone także do innych sfer w modelowaniu układów fizjologicznych człowieka. Przypuszczenie to wypływa z przekonania autora, że teoria zbiorów rozmytych jest obecnie narzędziem najbardziej dostosowanym do aktualnego stanu wiedzy o systemach fizjologicznych człowieka. Podstawowe cechy tych systemów, takie jak duża elastyczność działania, złożoność zmuszają, przy stosowaniu klasycznych metod, do uproszczeń

i uśrednień często wypaczających podstawowe właściwości systemów. W przeciwieństwie do opisu w kategoriach deterministycznych czy też statystycznych "natura" formalizacji w kategoriach zbiorów rozmytych nie jest "jednoznaczna" ani "przeciętna", lecz bardziej "indywidualna", dostosowana do rzeczywistości subiektywnej i elastycznej. Ta, szczególnego rodzaju, przewaga metod "rozmytych" nad klasycznymi jest - jak dotąd - niestety także źródłem pewnej słabości teorii zbiorów rozmytych, zwłaszcza w sferze aplikacji. Słabość ta jest spowodowana brakiem metod pomiaru "rozmytości" a w ogólnym przypadku wyznaczania wartości /kształtu/ funkcji uczestnictwa. Wydaje się, że podjęcie szerokich badań dotyczących stworzenia racjonalnych podstaw posługiwania się kategoriami rozmytymi jest niezbędnym warunkiem rozszerzenia możliwości operacyjnych teorii zbiorów rozmytych. Badania takie powinny też umożliwić w efekcie opisywanie systemów fizjologicznych w przedstawionych w tej pracy kategoriach teorii możliwości. Ma to istotne znaczenie zwłaszcza dlatego, że istnieją szanse "fizycznej" interpretacji pojęcia możliwości w odniesieniu do fizjologicznych układów człowieka.

Wiele szczegółowych pytań i problemów ujawniło się w czasie realizacji modelu prezentowanego w tej pracy. Podstawowe problemy można sformułować następująco.

- W jaki sposób i od czego można racjonalnie uzależnić poziom wartości wzmocnień w prezentowanym modelu /wielkości  $G_1$  i  $G_2$ /?

- Czy istnieje optymalny sposób dyskretyzacji przestrzeni wielkości regulowanych i akcji regulacyjnych taki, który zapewniłby przy określonych, innych parametrach osiągnięcie największej zgodności modelu z rzeczywistością?

- Jakie miejsce zajmuje zasada kompozycyjnego wnioskowania stosowana jako podstawa wnioskowania w proponowanym modelu w stosunku do innych zasad wnioskowania?

- Na ile inny /niż przyjęty w modelu/ sposób interpretacji zbiorów rozmytych na wyjściu regulatora zmieni ogólne zachowanie modelu?

Warunkiem rozwiązania tych problemów byłoby podjęcie specjalnie ukierunkowanych badań tak w dziedzinach fizjologii, modelowania jak i interdyscyplinarnych, mieszczących się we wspólnej części zainteresowań obu dziedzin.

W dalszej perspektywie rysuje się, zdaniem autora, możliwość połączenia w modelowaniu obu aspektów /fizjologicznego i behawioralnego/ działania układu człowiek-technika, być może przy zastosowaniu "rozmytych" narzędzi formalizacji. Ma to szczególne znaczenie zwłaszcza wobec wielu /wprawdzie jak na razie pilotażowych/ eksperymentalnych danych wskazujących na ścisłą zależność zdolności wykonywania różnego typu pracy i zachowań od "stanu fizjologicznego" organizmu. Podjęcie tych zagadnień musi jednak wiązać się ze znacznym powiększeniem przedstawionej listy problemów, które wymagać będą rozwiązania.

Mimo wielości problemów, których rozwiązanie nie jest - na razie - możliwe, zastosowanie pojęć teorii zbiorów rozmytych w budowie algorytmu regulacji temperatury u człowieka dało obiecujące rezultaty. W szczególności zwraca uwagę zbieżność wyników symulacji i badań eksperymentalnych dla podwyższonych temperatur otoczenia, a więc w zakresie, w jakim dokonywano szczegółowego dostrojenia modelu do rzeczywistości. Zadawalające wyniki uzyskane na podstawie niezbyt precyzyjnego, lingwistycznego algorytmu interpretowanego w kategoriach "rozmytych" przy niewielkiej liczbie poziomów stosowanych rozmytych zmiennych i niezbyt szczegółowych dyskretyzacjach przestrzeni wejść i wyjść regulatora pozwalają mieć nadzieję, że jeszcze bardziej złożone procesy regulacyjne mogą być modelowane w podobny sposób.



Zamieszczony w pracy program /z odpowiednimi modyfikacjami w zależności od celu zastosowania/ może służyć tak fizjologom dla badań teoretycznych w zakresie termofizjologii jak i ergonomistom czy organizatorom pracy jako podstawa oceny lub projektowania warunków mikroklimatycznych w sztucznych środowiskach tworzonych do realizacji różnych potrzeb i funkcji człowieka. Praktyczne wykorzystanie programu stworzyłoby możliwości najpełniejszej jego weryfikacji.

Raport wpłynął do Redakcji I-23 19.XII.1980r.

## 7. LITERATURA

1. Amosov N.M., Palec B.L., Agapov B.I., Jermakova I.I., Labach E.G., Packina S.A., Sołovev V.P., 1977, Teoretičeskije issledovanija fizjologičeskich sistem, Kijev "Naukova Dumka".
2. Atkins A.R., Wyndham C.H., 1969, A Study of Temperature Regulation in the Human Body with the Aid of Analogue Computer, Pflügers Archiv 307, 104-119.
3. Benzinger T.H., 1969, Heat Regulation: Homeostasis of Central Temperature in Man Physical Rev. 49, 671-759.
4. Chang L., 1975, Interpretation and Execution of Fuzzy Programs, in: L.A.Zadeh, K.S.Fu, K.Tanaka and M.Shimura /eds./ Fuzzy sets and their Application to Decision Processes, Academic Press, New York.
5. Clark J.A., Cena K., Monteith J.R.L., 1973, Measurements of the Local Heat Balance of Animal Coats Human Clothing, J.Appl. Physiol 35, 751-754.
6. Coombs C.H., Dawes R.M., Tversky A., 1977, Wprowadzenie do psychologii matematycznej, PWN, Warszawa.
7. Crosbie R.J., Hardy J.D., Fessenden E., 1963, Electrical Analog Simulation of Temperature Regulation in Man, in: Temperature, its Measurement and Control in Science and Industry, New York, Reinhold, 627-636.
8. Dubois D., Prade H., 1978, Fuzzy Real Algebra: Some Results, Fuzzy Sets and Systems, 2, 327-348
9. Forester J.W., 1961, Industrial Dynamics, The MIT Press-Massachusetts.
10. Franus E., 1978, Ergonomia jako nauka empiryczna 'Ergonomia, 1, s. 1 35-53.
11. Gagge A.P., Stolwijk J.A.J., Nishi Y., 1971, An Effective Temperature Scale Based on a Simple Model of Human Physiological Regulatory Response, ASHRAE Trans. 77/1/, 247-262.

12. Gagge A.P., Nishi Y., Gonzales R.R., 1972, Standard Effective Temperature - A Single Temperature index of Temperature Sensation and Thermal Discomfort, Symposium Thermal Comfort and Moderate at Stress. CIB Commission W45, BRE, London, 229-250.
13. Gagge A.P., Nishi Y., 1975, Heat Exchange Between Human Skin Surface and Thermal Environment, in: Handbook of Physiology - Reactions to Environmental Agents, Washington D.C.: Am. Physiol. Soc., 69-92.
14. Gagge A.P., Nishi Y., Nevins R.G., 1976, Role of Clothing in Meeting Both FEA Energy Conservation Guidelines & ASHRAE Standard 55-74. ASHRAE Trans. 82, 234-247.
15. Gagge A.P., Nevins R.G., 1977, Effect of Energy Conservation Guidelines on Comfort. Acceptability and Health. Proceedings of a Symposium Held at the National Bureau of Standards, Washington D.C. 20234, 93-115.
16. Gonzales R.R., Nishi Y., Gagge A.P., 1974, Experimental Evolution of Standard Effective Temperature, a New Biometeorological Index of Man's Thermal Discomfort, Int. J. Biometeor., 19, 1-15.
17. Grobelny J., Nowakowski M., 1978, Funkcje wymiarowe w analizie elementów środowiska pracy w: /III szkoła organizacji i zarządzania/. Pr. nauk. Inst. Org. i Zarządz. Pol. Wr. nr 21, seria Konferencje nr 7, Wrocław.
18. Grobelny J., Nowakowski M., 1980, Możliwości wykorzystania teorii zbiorów rozmytych w opisie i modelowaniu układu człowiek-technika. Raport sr. PRE nr 118, Inst. Org. i Zarządz. Pol. Wr., Wrocław.
19. Grodins F.S., 1970, Theories and models in regulatory biology, in: Hardy Physiological and behavioral temperature regulation, pp. 722-726, Thomas, Springfield.
20. Gupta M., 1979, A Survey of Process Control Applications of Fuzzy Sets Theory, in: Proceedings of the 1978 IEEE conference on Decision and Control.
21. Hammel H.T., 1968, Regulation of Internal Body Temperature, Ann. Rev. Physiol., 3, 641-710.

22. Harbordt S., 1974, Computer Simulation in der Sozialwissenschaften, Rewohlt, Hamburg.
23. Houdas Y., Sauvage A., 1971, Modalites d'asservissement de la dèperdition calorique de l'Homme soumis à une charge thermique ext ne. C.R.Acad. Sci.D. 273 : 2294-2297.
24. Houdas Y., Sauvage A., Bonaventure M., Ledru C., Guieu J.D., 1973, Thermal Control in Man: Regulation of Central Temperature on Adjustmens of Heat Exchanges by Servomechanism?, Journal of Dynamic Systems, Measurment, and Control, Sept. 331-335.
25. Houdas Y., Guieu J-D., 1975, Physical Models of Human Thermoregulation, in: Temperature Regulation and Drug Action Proc. Symp, Paris, 11-21.
26. Kasprzak W., Lysik B., 1978, Analiza wymiarowa w projektowaniu eksperymentu. Ossolineum, Wrocław.
27. Kerslake D.Mc.K., 1970, Maximum Sweating at Rest, in: Physiological and Behavioral Temperature Regulation, Springfield Ill., Thomas, 139-151.
28. Kitajgorodski A.I., 1965, Fizyka, PWN, Warszawa.
29. Klonowicz S., 1974, Warunki materialne środowiska pracy w: Ergonomia - zagadnienia dostosowania pracy do człowieka, KiW, Warszawa.
30. Kurman K.J., 1975, Teoria regulacji. Podstawy. Analiza. Projektowanie, WNT, Warszawa.
31. Lesz M., 1977, Metody symulacyjne - zastosowania techniczno - ekonomiczne, PWE, Warszawa.
32. Łukaszewicz R., 1975, Dynamika systemów zarządzania, PWN, Warszawa.
33. Mamdani E.H., Assilan S., 1975, An Experiment in Linguistic Synthesis with a Fuzzy-Logic Controller, Int.I.Man-Machine Studies 7, 1-15.
34. Mamdani E.H., King P.J, 1975, The Application of Fuzzy Control Systems to Industrial Processes, 6th. IFAC World Congress, Boston.

35. Mamdani E.H., 1976, Advances in the Linguistic Synthesis Synthesis of Fuzzy Controllers, Int.I. Man-Machine Studies 8, 669-678.
36. Mitchell D., Atkins A.R., Wyndham C.H., 1972, Mathematical and Physical Models of Thermoregulation, in: Essays on Temperature Regulation, Blight and Hare, North Holland, 35-54.
37. Monteith J.R.L., 1977, Fizyka środowiska biologicznego, PWN, Warszawa.
38. Nadel E.R., Bullard R.W., Stolwijk J.A.J., 1971, Importance of Skin Temperature in the Regulation of Sweating, J.Appl. Physiology 31, 80-87.
39. Naylor T.H., 1975, Modelowanie cyfrowe systemów ekonomicznych, PWN, Warszawa.
40. Nishu Y., Gonzales R.R., Nevins R.G., Gagge A.P., 1976, Measurement of Clothing Thermal Insulation, ASHRAE TRANS. 82/II/, 248-300.
41. Nishi Y., 1977, Field Assessment of Thermal Characteristics of Man and his Environment by Using a Programmable Pocket Calculator, ASHRAE TRANS., 83/I/, 103-123.
42. von Neumann J., 1963, Maszyna matematyczna i mózg ludzki, PWN, Warszawa.
43. Pilawski A., 1977, Wpływ temperatury i wilgotności na ustrój. Termoregulacja w: Podstawy biofizyki, PZWL, Warszawa, 293-302.
44. Radzikowski W., 1976, Metody matematyczne i statystyczne w przedsiębiorstwie, PWE, Warszawa.
45. Randall W.C., Rawson R.O., McCook R.D., Reiss C.N., Control and Peripheral Factors in Dynamic Thermoregulation, J.Appl. Physiology, 18, 61-64.
46. Smith P.E., James E.W., 1964, Human Responses to Heat Stress, Arch. environm. 9, 332-351.
47. Snellen J., 1972, Set Point and Exercise, in: Essays on Temperature Regulation. North Holland, 139-148.

48. Stolwijk J.A.J., Hardy J.D., 1966, Temperature Regulation in Man - A Theoretical Study, Pflügers Archiv, 191, 129-162.
49. Stolwijk J.A.J., Hardy J.D., 1975, Control of Body Temperature in: Handbook of Physiology, /adapted from NASA Raport CR-1855 by J.A.J.Stolwijk, Washington E.C., 1971/, Washington D.C., Am. Physiol. Soc., 45-68.
50. Tong R.M., 1976, Some Problems with the Design and Implementation of Fuzzy Controllers, Hill Lane, Cambridge.
51. Wenstop F., 1977, Fuzzy Set Simulation Models in a Systems Dynamics Perspective, Kybernetes, 6, 209-218.
52. Wenstop F., 1979, Exploring Linguistic Consequences of Assertions in Social Sciences, in: Advances in Fuzzy Sets Theory and Applications, Eds: Gupta, Yager, Ragade, North Holland, New York.
53. Viesiolkin P.No., 1963, Lichoradka, Medgiz, Moskva.
54. Wissler E.H., 1963, An Analysis of Factors Affecting Temperature Levels in the Nude Human, in: Temperature, its Measurement and Control in Science and Industry. Fasc. 3., New York, 603-612.
55. Zadeh L.A., 1965, Fuzzy Sets, Inform. and Control, 8, 338-353.
56. Zadeh L.A., 1973, The Concept of Linguistic Variable and its Application to Aproximate Reasoning, American Elsevier Pub. Comp., New York.
57. Zadeh L.A., 1978, Fuzzy Sets as a Basis for Theory of Possibility, Fuzzy Sets and Systems, 1, 3-28.
58. Ziobro E., 1966, Adaptation of Human Body to High Ambient Temperatures. Changes of Temperature Sensation in Man. Acta Physiol.Pol. nr 5/6, s. 672-678.
59. Ziobro E., 1969, Dynamika aklimatyzacji człowieka do wysokiej temperatury otoczenia, Acta Physiol.Pol. 6, s. 943-949.
60. Ziobro E., 1979, Ergonomiczne projektowanie stanowisk pracy, Wyd.Politechniki Wrocławskiej, Wrocław.

A N E K S

ALGORYTM - "UTRATA CIEPŁA"

Ogólna postać wyrażeń tworzących algorytm jest następująca  
/wzór 4.40 w tekście/

$$n : \text{IF} " \sum_{cr} = E_1 \cdot \Delta \sum_{cr} = E_2 \cdot \sum_{sk} = E_3 \cdot \Delta \sum_{sk} = E_4 "$$

$$\text{THEN} " \Delta V_{bl} = E_5 \cdot \Delta m_{rsw} = E_6 " ,$$

gdzie  $E_i$  - jest wyrażeniem rozmytym.

Nazwy i symbole zbiorów rozmytych oraz ich definicje w przestrzeni reprezentacji są zgodne z zestawieniem zawartym w tab.4.1. w tekście. Operacje logiczne "AND" i "OR" oznaczono odpowiednio "." i "+".

Lingwistyczny algorytm regulacji temperatury - proces utraty ciepła

Tabela 1

n	$E_1$	$E_2$	$E_3$	$E_4$	$E_5$	$E_6$
1	ZE	ZE	ZE	PS	PS	ZE
2	ZE	PS	ZE	ZE	PS	ZE
3	ZE	ZE	ZE	PM	PM	PS
4	ZE	PM	ZE	ZE	PM	PS
5	ZE	PS	ZE	PS	PS	PS
6	ZE	PM	ZE	PS	PM	PM
7	ZE	PB	ZE	ANYP+ZE	PB	PB
8	ZE	PM+PS	ZE	PB	PM	PB
9	ZE	ZE	ZE	PB	PB	PM
10	PS+PM	ZE	ANYP	PS	ZE	PS
11	PB	ZE	ANYP	PS	PS	PM
12	PS+PM	PS	ANYP	PS	PS	PS
13	PS+PM	ZE	ANYP	PM	PS	PM
14	PB	ZE	ANYP	PM	PM	PB
15	PB+PM+PS	PS	ANYP	ZE	PS	PS
16	PB	ZE	ANYP	PB	PB	PB
17	PB+PM+PS	PM	ANYP	ZE	PM	PM
18	PB+PM+PS	PB	ANYP	ZE	PB	PB



n	E <sub>1</sub>	E <sub>2</sub>	E <sub>3</sub>	E <sub>4</sub>	E <sub>5</sub>	E <sub>6</sub>
19	ANYP	ZE	ANYP	ZE	ZE	ZE
20	PS+PM	PM	ANYP	PS	PM	PM
21	PS+PM	PS+PM	ANYP	PM+PB	PM	PB
22	ANYP	ZE	ANYP	NS	NS	NM
23	ANYP	ZE	ANYP	NM	NM	NB
24	ANYP	ZE	ANYP	NB	NB	NB
25	ANYP	PB	ANYP	NM+NB	PM	ZE
26	ANYP	PB	ANYP	NS	PM	PS
27	ANYP	PM	ANYP	NS	PS	ZE
28	ANYP	PS	ANYP	NB	NM	NB
29	ANYP	NB	ANYP	NB	NB	NB
30	ANYP	NS	ANYP	NS+ZE	NS	NS
31	ANYP	NM	ANYP	NS+NM+ZE	NM	NM
32	ANYP	NB	ANYP	ANYP	NB	NB
33	ANYP	NS+NM	ANYP	NB+NM	NM	NB
34	ANYP	ANYP	ANYP	ANYP	ZE	ZE
35	ANYP+ZE	ZE	ANYP+ZE	PM	PM	PS
36	ANYP+ZE	ZE	ANYP+ZE	PB	PB	PM
37	ANYP+ZE	PS+PM+PB	ANYP+ZE	PB	PB	PB
38	ANYP+ZE	PB	ANYP+ZE	ANYP+ZE	PB	PB
39	ANYP+ZE	PS+PM	ANYP+ZE	PS+PM	PM	PM

ALGORYTM - "PRODUKCJA I UTRZYMANIE CIEPŁA"

Ogólna postać wyrażeń tworzących algorytm jest analogiczna do postaci dla procesów utraty ciepła jedynie wielkość  $\Delta m_{rsw}$  jest zastąpiona wielkością  $\Delta M$  /wzór 4.41 w tekście/. Pozostałe oznaczenia i symbole jak w TAB1 Aneksu.

Lingwistyczny algorytm regulacji temperatury - procesy produkcji i utrzymania ciepła

Tabela 2

n	E <sub>1</sub>	E <sub>2</sub>	E <sub>3</sub>	E <sub>4</sub>	E <sub>5</sub>	E <sub>6</sub>
1	ANYN+ZE	ZE+NS	ANYN+ZE	ZE	ZE	ZE
2	ANYN+ZE	ZE	ANYN+ZE	NS	NS	ZE
3	ANYN+ZE	ZE	ANYN+ZE	NM	NM	PS
4	ANYN+ZE	ZE	ANYN+ZE	NB	NB	PM
5	ANYN+ZE	NS	ANYN+ZE	NS	NS	PS
6	ANYN+ZE	NS	ANYN+ZE	NM	NM	PM
7	ANYN+ZE	NS+NM	ANYN+ZE	NB	NB	PB
8	ANYN+ZE	NM	ANYN+ZE	ZE	NS	ZE
9	ANYN+ZE	NM	ANYN+ZE	NM	NM	PB
10	ANYN+ZE	NM+NB	ANYN+ZE	NS	NM	PM
11	ANYN+ZE	NB	ANYN+ZE	ZE	NM	PS
12	ANYN+ZE	NB	ANYN+ZE	NM+NB	NB	PB
13	ANYN+ZE	ZE	ANYN+ZE	PS	PS	ZE
14	ANYN+ZE	ZE	ANYN+ZE	PM	PM	NS
15	ANYN+ZE	ZE	ANYN+ZE	PB	PB	NM
16	ANYN+ZE	PS	ANYN+ZE	PS	PS	NS
17	ANYN+ZE	PS	ANYN+ZE	PM	PM	NM
18	ANYN+ZE	PS+PM	ANYN+ZE	PB	PB	NB
19	ANYN+ZE	PM	ANYN+ZE	ZE	PS	ZE
20	ANYN+ZE	PM	ANYN+ZE	PM	PM	NB
21	ANYN+ZE	PM	ANYN+ZE	PS	PH	NM
22	ANYN+ZE	PB	ANYN+ZE	ZE	PM	NS
23	ANYN+ZE	PB	ANYN+ZE	PS	PM	NM
24	ANYN+ZE	PB	ANYN+ZE	PM	PB	NB
25	ANYN+ZE	PS	ANYN+ZE	NS	ZE	ZE

Identyfikacja zmiennych występujących w tekście ze zmiennymi w języku FORTRAN

Tabela 3

SYMBOL W TEKŚCIE	SYMBOL W PROGRAMIE /FORTRAN/	OKREŚLENIE	WYMIAR
$T_a$	TAIR	Temperatura powietrza w otoczeniu	$^{\circ}\text{C}$
$T_g$	TG	Temperatura termometru Bedforda	$^{\circ}\text{C}$
$v$	V	Prędkość ruchu powietrza w otoczeniu	$\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$
	RH	Wilgotność względna powietrza	1
$M_m$	WORK	Całkowity poziom metabolizmu przy wykonywaniu pracy	W
$I_{clo}$	ICLO	Izolacyjność ciepła odzieży	clo /jed- nostka umowna/ min
INT	INT	Przedział czasu między wydrukami	
TO	TOPE/I/	Temperatura operatywna dla segmentu I	$^{\circ}\text{C}$
$T_r$	TR	Temperatura promieniowania	$^{\circ}\text{C}$
$h$	H/I/	Łączny współczynnik wymiany ciepła dla segmentu I	$\text{W} \cdot ^{\circ}\text{C}^{-1}$
$h_r$	HR/I/	Współczynnik wymiany radiacyjnej dla segmentu I	$\text{W} \cdot ^{\circ}\text{C}^{-1}$
$h_c$	HC/I/	Współczynnik wymiany konwekcyjnej dla segmentu I	$\text{W} \cdot ^{\circ}\text{C}^{-1}$

SYMBOL W TEKŚCIE	SYMBOL W PROGRAMIE /FORTRAN/	OKREŚLENIE	WYMIAR
$F_a$	FCL/I/	Współczynnik sprawności cieplnej odzieży dla segmentu I	1
$F_{pa}$	FPCL/I/	Współczynnik sprawności przenikania potu przez odzież dla segmentu I	1
$P_a$	PAIR	Ciśnienie pary wodnej w powietrzu	Torr
DT	DT	Krok symulacyjny	h
	TSET/N/	Temperatura neutralna elementu N	°C
$\sum_{cr}$	ERROR/1/	Odchylenie aktualnej temperatury wnętrza ciała /mózgu/ od temperatury neutralnej	°C
$\sum_{sk}$	SKIND	Odchylenie średniej ważonej temperatury skóry od temperatury neutralnej	°C
$\Delta \sum_{cr}$	DERR	Przyrost odchylenia / $\sum_{cr}$ / w czasie	°C.h <sup>-1</sup>
$\Delta \sum_{sk}$	DSKIN	Przyrost odchylenia / $\sum_{sk}$ / w czasie	°C.h <sup>-1</sup>
$Sk_{bf}/V_{bl}/$	SKBF	Poziom szybkości przepływu krwi	l . h <sup>-1</sup>
$m_{rsw}$	SWEAT	Poziom szybkości wydzielania potu	g . min <sup>-1</sup>
M	M	Poziom metabolizmu wymuszony niskimi temperaturami otoczenia	W
$\Delta V_{bl}$	DSKBF	Przyrost poziomu SKBF /akcja regulatora/	l . h <sup>-1</sup>
$\Delta m_{rsw}$	DMRSW	Przyrost poziomu SWEAT /akcja regulatora/	g . min <sup>-1</sup>

SYMBOL W TEKŚCIE	SYMBOL W PROGRAMIE /FORTRAN/	OKREŚLENIE	WYMIAR
$\Delta M$	DELM	Przyrost poziomu M /akcja regulatora/	W
$M_{mb}$	QB/N/	Poziom bazowej produkcji metabolicznej w elemencie N	W
	BFB/N/	Poziom bazowej szybkości przepływu krwi w elemencie N	$l \cdot h^{-1}$
$E_{rsw}$	E/I/	Poziom strumienia ciepła traconego na drodze parowania potu z segmentu I	W
$P_{sk}$	PSKIN/I/	Ciśnienie pary wodnej na powierzchni skóry segm.I	Torr
SAR/I/	SAR/I/	Tablica relatywnych wielkości powierzchni poszczególnych segmentów	1
$E_{max}$	EMAX/I/	Maksymalny strumień utraty ciepła drogą parowania z segm.I	W
HF9	BC/N/	Strumień ciepła zyskiwanego na drodze konwekcji od przepływającej przez dany, N-ty element krwi	W
HFI	TD/N/	Strumień ciepła zyskiwanego na drodze kondukcji z sąsiadujących elementów /N i N+1/	W
$K_{i,j}$	TC/N/	Współczynnik konwekcji elementów N i N+1	$W \cdot ^\circ C^{-1}$
	HF/N/	Strumień ciepła dopływającego /odpływającego/ do elementu /z elementu/ N	W
$C_N$	C/N/	Pojemność cieplna elementu N	$W \cdot h \cdot ^\circ C^{-2}$
$S_i$	S/I/	Powierzchnia segmentu I	$m^2$

SYMBOL W TEKŚCIE	SYMBOL W PROGRAMIE /FORTRAN/	OKREŚLENIE	WYMIAR
OZNACZENIA NA WYDRUKACH Z M.C.	S	Strumień ciepła zyskiwanego z otoczenia	$W \cdot m^{-2}$
	M	Strumień całkowity metabolizmu	$W \cdot m^{-2}$
	EV	Strumień ciepła traconego drogą parowania	$W \cdot m^{-2}$
	TB	Średnia temperatura ciała	$^{\circ}C$
	TS	Średnia temperatury skóry	$^{\circ}C$
	TH	Temperatura wnętrza głowy	$^{\circ}C$
	TO	Temperatura krwi	$^{\circ}C$
	TR	Temperatura we wnętrzu tułowia	$^{\circ}C$
	TM	Temperatura mięśni nóg	$^{\circ}C$
SBF	Poziom szybkości przepływu krwi w skórze	$l \cdot min^{-1}$	

Pozostałe zmienne są zdefiniowane w załączonym programie.

Podstawowe dane fizjologiczne przyjęte w eksperymentach symulacyjnych według Stolwijka i Hardy'ego /1975/ oraz Amosowa i in. /1977/

Tabela 4

SEGMENT /I/	ELEMENT	N	C/N/ [W/h/°C] /POJ.CIEPŁA/	QB/N/ [W] /PODST.PROD. CIEPŁA/	EB/N/ [W] /PODST.UTRATA DROGA PAROWANIA	BFB/N/ [l/h] PODST.PRZEPŁYW KRWI/	TC/N/ [W/°C] /WSP.KON- WEKCJI/	S/I/ [m <sup>2</sup> ] /POWIERZCHNIA SEGMENTU I/
1. GŁOWA	WNETRZE	1	2.57	14.95	0.00	45.00	1.61	0.1326
	MIEŚNIE	2	0.39	0.12	0.00	0.12	13.25	
	TK.TŁUSZCZ	3	0.26	0.13	0.00	0.13	16.10	
	SKÓRA	4	0.28	0.10	0.81	1.44		
2. TUŁÓW	WNETRZE	5	11.44	52.63	10.45	210.00	1.59	0.6804
	MIEŚNIE	6	18.80	5.81	0.00	6.00	5.53	
	TK.TŁUSZCZ	7	4.94	2.49	0.00	2.56	23.08	
	SKÓRA	8	1.41	0.47	3.78	2.10		
3. RAMIONA	WNETRZE	9	1.63	0.82	0.00	0.84	1.40	0.2536
	MIEŚNIE	10	3.54	1.11	0.00	1.14	10.30	
	TK.TŁUSZCZ	11	0.67	0.21	0.00	0.20	30.50	
	SKÓRA	12	0.50	0.15	1.40	0.50		
4. DŁONIE	WNETRZE	13	0.16	0.09	0.00	0.10	6.40	0.0946
	MIEŚNIE	14	0.07	0.23	0.00	0.24	11.20	
	TK.TŁUSZCZ	15	0.10	0.04	0.00	0.04	11.50	
	SKÓRA	16	0.20	0.06	0.52	2.00		
5. NOGI	WNETRZE	17	4.94	2.59	0.00	2.69	10.50	0.5966
	MIEŚNIE	18	10.67	3.32	0.00	3.43	14.40	
	TK.TŁUSZCZ	19	1.66	0.50	0.00	0.52	74.50	
	SKÓRA	20	1.25	0.37	3.32	2.95		
6. STOPY	WNETRZE	21	0.27	0.15	0.00	0.16	16.30	0.1299
	MIEŚNIE	22	0.07	0.02	0.00	0.02	20.60	
	TK.TŁUSZCZ	23	0.15	0.05	0.00	0.05	16.40	
	SKÓRA	24	0.26	0.08	0.72	3.00		
7. KRĘW		25	2.60					

C.D. TABELA 4.

I N		HR/I/ [W/m <sup>2</sup> °C] /WSP. RADIACJI/	HC/I/ [W/m <sup>2</sup> °C] /WSP. KONWEKCJI/	TSET/N/ [°C] /TEMP. ODNIE- SIENIA/	SKINR/I/ [1] /WRAŻLIWOŚĆ TERMICZNA/	CHILM/I/ [1] /WSP. ROZKŁADU DOD. PRODUKCJI METABOLICZNEJ/	SKINS/I/ [1] /WSP. ROZKŁADU GRUCZOŁÓW POTOWYCH/	SAR/I/ [1] /RELATYWNA CZEŚĆ POWIERZCHNI/	WORKM/I/ [1] /WSP. ROZKŁADU CIEPŁA PRODUKOWANEGO PRZY OBC. FIZYCZNYCH/
1.	1			36.96					
	2	4.8	3.0	35.07	0.21	0.02	0.081	0.07	
	3			34.81					
	4			34.58					
5	36.89								
2.	6	4.8	2.1	36.28	0.42	0.85	0.481	0.36	0.30
	7			34.53					
	8			33.62					
	9			35.53					
3.	10	4.2	2.1	34.12	0.10	0.05	0.154	0.13	0.08
	11			33.59					
	12			33.25					
	13			35.41					
4.	14	3.6	4.0	35.38	0.04	0.00	0.031	0.05	0.01
	15			35.30					
	16			35.22					
	17			35.81					
5.	18	4.2	2.1	35.30	0.20	0.07	0.218	0.32	0.60
	19			35.31					
	20			34.10					
	21			35.14					
6.	22	4.0	4.0	35.03	0.03	0.00	0.035	0.07	0.01
	23			35.11					
	24			35.04					
	25			36.71					



```

LIST
PROGRAM(0J0C)
COMPRESS INTEGER AND LOGICAL
INPUT 1=CR0
INPUT 3 =TR0
OUTPUT 2=LPU
TRACE 2
END
    
```

```

MASTER BIULETYN
DIMENSION T(25),TSET(25),COLD(25),QB(24),EB(24),BFB(24),WARM(25)
DIMENSION TC(24),S(6),SKINR(6),SKINS(6),FCL(6),EPCL(6),WORKM(6)
DIMENSION CHILM(6),HR(6),HC(6),P(10),TOPE(6),H(6),F(25)
DIMENSION HF(25),C(25),WAR1(7),WAR2(7),WAR3(7),NI(10),NK(10)
DIMENSION ERROR(25),Q(24),E(24),BF(24),EMAX(6),BC(24),TD(24)
DIMENSION IN(4),SAR(6),TAB1(6),TAB2(6),TAB3(6),TAB4(6),CLOE(6)
REAL IUR(4,7,42),KWR(2,7,42),IUR(4,7,42),KWR(2,7,42)
REAL M,PRSM,ICL0
COMMON /ZERO/TAB1,TAB2,TAB3,TAB4
COMMON /JEDEN/ND,ND,NI,NK,WAR1,WAR2,WAR3
    
```

```

C*****NRI, IUR, KWR - DANE UTRZYMIANIA
C*****NRK, IUR, KWR - DANE UTRATY
    
```

```

100  FORMAT(28F0,0)
103  FORMAT(31I0)
READ(1,100)  C
READ(1,100)  QB
READ(1,100)  EB
READ(1,100)  BF
READ(1,100)  TC
READ(1,100)  S
READ(1,100)  HR
READ(1,100)  HC
READ(1,100)  P
READ(1,100)  TSET
READ(1,100)  SKINR
READ(1,100)  SKINS
READ(1,100)  WORKM
READ(1,100)  CHILM
READ(1,100)  T
READ(1,100)  TAB1
READ(1,100)  TAB2
READ(1,100)  TAB3
READ(1,100)  TAB4
READ(1,100)  SAR
READ(1,100)  WAR1
READ(1,100)  WAR2
READ(1,100)  WAR3
READ(1,100)  G1,G2
READ(1,100)  BLAD
READ(1,103) ND, (NI(I), I=1, ND)
READ(1,103) ND, (NK(I), I=1, ND)
READ(1,103) NRI,NRK
READ(1,100) ((C(IUR(I,J,K), J=1, NI(I)), I=1, ND), K=1, NRI)
READ(1,100) ((C(IUR(I,J,K), J=1, NK(I)), I=1, ND), K=1, NRI)
READ(1,100) ((C(IUR(I,J,K), J=1, NI(I)), I=1, ND), K=1, NRK)
READ(1,100) ((C(IUR(I,J,K), J=1, NK(I)), I=1, ND), K=1, NRK)
    
```

```

      SA=0.
      DO 110 K=1,6
110    CA=SA+S(K)
        TIME,ITIME,JTIME=)
        SKBF=11
        DELD,SWEAT=0
        PER,PSKI,SKIND,WARMS,COLDS=0

101    CONTINUE
      READ(5,299) TAIR,TG,V,RH,WORK,ICLO,INT
299    FORMAT(6F0.0,1I0)
      WRITE(2,11)
11     FORMAT(//)
      WRITE(2,10) TAIR,V,RH,WORK,INT,TG,ICLO
10     FORMAT(6H TAIR=,F6.2,4H V=,F6.2,5H RH=,F6.2,7H WORK=,F7.2,6H I
      *NT=,14,5H TG=,F6.2,7H ICLO=,F6.2)
      WRITE(2,11)
      IF(WORK-86.5) 104,104,105
104    WORK=0.0
      GO TO 106
105    WORK=(WORK-86.5)*0.78
106    CONTINUE
      DO 202 I=1,6
      HC(I)=(HC(I)+3.16*HC(I)*V**0.5)*S(I)
      CLOE(I)=ICLO/S(I)
      FCL(I)=1.0/(1+0.15*CLOE(I)*H(I))
      FPCL(I)=1.0/(1+0.145*(H(I)-HR(I))*CLOE(I))
      IF(TG.GE.0.0) GO TO 12
      TOPE(I)=TAIR
      GO TO 202
12     TR=TG+(2.27*V**0.5)*(TG-TAIR)
      TOPE(I)=(HR(I)*TR+HC(I)+TAIR)/H(I)
202    CONTINUE
      I=TAIR/5
      PAIR=RH*(P(I)+(P(I+1)-P(I))*(TAIR-5*I)/5.0)
301    CONTINUE
      DT=0.016666667
      DO 302 N=1,25
      WARM(N),COLD(N)=0.0
      ERROR(N)=T(1)-TOPE(N)
      IF(ERROR(N)) 303,302,304
303    COLD(N)=-ERROR(N)
      GO TO 302
304    WARM(N)=ERROR(N)
302    CONTINUE
      WARMS,COLDS=0.0
      DO 305 I=1,6
      K=4*I
      WARMS=WARMS+WARM(K)*SKINR(I)
      COLDS=COLDS+COLD(K)*SKINR(I)
305    CONTINUE

      SKIND=WARMS-COLDS
      DERR=(ERROR(1)-PER)/DT
      PER=ERROR(1)
      DSKIN=(SKIND-PSKI)/DT
      PSKI=SKIND
      IF(ERROR(1).GE.0.AND.SKIND.GE.0) GO TO 200
      IF(ERROR(1).LT.0.AND.SKIND.LT.0) GO TO 203
      IF(ERROR(1).GT.0.AND.SKIND.LT.0.OR.ERROR(1).LT.0
      S.AND.SKIND.GT.0) GO TO 204

```

```

200 IF (ERROR(1), LT., .5. AND. SKIND, LE., 0.0) GO TO 201
   SKBF=160
   SWEAT=960
   DSKBF, DMRSW=0
   GO TO 205
203 IF (ERROR(1), LT., -0.3. OR. SKIND, LT., -14.0) GO TO 210
   GO TO 211
210 SKBF, SWEAT, DSKBF, DMRSW, DELM=0
   M=1000.0
   GO TO 205
211 CALL WYBOR(ERROR(1), SKIND, DERR, DSKIN, IN)
   KTD=1
   CALL CONTROLLER(IN, KTD, HRI, IWU, KWU, AKCJA1, AKCJA2)
   DSKBF=AKCJA1*G1
   DELM=AKCJA2*G2
   GO TO 205
204 SKBF=11
   DSKBF, DMRSW=0
   M=0.0
   GO TO 205
201 CALL WYBOR(ERROR(1), SKIND, DERR, DSKIN, IN)
   KTD=0
   CALL CONTROLLER(IN, KTD, HRK, IWR, KWR, AKCJA1, AKCJA2)
   DSKBF=AKCJA1*G1
   DMRSW=AKCJA2*G2
205 CONTINUE
400 CONTINUE
   M=M+DELM
   CHILL=M
   IF (M, LT., 0) M=0
   IF (M, GT., 1000) M=1000
   SWEAT=SWEAT+DMRSW
   IF (SWEAT, LT., 0) SWEAT=0
   IF (SWEAT, GT., 960) SWEAT=960
   SKBF=SKBF+DSKBF
   IF (SKBF, LT., 0) SKBF=0
   IF (SKBF, GT., 160) SKBF=160
   DO 401 I=1, 6
     N=4*I-3
     Q(N)=QB(N)
     BF(N)=BFB(N)
     E(N)=EB(N)
     Q(N+1)=QB(N+1)+GRKH(I)*WORK+CHILN(I)*CHILL
     E(N+1)=0.0
     BF(N+1)=BFB(N+1)+Q(N+1)-QB(N+1)
     Q(N+2)=QB(N+2)
     E(N+2)=0.0
     BF(N+2)=BFB(N+2)
     Q(N+3)=QB(N+3)
     E(N+3)=EB(N+3)+SKINS(I)*0.7*SWEAT*2.0**((T(N+3)-TSET(N+3))/3.0)
     BF(N+3)=SKBF*SAR(I)
     K=T(N+3)/5
     PSKIN=P(K)+(P(K+1)-P(K))*(T(N+3)-5*K)/5.0
     EMAX(I)=(PSKIN-PAIR)*2.20*(H(I)-HR(I))*S(I))*FPCL(I)
     IF (E(N+3)-EMAX(I), 403, 403, 402)
402 E(N+3)=EMAX(I)
403 CONTINUE
401 CONTINUE
   DELM, DMRSW, DSKBF=J.0

```

```

      QC(K)=QF(K)*(T(1)-T(25))
      TD(K)=TC(K)*(T(1)-T(K+1))
500  CONTINUE
      DO 501 I=1,9
      K=4*I-3
      HF(K)=Q(K)-E(K)+QC(K)-TD(K)
      HF(K+1)=Q(K+1)-C(K+1)+TD(K)-TD(K+1)
      HF(K+2)=Q(K+2)-BC(K+2)+TD(K+1)-TD(K+2)
      HF(K+3)=Q(K+3)-BC(K+3)-E(K+3)+TD(K+2)-H(I)*(T(K+3)-TOPE(I))+FCL(I)
501  CONTINUE
      HF(25)=0.0
      DO 502 K=1,24
      HF(25)=HF(25)+BF(K)
502  CONTINUE

      DO 600 K=1,25
      F(K)=HF(K)/C(K)
      U=ABS(F(K))
      IF(U*DT-BLAD) 600,600,601
601  DT=BLAD/U
600  CONTINUE
      DO 700 K=1,25
      T(K)=T(K)+F(K)*DT
700  CONTINUE
      TIME=TIME+DT
      LTIME=60.0*TIME
      FORMAT(/1X,5HTIME=,F6.3,3X,6HLTIME=,I6,3X,6HITIME=,I6,2X,3HDT=,
      *F12.10)
      IF(LTIME-INT-ITIME) 301,701,701
701  CONTINUE
      ITIME=ITIME+INT
      CO,HP,EV,TS,TB,SBF,HFLOW=0.0
      DO 800 N=1,24
      CO=CO+BF(N)/60.0
      HP=HP+Q(N)
      EV=EV+E(N)
800  CONTINUE
      DO 802 I=1,9
      SBF=SBF+BF(4*I)/60.0
      TS=TS+T(4*I)*C(4*I)/3.90
802  CONTINUE
      DO 801 N=1,25
      TB=TB+T(N)*C(N)/63.79
      HFLOW=HFLOW+HF(N)
801  CONTINUE
      EV=EV/SA
      HP=HP/SA
      HFLOW=HFLOW/SA
      COND=(HP-(E(1)+E(5))/SA-HFLOW)/(T(25)-TS)
951  CONTINUE

      WRITE(2,915) ITIME,HFLOW,HP,EV,TB,TS,T(1),T(25),T(5),T(18),SBF
915  FORMAT(/1X,5HTIME=,I3,3X,2HS=,F7.1,6X,2HM=,F7.1,5X,3HEV=,F7.1,4X,
      *3HTB=,F6.2,4X,3HTS=,F6.2,4X,3HTH=,F6.2// 1X,3HTO=,F6.2,4X,3HTR=,
      *F6.2,4X,3HTM=,F6.2,4X,4HSBF=,F6.2)
1200  FORMAT(/12H TEMPERATURA/12(F7.2))
      JTIME=JTIME+INT
917  CONTINUE
1102  LF(JTIME-50) 301,1101,1101
1101  JTIME=0
      IF(ITIME-210) 101,101,901
9990  CONTINUE

```

901 CONTINUE  
STOP  
END

END OF SEGMENT, LENGTH 2379, NAME BIULETYN

```
SUBROUTINE WYBOR(ERROR,SKIND,DERR,DSKIN,IN)
DIMENSION IN(4),TAB1(6),TAB2(6),TAB3(6),TAB4(6),ERROR(25)
COMMON /ZERO/TAB1,TAB2,TAB3,TAB4
SKINS=SKIND
IF(ERROR(1).LT.TAB1(1)) IN(1)=1
DO 10 I=1,2
IF(ERROR(1).GE.TAB1(I).AND.ERROR(1).LT.TAB1(I+1)) IN(1)=I+1
10 CONTINUE
IF(ERROR(1).GE.TAB1(3).AND.ERROR(1).LE.TAB1(4)) IN(1)=4
DO 11 I=4,5
IF(ERROR(1).GT.TAB1(I).AND.ERROR(1).LE.TAB1(I+1)) IN(1)=I+1
11 CONTINUE
IF(ERROR(1).GT.TAB1(6)) IN(1)=7
IF(SKINS.LT.TAB3(1)) IN(3)=1
DO 12 I=1,2
IF(SKINS.GE.TAB3(I).AND.SKINS.LT.TAB3(I+1)) IN(3)=I+1
12 CONTINUE
IF(SKINS.GE.TAB3(3).AND.SKINS.LE.TAB3(4)) IN(3)=4
DO 13 I=4,5
IF(SKINS.GT.TAB3(I).AND.SKINS.LE.TAB3(I+1)) IN(3)=I+1
13 CONTINUE
IF(SKINS.GT.TAB3(6)) IN(3)=7
IF(DERR.LT.TAB2(1)) IN(2)=1
DO 14 I=1,2
IF(DERR.GE.TAB2(I).AND.DERR.LT.TAB2(I+1)) IN(2)=I+1
14 CONTINUE
IF(DERR.GE.TAB2(3).AND.DERR.LE.TAB2(4)) IN(2)=4
DO 15 I=4,5
IF(DERR.GT.TAB2(I).AND.DERR.LE.TAB2(I+1)) IN(2)=I+1
15 CONTINUE
IF(DERR.GT.TAB2(6)) IN(2)=7
IF(DSKIN.LT.TAB4(1)) IN(4)=1
DO 16 I=1,2
IF(DSKIN.GE.TAB4(I).AND,DSKIN.LT.TAB4(I+1)) IN(4)=I+1
16 CONTINUE
IF(DSKIN.GE.TAB4(3).AND,DSKIN.LE.TAB4(I+1)) IN(4)=4
DO 17 I=4,5
IF(DSKIN.GT.TAB4(I).AND,DSKIN.LE.TAB4(I+1)) IN(4)=I+1
17 CONTINUE
IF(DSKIN.GT.TAB4(6)) IN(4)=7
RETURN
END
```

END OF SEGMENT, LENGTH 741, NAME WYBOR

```
SUBROUTINE CONTROLLER(IN,KTD,HR,IW,KW,AKCJA1,AKCJA2)
INTEGER SI,P,Q
REAL MIN,HIK
REAL HIPO(50),HIPOQ(50),HIPOQS(50),IW(4,7,42),KW(2,7,42)
DIMENSION HI(10),IK(10),IH(10),POPOC(50)
```

DIMENSION MAR1(7), MAR2(7), K1(50), K2(50), MAR3(7)  
COMMON /JEDER/ N, NR, NI, NK, MARI, MAR2, MAR3

C\*\*\*\*\*KTD = ZBIENNA SPERUJACA  
C\*\*\*\*\*KTD = 1 DANE UTRZYMANIE  
C\*\*\*\*\*KTD = 0 DANE UTRATA

```
      M=ND
      N=ND
      DO 27 IJ=1, NR
      IF(IJ, NE, 1) GO TO 12
      SI=0
      DO 11 I=1, N-1
      IL=1
      DO 10 J=1, N-I
      10  IL=IL*NI(J)
      11  SI=SI+(IM(I)-1)*IL
      P=SI+IN(N)
      12  CONTINUE
      DO 13 I=1, N
      13  POUOC(I)=IM(I, IN(I), IJ)
      MIN=POUOC(1)
      DO 14 I=2, N
      14  MIN=AMIN1(MIN, POUOC(I))
      MIP=MIN
      L=0
      DO 16 I=1, N-1
      DO 15 K=1, NK(I)
      COM=KU(I, K, IJ)
      DO 15 J=1, NK(I+1)
      L=L+1
      MIQ(L)=AMIN1(POM, KU(I+1, J, IJ))
      15  CONTINUE
      16  CONTINUE
      DO 17 I=1, L
      17  MIPO(I)=AMIN1(MIP, MIQ(I))
      IF(NR, EQ, 1) GO TO 19
      DO 18 I=1, L
      18  MIPQS(I)=AMAX1(MIPQS(I), MIPO(I))
      GO TO 27
      19  DO 20 I=1, L
      20  MIPQS(I)=MIPO(I)
      27  CONTINUE
      POM=MIPQS(1)
      DO 23 I=2, L
      23  POM=AMAX1(MIPQS(I), POM)
      ILQ=0
      DO 24 I=1, L
      IF(MIPQS(I), NE, POM) GO TO 24
      ILQ=ILQ+1
      POUOC(ILQ)=1
      24  CONTINUE
      DO 25 I=1, ILQ
      K1(I)=AINT((POUOC(I)-1)/NK(2))+1
      K2(I)=POUOC(I)-(K1(I)-1)*NK(2)
      25  CONTINUE
      SUM, SUMA=0.0
      IF(KTD, EQ, 1) GO TO 29
      DO 26 I=1, ILQ
      SUM=SUM+K1(K1(I))
      SUMA=SUMA+MAR2(K2(I))
```

```
26 CONTINUE
GO TO 28
29 CONTINUE
DO 28 I=1,ILO
SUM=SUM+WART(K1(I))
SUMA=SUMA+WARS(K2(I))
28 CONTINUE
AKCJA1=SUM/ILO
AKCJA2=SUMA/ILO
DO 21 I=1,50
21 HIPQS(I)=0.0
RETURN
END
```

END OF SEGMENT, LENGTH: 686, NAME CONTROLLER

FINISH

PROGRAM NAME #0VOC, CORE 17774, LOWER AREA 910, PROGRAM 7858

END OF COMPILATION - NO ERRORS

PRZYKŁADOWY WYDRUK /EKSPERYMENT 2./

TAIR= 43.00 V= 0.10 RH= 0.10 WORK= 0.00 INT= 1 TG=-15.00 ICLO= 0.00

TIME= 1	S= 42.1	M= 45.8	EV= 61.3	TB= 36.22	TS= 33.90	TH= 36.96
TO= 36.64	TR= 36.89	TM= 35.32	SBF= 0.34			
TIME= 2	S= 39.9	M= 45.8	EV= 62.7	TB= 36.24	TS= 34.01	TH= 36.94
TO= 36.74	TR= 36.87	TM= 35.33	SBF= 0.19			
TIME= 3	S= 37.8	M= 45.8	EV= 64.0	TB= 36.26	TS= 34.11	TH= 36.96
TO= 36.67	TR= 36.89	TM= 35.35	SBF= 0.19			
TIME= 4	S= 9.1	M= 45.8	EV= 92.1	TB= 36.26	TS= 33.97	TH= 36.96
TO= 36.73	TR= 36.89	TM= 35.36	SBF= 0.24			
TIME= 5	S= 13.9	M= 45.8	EV= 88.5	TB= 36.26	TS= 33.95	TH= 36.97
TO= 36.71	TR= 36.89	TM= 35.38	SBF= 0.19			
TIME= 6	S= 20.3	M= 45.8	EV= 82.0	TB= 36.27	TS= 33.97	TH= 36.97
TO= 36.71	TR= 36.90	TM= 35.39	SBF= 0.21			
TIME= 7	S= 0.2	M= 45.8	EV= 95.8	TB= 36.28	TS= 34.00	TH= 36.97
TO= 36.69	TR= 36.90	TM= 35.41	SBF= 0.33			
TIME= 8	S= 30.9	M= 45.8	EV= 70.7	TB= 36.29	TS= 34.11	TH= 36.97
TO= 36.66	TR= 36.89	TM= 35.42	SBF= 0.36			
TIME= 9	S= 28.4	M= 45.8	EV= 72.4	TB= 36.30	TS= 34.21	TH= 36.96
TO= 36.65	TR= 36.88	TM= 35.44	SBF= 0.36			
TIME= 10	S= 27.5	M= 45.8	EV= 73.0	TB= 36.31	TS= 34.22	TH= 36.96
TO= 36.73	TR= 36.88	TM= 35.45	SBF= 0.19			
TIME= 11	S= 27.4	M= 45.8	EV= 73.1	TB= 36.33	TS= 34.25	TH= 36.97
TO= 36.71	TR= 36.89	TM= 35.47	SBF= 0.19			
TIME= 12	S= 20.8	M= 45.8	EV= 79.7	TB= 36.33	TS= 34.22	TH= 36.93
TO= 36.71	TR= 36.90	TM= 35.48	SBF= 0.26			
TIME= 13	S= 28.4	M= 45.8	EV= 71.9	TB= 36.34	TS= 34.26	TH= 36.98
TO= 36.70	TR= 36.90	TM= 35.50	SBF= 0.31			
TIME= 14	S= 22.1	M= 45.8	EV= 77.9	TB= 36.35	TS= 34.30	TH= 36.98
TO= 36.68	TR= 36.89	TM= 35.52	SBF= 0.37			
TIME= 15	S= 20.2	M= 45.8	EV= 79.3	TB= 36.36	TS= 34.37	TH= 36.97
TO= 36.66	TR= 36.89	TM= 35.53	SBF= 0.44			
TIME= 16	S= 19.4	M= 45.8	EV= 79.8	TB= 36.37	TS= 34.41	TH= 36.96
TO= 36.66	TR= 36.88	TM= 35.54	SBF= 0.44			