

Studiu numeric și experimental privind microclimatul în sălile de operație – soluții de optimizare



Coordonator:

Conf. Univ. Dr. Ing. Ilinca Năstase
cotutela

Conf. Univ. Dr. Ing. Tiberiu Catalina

Student doctorand:

Ing. Laurențiu Tăcutu

Cuprins:

1. INTRODUCERE.....	4
1.1. SCURT ISTORIC ȘI PREZENTARE GENERALĂ A PROBLEMATICII.....	4
1.2. MOTIVAREA CERCETĂRII.....	5
1.3. OBIECTIVE ȘI ABORDARE.....	8
2. STAREA ACTUALĂ A CUNOAȘTERII ȘI A PRACTICII ÎN DOMENIU	9
2.1. DEFINIREA CONCEPTULUI DE CAMERĂ CURATĂ ȘI ISTORIA EI	9
2.2. DOCUMENTAȚII TEHNICE (STANDARDE, GHIDURI DE BUNE PRACTICI) PENTRU CAMERE CURATE	10
2.3. CONFORTUL TERMIC ÎN SĂLILE DE OPERAȚIE	12
2.4. STRATEGII DE VENTILARE ÎN SĂLILE DE OPERAȚIE	13
3. STUDIUL MICROCLIMATULUI MEDIULUI INTERIOR DIN SĂLILE DE OPERAȚIE ȘI CERCETAREA ACTUALĂ.....	14
4. STUDII EXPERIMENTALE	16
4.1. ECHIPAMENTE FOLOSITE.....	16
4.2. DETERMINAREA CURGERII FLUIDELOR PRIN METODE OPTICE - PARTICLE IMAGE VELOCIMETRY (PIV)	16
4.3. DETERMINAREA INDICILOR DE CONFORT PRIN MANECHINI TERMICI	17
4.4. CONTROLUL TEMPERATURII MEDIULUI INTERIOR PRINTR-O CELULĂ CLIMATICĂ	19
4.5. TERMOGRAFIE ÎN INFRAROȘU	19
4.6. ALTE ECHIPAMENTE FOLOSITE.....	20
4.7. STAND EXPERIMENTAL	21
5. CONSTRUCȚIA UNOR MODELE NUMERICE	25
5.1. SIMULAREA NUMERICĂ A CURGERII FLUIDELOR.....	25
5.1.1. Modelarea matematică a proceselor.....	25
5.1.2. Etapele unei simulări numerice.....	28
5.1.3. Simulări numerice tip computational fluid dynamics (CFD) și aplicațiile lor la curgerile din incinte....	31
5.2. CONSTRUCȚIA MODELELOR	31
5.2.1. Construcție orificii tip „+” și „O”.....	32
5.2.2. Sală de operație cu pacient, difuzor de flux unidirecțional și sistem de ventilare locală	34
5.2.3. Sală de operație cu pacient, doi chirurgi, difuzor de flux unidirecțional cu grile și sistem de ventilare locală	36
6. VALIDAREA CAZURILOR NUMERICE	37
6.1. VALIDARE PRIN MĂSURĂRI STEREOSCOPICE PIV A CURGERII PRIN ORIFICII TIP „O” ȘI „+”	37
6.2. VALIDARE PRIN MĂSURĂRI PIV A PANĂȘULUI PROVENIT DE LA PACIENT PENTRU CAZUL NUMERIC DE SALĂ DE OPERAȚIE	39
6.3. VALIDARE PRIN MĂSURĂRI PIV A PANĂȘULUI PROVENIT DE LA CHIRURG PENTRU CAZUL NUMERIC DE SALĂ DE OPERAȚIE	40
6.4. STUDIU EXPERIMENTAL DE CARACTERIZARE A GRIELOR CU DIFERITE ORIFICII, MONTATE ÎNTR-UN DIFUZOR DE FLUX UNIDIRECȚIONAL.....	43
6.5. STUDIU EXPERIMENTAL PRIVIND INFLUENȚA GRIELOR CU DIFERITE ORIFICII ASUPRA CONFORTULUI TERMIC	44
7. REZULTATE NUMERICE ȘI ANALIZĂ	44
7.1. STUDIUL CURGERII AERULUI DIN DIFUZORUL DE FLUX UNIDIRECȚIONAL LA TAVAN PENTRU CAZUL CU PACIENT	46
7.2. STUDIUL CURGERII AERULUI DIN DIFUZORUL DE FLUX UNIDIRECȚIONAL LA TAVAN ȘI LOCAL PENTRU CAZUL CU PACIENT	47
7.3. STUDIUL CURGERII AERULUI DIN DIFUZOR DE FLUX UNIDIRECȚIONAL LA TAVAN PENTRU CAZUL CU PACIENT ȘI DOI CHIRURGI.....	48
7.4. STUDIUL CURGERII AERULUI DIN DIFUZORUL DE FLUX UNIDIRECȚIONAL LA TAVAN ȘI LOCAL PENTRU CAZUL CU PACIENT ȘI DOI CHIRURGI	49

7.5.	STUDIUL CURGERII AERULUI DIN DIFUZORUL DE FLUX UNIDIREȚIONAL CU ORIFICII TIP „+” PENTRU CAZUL CU PACIENT, DOI CHIRURGI	51
7.6.	STUDIUL CURGERII AERULUI DIN DIFUZORUL DE FLUX UNIDIREȚIONAL CU ORIFICII TIP „O” PENTRU CAZUL CU PACIENT, DOI CHIRURGI	52
7.7.	STUDIUL CURGERII AERULUI DIN DIFUZORUL DE FLUX UNIDIREȚIONAL CU ORIFICII TIP „+” PENTRU CAZUL CU PACIENT, DOI CHIRURGI ȘI VENTILARE LOCALĂ.....	54
7.8.	STUDIUL CURGERII AERULUI DIN DIFUZORUL DE FLUX UNIDIREȚIONAL CU ORIFICII TIP „O” PENTRU CAZUL CU PACIENT, DOI CHIRURGI ȘI VENTILARE LOCALĂ.....	54
7.9.	STUDIUL DE DISPERSIE AL AEROSOLILOR, PROVENIȚI DE LA CHIRURGI, ÎNTR-O SALĂ DE OPERAȚIE.....	55
8.	CONTRIBUȚII PERSONALE	56
9.	ANALIZĂ ȘI CONCLUZII	58
10.	PERSPECTIVE PE TERMEN MEDIU ȘI LUNG	59
11.	BIBLIOGRAFIE	60

1. Introducere

1.1. Scurt istoric și prezentare generală a problematicii

Istoria intervențiilor chirurgicale este aproape la fel de veche precum istoria umană, cu mențiuni încă din cele mai vechi timpuri [1], iar controlul contaminării plăgii deschise, alături de alți factori precum controlul sângerării și al durerii, au avut importanță încă de la începuturi, cât și un interes tot mai crescut odată cu evoluția științei medicale [2]. În urma oricărei intervenții chirurgicale pacientul prezintă riscul de a fi infectat cu microorganisme ce provin din mediul exterior ambiant [3, 4]. Infecțiile pot fi atât pe cale aeriană, cu microorganisme din mediul ambiant, cât și pe cale directă, prin ustensilele utilizate în respectivele proceduri medicale.

Primele mențiuni în care sunt relatate măsuri de reducere a infecțiilor intraoperatorii cu germenii îl indică pe medicul Joseph Lister ce în anii 1860 folosea acidul carbolic (fenolul) pentru tratarea instrumentarului medical, curățarea plăgii deschise și a mâinilor personalului medical, dar și a aerului din încăperea prin pulverizarea în incintă [5]. În prezent, conform Organizației Mondiale a Sănătății, o proporție ridicată a complicațiilor chirurgicale sunt datorate infecțiilor chirurgicale [6]. Un raport epidemiologic realizat pe anul 2017 de către Centrul European de Prevenire și Controlul al Bolilor (ECDC) prezintă date colectate din 12 țări europene și arată că dintr-un total de 648.512 proceduri chirurgicale (de mică și mare amploare), în 10.149 s-au constatat infecții chirurgicale [7]. Dintr-un alt raport elaborat de Centrul de Prevenire și Controlul al Bolilor (CDC) din America, cât și din alte studii de cercetare din America, reiese că infecții chirurgicale reprezintă 14% - 17% din totalul de infecții dobândite în spital [8, 9], iar pentru pacienții operați, infecțiile chirurgicale reprezintă până la 38% din infecțiile intraspitalicești (nosocomiale) [9]. Alt studiu efectuat între anii 2006 – 2009, realizat cu date din 847 de spitale din America, precizează că la aproximativ 1.9% din intervențiile operatorii au apărut infecții chirurgicale, reprezentând 16.147 de cazuri dintr-un total de cazuri de 849.659 [10]. Dacă verificăm date furnizate la nivel European, putem observa că într-o țară dezvoltată precum Suedia se precizează că din totalul de operații efectuate, aproximativ 7% dintre ele implică infecții chirurgicale, iar acest tip de infecție reprezintă a treia cea mai frecvent raportată infecție intra-spitalicească [11].

În diferite rapoarte și studii se pot regăsi diferite procente privind numărul infecțiilor chirurgicale. Aceste diferențe pot fi cauzate de foarte mulți factori precum modul de elaborare al studiilor, regiunea în care s-au elaborat, numărul de operații chirurgicale, tipul de procedură și durata acesteia, condițiile aferente spitalelor și blocurilor operatorii respective (arhitectura și circuite, dotările privind aparatura medicală, ș.a.m.d.), sterilizarea instrumentarului medical și gradul de curățenie în incinte, planificarea procedurilor de chirurgie și tratament pre/post-operator, tipul de tratament (medicamentație) administrat, echipamentele de protecție utilizate de personalul medical și conduita personalului medical în timpul operației [12], cât și alte lucruri similare ce țin de acest act medical [13, 14]. Un alt factor determinant este și starea de sănătate a pacientului (sistemul imunitar al acestuia, vârsta, comorbidități).

Totodată, pe lângă factorii precizați anterior, aceste studii depind foarte mult de raportarea cazurilor. Foarte probabil ca aceste infecții chirurgicale să fie subestimate având în vedere că aproximativ 50% din ele devin evidente după externare [15]. Astfel, eșantionul de date prelucrate și corectitudinea de date furnizate sunt esențiale. În majoritatea studiilor sunt eșantionate toate procedurile de intervenție, fără să existe o delimitare între proceduri minim-invazive, de mica amploare, și proceduri de amploare mare de tipul intervențiilor chirurgicale pe cord deschis sau similare. Totodată, furnizarea de informații spre publicare, chiar și pentru o statistică, poate fi de multe ori anevoioasă.

Sunt studii ce precizează faptul că pentru fiecare infecție chirurgicală este necesar aproximativ 7-10 zile în plus de spitalizare, iar pacienții ce au astfel de infecții prezintă un risc de deces de 2-11 ori mai mare în comparație cu pacienții operați, dar fără astfel de infecții [14, 16]. Totodată, orice tip de infecție generează un cost ridicat privind intervențiile medicale necesare ulterior pentru tratare, în America estimându-se un cost per pacient de 25.546 dolari în 2002 și 10.443 dolari în 2005 [17-20], iar în cazuri complexe depășindu-se suma de 90.000 dolari [21, 22].

Odată cu evoluția științei medicale s-au elaborat substanțe medicamentoase și metode terapeutice din ce în ce mai eficiente de tratare al infecțiilor. Administrarea de medicamente antimicrobiene (denumite generic antibiotice) este în prezent aplicată la scară largă, cu succes în majoritatea cazurilor, doar că acest tip de tratament vine și cu efecte adverse, unul dintre ele fiind rezistența din ce în ce mai ridicată a bacteriilor la antibiotice [23, 24], dar și alte efectele secundare produse de aceste medicamente [23, 24]. Acest aspect evidențiază faptul că este de preferat ca prevenția să fie factorul principal în rezolvarea problemei, respectiv a infecțiilor nosocomiale (intraoperatorii și postoperatorii).

Un factor important de prevenție în zonele critice ale unităților medicale este controlul particulelor în suspensie și al particulelor de pe suprafețele. Transmiterea se poate face prin contact direct cu plăgi deschise sau prin diferite medii de transmitere precum mucoasa orală, nazală, ori ochii. În prezent este cunoscut faptul că o infecție intraoperatorie poate avea surse externe sau interne. Sursele externe pot fi particulele suspendate în aer (aerosolii) ce intră în incintă prin infiltrații și/sau prin sistemul de ventilare mecanic, ori natural (daca este cazul). Sursele interne pot fi aerosolii din cameră sau particule ce se regăsesc pe suprafețe diferitelor obiecte de uz medical, iar proveniența acestora poate fi de la pacient [25], de la cadrele medicale [26] sau de pe echipamentele medicale și instrumentarul medical [27] nedezinfectat adecvat, respectiv nesterilizat. Pe parcursul actului medical se generează aerosoli precum: particule textile, particule de piele, particule lichide datorate respirație, perspirație și transpirație [28]. Aceste particule se pot regăsi în aer în diferite zone ale incintei, cu structură și dimensiuni diferite.

1.2. Motivarea cercetării

În sălile de operație este important să se asigure sănătatea și siguranța ocupanților (pacient, cadre medicale), cât și confortul termic al acestora. Astfel, un aspect important este controlul aerosolilor, al gazelor anestezice și al fumului generat în procesul chirurgical, dacă este

cazul. Totodată, necesitatea de a realiza o ambianță termică acceptabilă pentru toți ocupanții este un deziderat la fel de important de obținut. Un al treilea aspect ce a căpătat din ce în ce mai multă importanță în ultimii ani este reducerea consumului energetic al echipamentelor de ventilare, consum datorat vehiculării unor debite foarte mari de aer. Aceste debite de aer se consideră a fi necesare pentru diminuarea numărului de aerosoli din incinte.

Sistemele de ventilare actuale ce sunt folosite pentru sălile de operație prezintă deseori deficiențe ce pun în incapacitatea de a realiza, parțial sau integral, dezideratele propuse în proiectare. Problemele întâmpinate sunt datorate multiplelor variabile existente în aceste incinte, ce de multe ori nu pot fi controlate sau eliminate, ori pentru care la momentul actual fie nu există soluții, sau soluții nu sunt fiabile. Privind strict ventilarea acestor incinte, cele mai des întâmpinate probleme sunt reprezentate de incapacitatea de a furniza aer filtrat în zonele de maxim interes (zona pacientului și a cadrelor medicale), incapacitatea de a oferi condiții bune de confort termic tuturor ocupanților și incapacitatea de a eficientiza consumul energetic al acestor echipamente.

Actualele strategii de ventilare, menționate în literatura de specialitate (norme, standarde, ghiduri, cărți, articole științifice), funcționează pe principiu diluției aerului din încăperea cu scopul de a reduce numărul de aerosoli din incintă. Acest principiu implică debite mari de aer, transpuse în schimburile orare de aer. Deseori aceste debite trebuie să reprezinte 100% aer proaspăt, cum este și în cazul normei locale. Filtrarea aerului este realizată uzual în 2 sau 3 trepte, în funcție de norma ce reglementează acest domeniu în regiunea respectivă. Toate au în comun ca ultima etapă de filtrare să fie un filtru tip HEPA. Vehicularea, filtrarea și tratarea termică a acestor debite mari de aer, mai ales atunci când acesta este 100% aer proaspăt, generează consumuri energetice ridicate, cât și costuri ridicate de implementare și mentenanță.

În cadrul unei săli de operație, principalele zone de risc în care se dorește controlul particulelor, fie că sunt în suspensie sau pe suprafețe, sunt zonele din imediata vecinătate a plăgii deschise (zona pacientului, a personalului medical, a instrumentarului medical). Deseori, pentru aceste incinte se folosește drept unitate terminală de introducere a aerului un difuzor de flux unidirecțional (DFU), regăsit deseori sub denumirea de „tavan/plafon de flux unidirecțional sau tavan/plafon de flux laminar”. Conceptul difuzorului de flux unidirecțional este de „a spăla”, sau de „a curăța”, zonele de interes cu un flux de aer filtrat.

De-a lungul timpului a existat o evoluția a conceptului de DFU, principala schimbare a constat în reducerea dimensiunilor din considerente de costuri. Astfel, de la un concept gândit pentru întreaga suprafață a încăperii a evoluat la un concept ce privește acoperirea doar zonele de interes. Uneori se mai implementează și soluția tehnică ce cuprinde întreaga suprafață a tavanului, având deseori aspirarea aerului pe la partea inferioară fie prin grile montate în pereți, fie printr-o pardosea flotantă, dar această soluție este în funcție de domeniul în care se aplică și de contextul ce o dictează. În domeniul medical, al sălilor de operație, această schimbare de strategie este fundamentată și de faptul că zonele de interes sunt foarte apropiate una de cealaltă din motive practice.

Problema des întâlnită într-o astfel de strategie este obstrucționarea curentului de aer provenit de la DFU, către zona de operare, datorită echipamentului medical și a personalului medical. Lampa scialitică este echipamentul medical ce deseori obstrucționează acest flux de aer, iar personal medical prin poziție aplecată față de zona de operare, poziție ce are rolul de a realiza și facilita actul medical [29-31]. Aceste obstrucții, cât și dinamica contextului în care se desfășoară actul medical generează cu ușurință curenți de aer ce nu pot fi controlați, zone de stagnare, zone de recirculare chiar în imediata apropiere a plăgii deschise. Dacă particule sunt emise în zonele în care se generează aceste vortexuri, acumulări de particule se pot produce [29, 32]. Totodată, s-a demonstrat ca inclusiv mișcări mici ale corpurilor amplasate în curentul de aer generează turbulențe considerabile și schimbă complet traiectoria curentului de aer [29, 32].

O altă problemă ce apare în practică este dată perturbarea fluxului de aer, provenit de la sistemul de ventilare, de către curentul de aer cald convectiv generat de sursele de căldură interioare. Sursele uzuale ce se află în astfel de incinte și degajă căldură sunt echipamente medicale și oameni. Acest curent de aer cald generat prin convecție de la sursele de căldură din interior este denumit în literatura de specialitate drept panăș termic [33, 34]. Deoarece vitezele aerului refulat în încăpere de un sistem de ventilare tip flux unidirecțional este de ordinul 0.1-0.5 m/s, s-a constatat că panășul termic poate influența considerabil acest curentul de aer [12, 33], împiedicând astfel într-o anumită proporție ca acesta să ajungă și să „spele” zonele de interes.

Astfel, diluarea și amestecarea aerului din incintă, prin furnizarea unor debite mari de aer, nu asigură automat un grad scăzut de particule în aceste zone de interes dacă nu se ia în considerare și factorii precizați anterior, cât și un posibil scenariu de deplasare al aerului prin incintă. Probabil și din cauzele precizate anterior, s-a constatat că în anumite situații utilizarea unui plenum cu grilă ce are un flux unidirecțional, montat în tavan, nu se poate prezenta mereu drept o soluție tehnică bună care să aducă beneficiile plănuite, punându-se la îndoială dacă este rentabilă o astfel de investiție sau mai degrabă s-ar alege o soluție clasică de ventilare [35, 36].

O altă problemă des întâlnită în această practică de ventilare a sălilor de operație este imposibilitatea de a furniza aer la temperatura dorită de fiecare ocupant, în vederea realizării unei ambianțe termice plăcute fiecăruia. Astfel, deseori în practică personalul medical care operează solicită temperaturi joase ale aerului introdus. Această solicitare se explică prin faptul că acest personal medical are activitatea cea mai intensă din sala de operație și gradul cel mai ridicat de echipare cu îmbrăcăminte, acesta fiind necesară pentru protecția lui și a pacientului deoarece este personalul ce are contact direct cu plaga deschisă. Pe de altă parte, personalul ce se ocupă de procedura de anestezie, ce stă periferic pacientului, prezintă deseori o echipare cu un grad mai redus de îmbrăcăminte și nu realizează activități la fel de solicitante ca intensitate. Astfel, acest personal medical solicită deseori temperaturi mai ridicate de la sistemul de ventilare. În unele țări, în vederea rezolvării acestei probleme se montează un sistem radiativ local de încălzire în spatele anestezistului. De asemenea, o altă problemă de confort termic apare și la pacient, care este deseori dezbrăcat și acoperit doar cu un strat subțire de îmbrăcăminte. În studii de specialitate se precizează că la acesta poate să apară chiar și o stare de hipotermie [37]. Acest lucru se amplifică

atunci când pacientul este sub anestezie generală iar sistemul lui termoregulator nu mai funcționează la parametrii unui corp uman normal.

Pe lângă toate aceste situații se mai regăsește în contextul de probleme curent și dificultatea de a reduce consumurile energetice ridicate ce sunt datorate schimburilor mari de aer necesare pentru aceste spații, schimburi precizate în norme și standarde.

Astfel, necesitatea cercetării unor strategii de ventilare ce pot furniza parțial sau complet răspunsuri la problemele actuale ale sistemelor de ventilare din sălile de operație vine ca o urmare firească dacă privim dificultățile menționate anterior, dacă avem în vedere importanța acestor încăperi în cadrul societății moderne, amploarea impactului unor astfel de cercetări, cât și progresul tehnologic și științific.

Toate aceste precizări evidențiază faptul că există motive temeinice de a studia sistemele de ventilare aferente unei săli moderne de operație și distribuția aerului în cadrul acesteia pe parcursul desfășurării actului medical, în vederea căutării unor soluții ce pot rezolva parțial sau integral probleme precizate.

1.3. Obiective si abordare

Prezenta teză de doctorat are drept obiectiv general studierea numerică și experimentală a sistemelor de ventilare dintr-o sală de operație și a distribuției aerului în aceasta, luând în considerare o poziționare normală a ocupanților, similară cu o desfășurare reală a unui act medical de specialitate. Astfel, s-a analizat interacțiunea între ocupanții unei astfel de incinte cu un flux de aer provenit de la un sistem de ventilare cu flux unidirecțional în vederea elaborării unor concluzii ce pot furniza soluții parțiale sau integrale la probleme actuale. Ocupanții considerați în acest studiu au reprezentat doi chirurghi cu o poziție ușor aplecată peste masa de operație și un pacient, toți având o formă umanoidă. Aceste studii au cuprins fenomene fizice de mecanica fluidelor, transfer de masă și căldură.

Drept obiective specifice, acestea sunt:

- realizarea unui studiu bibliografic privind legislația actuală (standarde și norme, ghiduri de bune practici) la nivel local, european și internațional;
- realizarea unui studiu bibliografic privind stadiul actual al cunoașterii din perspectiva mai multor domenii ce sunt fie direct legate, fie conexe acestui subiect de teză (precum: strategii de ventilare, confort termic, dispersia aerosolilor) și al unui studiu bibliografic privind cercetările efectuate până în prezent (cărți din domeniu, articole științifice);
- realizarea unui model numeric de sala de operație cu ocupanți de forma umanoidă;
- realizarea unui model numeric cu o configurație similară cu cea a camerei climatice din laboratorul de instalații, în vederea validării experimentale a modelului numeric;
- realizarea unui model numeric ce să permită cu ușurință modificări ulterioare pentru analiza mai multor strategii de ventilare, precum zone diferite de introducere și aspirare;

- realizarea unui model numeric ce să permită studii de dispersie a aerosoli de la chirurghi și studii de confort termic;
- determinării experimentale și numerice privind degajarea de căldură convectivă provenită de la un subiect uman în poziții similare cu cele ale ocupanților dintr-o sala de operație; respectiv o poziție de culcat (tip pacient întins pe masă) și o poziție de stând în picioare (tip chirurg în desfășurarea actului medical);
- analiza numerică și experimentală a unor soluții pasive de îmbunătățirea a distribuției aerului în incintă, și anume grile cu performanțe de diferite geometrii ce se pot implementa în difuzorul de flux unidirecțional;
- propunerea unui nou sistem de ventilare (sistem de ventilare local);
- analiza numerică a sistemului local de ventilare propus;
- analiza numerică a dispersiei de aerosoli (particule) provenite de la chirurghi;
- analiza numerică de implementare la scară reală a unei săli de operație a soluțiilor pasive de îmbunătățirea a distribuției aerului în incintă.

Multiple studii numerice și experimentale au fost realizate în vederea îndeplinirii acestor obiective.

Studiile numerice au inclus, în mare, realizarea de geometrii, realizarea de structuri de calcul (mesh), impunerea condițiilor la limită și a modelelor de calcul, calcul iterativ al cazurilor numerice, prelucrare de date numerice și compararea rezultatelor cu cele experimentale. Aceste studii s-au efectuat în softuri precum SolidWorks, Ansys Workbench și Tecplot.

Studiile experimentale, ce s-au realizat cu ideea de a valida cazurile numerice, au fost efectuate în camera climatică din laboratorul de instalații. În campaniile experimentale s-a folosit un sistem de măsură ce folosește o metoda optică de vizualizare a mecanicii fluidelor (Particle Image Velocimetry), manechini termici cu formă umanoidă, camere de termoviziune, termocuple, centrale de achiziție date și alte echipamente de măsură precum sonometru, balometru, manometru diferențial, ș.a.m.d.

2. Starea actuală a cunoașterii și a practicii în domeniu

2.1. Definirea conceptului de cameră curată și istoria ei

O cameră curată reprezintă un concept ce se referă la un mediu în care numărul și dimensiunea particulelor în suspensie sunt controlate, astfel încât acestea să nu influențeze în mod semnificativ activitățile care au loc acolo în acesta incintă. Așa cum a fost menționat în standardul internațional de camere curate, ISO 14644-1/2015 [38], o încăpere curată este: „o cameră în care concentrația de particule în suspensie este controlată, cameră ce este realizată și utilizată într-o manieră ce minimizează introducerea, producerea și reținerea de particule în încăpere și în care alții parametri relevanți (precum temperatura, umiditatea și presiunea) sunt controlați în funcție de necesități” [38].

În prezent acest mediu curat este realizat și menținut cu ajutorul unor strategii arhitecturale și a unor strategii de ventilare ce controlează parametri precum: numărul de schimburi orare, respectiv debitul de aer, diferența de presiune între incinte adiacente, strategii de ventilare, strategiile de filtrare, ș.a.m.d. Așa cum s-a precizat și în ISO 14644-1/2015 [38], pe lângă controlul contaminării, o încăpere curată va prezenta și controlul altor parametri precum temperatura, umiditatea, nivel de zgomot, nivel de iluminare și alți parametri necesari în funcție de specificul incintei.

Deseori în literatura de specialitate particulele din aer se clasifică în particule viabile, particule ce conțin una sau mai multe microorganisme (bacterii, microbi, ș.a.m.d.) sau neviabile, particule ce nu conțin microorganisme (praf, particule provenite din poluare, compuși organici / anorganici, metale, ș.a.m.d.). În funcție de domeniu de aplicare, determinarea numărului de particule, ori a tipului de microorganisme, din aer se face cu numărătoare de particule sau cu farfurii tip Petri. Numărătoarele de particule determină, așa cum denumirea lor o precizează, numărul de particule neviabile din aer, afișându-le pe diferitele dimensiuni ce au fost selectate anterior de utilizatorul echipamentului. Cu ajutorul farfuriilor tip Petri se determină numărul de particule viabile din aer, fie prin amplasarea acestor farfurii în incintă pentru un anumit interval de timp cu scopul de a lăsa particulele în suspensie să se sedimenteze, fie prin utilizarea unor aspiratoare portabile, denumite în literatura de specialitate ca „air samplers”, ce aspiră o anumită cantitate de aer din încăpere [12]. Aceste farfurii sunt apoi sigilate și transportate în condiții optime de igienă și parametri climatici către laboratoare de specialitate, incubate, ca apoi coloniile rezultate să fie numărate sub un microscop, iar tipul bacteriilor să fie determinat. Locul de poziționare a acestor echipamente (numărătoare de particule, farfurii tip Petri, ori aspiratoarele portabile) în incintă, timpul de staționare și alții parametri necesari se stabilesc în conformitate cu protocolul de măsură realizat după normativul ce reglementează acel domeniu în respectiva zonă geografică.

Astfel, putem observa că pentru domenii în care sunt necesare determinări ale numărului de particule de anumite dimensiuni, preponderent domenii din industrie, se folosesc numărătoarele de particule. În domenii în care ne interesează numărul și/sau tipul de particulele viabile din aer se vor utiliza determinări cu farfurii tip Petri iar, dacă în speța respectivă este necesar, se vor efectua și determinări cu numărătoare de particule.

2.2. Documentații tehnice (standarde, ghiduri de bune practici) pentru camere curate

Acest capitol prezintă cele mai importante documentații tehnice (standarde, ghiduri de bune practici) ce au fost elaborate pentru a reglementa și pentru a oferi soluții tehnice privind modul de proiectare, validare, exploatare, mentenanța camere curate. Deoarece nu există o abordare unanimă în acest domeniu și pentru că există multe discrepanțe între ele, a fost necesar să se expună într-o formă succintă informații privind toate aceste documentații. Acestea fie sunt aplicate la nivel local la ora actuală, fie au reprezentat un reper în domeniu.

O istorie a celor mai cunoscute standarde de camere curate este precizată în tabelul Tabel 1. O prima observație la acest tabel este că primele norme și ghiduri de bune practice privind camerele curate au fost elaborate în domeniul militar, după cel de-al doilea război mondial [39].

Pe parcursul timpului s-a început elaborarea de standarde ce au reglementat și obiective specifice, precum zone de producție sau zone din domeniul medical, deoarece multe dintre aceste obiective prezentau necesități și probleme specifice. Majoritatea statelor naționale fie au adoptat standarde deja elaborate, cazul AS 1386 [40] și BS 5295 [41], iar după caz a trebui să le traducă, fie au adoptat concepte la care au adăugat propriile studii și percepții în funcție de obiectiv, cazul DIN 1946-4 [42]. Astfel, în prezent s-a ajuns ca fiecare stat dezvoltat, indiferent de așezarea geografică, să realizeze sau să adopte la nivel local un standard ce reglementează acest concept de cameră curată, în funcție de destinația acesteia.

Ce s-a observat, referitor la camerele curate din sectorul medical, este faptul că pentru zone ce au specific similar și în care se desfășoară aceleași activități, cerințele interioare de calitate a aerului și de confort termic diferă, uneori chiar semnificativ, între aceste norme din state diferite. Aceste diferențe se pot găsi și între norme din state vecine, fără ca între acestea să existe diferențe semnificative financiare, tehnologice, climatice, ș.a.m.d.

O etapizare istorică a principalelor standarde implementate la nivel național sau internațional din domeniu camerelor curate se poate remarca în Tabelul 1. Menționările din Tabelul 1 sunt într-un format succint, acesta putând fi completat cu o serie întreagă de standarde elaborate și aplicate la nivel local, național, și cu republicările acestora.

Tabel 1: O prezentare în timp a evoluției standardelor

1960s	1970s	1980s	1990s	2000s	2010s
U.S. Air Force TO 00-25-203	FS 209B	FS 209C	FS 209E	ISO 14644 – from 3 to 9	ISO 14644 – 1, 2, 12, 13, 14
US-MIL-STD-1246	Australia AS 1386	FS 209D	ISO 14644-1	Germania DIN 1946-4	CEN/TS 16244
FS 209	UK BS 5295	Germania DIN 1946-4	Rusia GOST R 50766		
FS209A	Japonia JIS B 9920		Romania NP-015		
Germania DIN 1946-4	Franța AFNOR X44101		Romania C 253/0		
	Germany VDI 2083:3 DIN 1946-4		Germany DIN 1946-4		
	Holland VCCN 1				

2.3. Confortul termic în sălile de operație

Confortul interior este un deziderat important în viața omului contemporan, iar principalul motiv este datorat faptului că majoritatea timpului petrecut de om este în cadrul unui spațiu închis, spațiu ce poate reprezenta o clădire sau un vehicul.

Confortul termic este o stare subiectivă ce se resimte diferit datorită unor factori precum percepția fiziologică, psihologică, climatul, nivelul și tipul de activitate fizică, tipul de haine purtate. Altfel spus, acesta depinde de sex (masculin/feminin), rată metabolică, intensitatea activității desfășurate, grad de îmbrăcăminte, stare de sănătate și de dispoziție (stare de spirit), cât și de factorii din mediul ambiant (temperatura mediului, temperatura radiantă, umiditatea relativă, viteza aerului). Din aceste motive confortul termic implică un efect direct asupra consumului de energie [43, 44] și asupra poluării mediului [45] datorită necesității realizării unui spațiu interior adecvat pentru activitățile ocupanților.

El a fost definit de către ASHRAE drept „acea stare de spirit care exprimă satisfacția în legătură cu mediul termic și este determinată prin evaluare subiectivă” [46]. Acesta a mai fost descris și ca o stare care nu declanșează pornirea unor acțiuni pentru o influențare indirectă, asupra mediului înconjurător în care se află ocupantul, sau pentru influențarea directă asupra confortului său termic [47]. Altfel spus, o persoană se află în confort termic atunci când este satisfăcută de mediul termic și nu trebuie să folosească mecanismul său de termo-reglare și/sau sau alte modalități de a-și păstra temperatura corpului.

Se precizează că în 1962 [48] Macpherson a formulat factorii care influențează răspunsul uman, privind confortul termic resimțit, aceștia fiind temperatura aerului, temperatura medie radiantă, viteza aerului, umiditatea, gradul de îmbrăcăminte și activitatea desfășurată. Determinarea confortului termic se realizează fie prin conceptul lui Fanger [49] de „Vot Mediu Previzibil (PMV)” și „Procent de Persoane Nemulțumite (PPD)” [50], fie prin utilizarea manechinilor termici, unul dintre primii realizați fiind modelul uman termoregulator cu doua noduri dezvoltate de Adolph Phare Gagge în laboratorul J.B. Pierce [51-53]. Acestea sunt considerate cele mai cunoscute și acceptate metode de determinare a confortului termic. Datorită acestor metode s-au realizat o serie de documentații tehnice cu caracter de standard, precum Fanger 1980, ASHRAE 1981, ISO 1984, Jokl 1987 [54]. Hensel [54] precizează că dintre aceste documentații tehnice doar ASHRAE 1981 menționează limite acceptabile pentru situații dinamice. Tot acesta menționează că, în mod convențional, disconfortul termic este tratat ca o condiție subiectivă, iar senzația termică ca o condiție obiectivă. Cu timpul s-a încercat dezvoltarea de metode noi pentru determinarea confortului termic [48] [55], dar datorită multitudinilor de variabile și necunoscute ce fac din confortul termic să fie un subiect complex, de multe ori se face precizarea că nu există un standard absolut pentru acest subiect [48].

2.4. Strategii de ventilare în sălile de operație

Ventilarea mecanică a sălilor de operație reprezintă la momentul actual un principiu de bază în proiectarea unor astfel de clădiri. Până la dezvoltarea soluțiilor de ventilare mecanică, pentru aceste spații se utiliza des ventilarea naturală prin deschiderea geamurilor din incintele respective. În prezent există mai multe strategii de ventilare a sălile de operație, cea mai des utilizată fiind cea de refulare pe la partea superioară, în zona mesei de operare, a unui curent unidirecțional și aspirarea acestuia prin grile amplasate în peretii camerei. Uzual, grilele de aspirare se amplasează în colțurile camerei, sau în pereții laterali, dacă prima soluție nu se poate realiza. Aspirarea se face prin grile amplasate atât la partea superioară (25% aspirare aer), cât și la partea inferioară a peretelui (75% aspirare aer). Principiul ce stă la baza acestei strategii de ventilare este de a realiza o circulație a aerului care „spăla”, cu un curent de aer filtrat, zona de de pacient, cadre medicale, eventual zonă de instrumentar medical și este evacuat preponderent la partea inferioară prin zonele laterale încăperii. De aceea se evită pe cât posibil amplasarea grilelor de aspirare în tavan, dar această soluție trebuie pusă în contextul normei ce reglementează acest domeniu în regiunea respectivă și contextul specific al respectivei situații. La baza conceptului de tavan (difuzor) unidirecțional stă la bază multiple studii experimentale și numerice [36, 56-64].

Vitezele uzuale de refulare a aerului de la DFU se regăsesc în literatura de specialitate ca fiind cuprinse într-o plajă de 0.1 m/s și 0.5 m/s. Evident, aceste viteze trebuie să țină cont și de înălțimea încăperii, respectiv înălțimea de montaj a difuzorului de flux unidirecțional. În general, DFU acoperă toată zona de lucru ce este alcătuită din masa de operație, personalul medical din jur și, uneori, instrumentarul medical. Sunt studii ce precizează ca acest sistem este cel mai eficient pentru îndepărtarea aerosolilor [12, 65, 66]. La acest concept de DFU există multe variații care pot fi implementate în concordanță cu mai mulți factori legislativi (standarde) și/sau factorii specifici construcției (cerințe în funcție de specificul încăperii, factorii fizici ce țin de spațiu). Câteva exemple de concepte de ventilare dezvoltate pentru sălile de operație se pot observa în Figura 1.

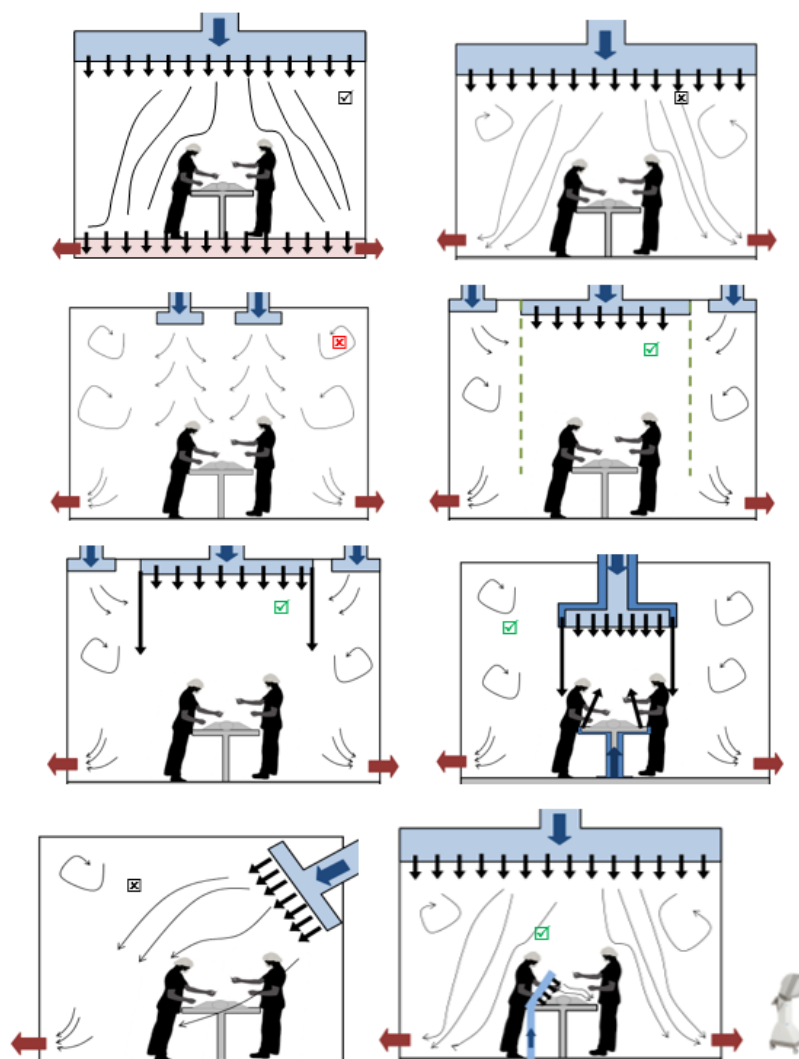


Figure 1: Strategii de ventilare a sălilor de operație [67]

Din Figura 1 putem observa mai multe tipuri de concepte de introducere a aerului „tip piston”, o curgere de jos în sus. Acest concept este preponderent recomandat de către literatura de specialitate. La strategiile de ventilare din Figura 1 pot exista variații în implementarea lor. Aceste variații pot include poziții diferite ale grilelor de aspirare, grile de refulare adiționale la DFU, perdele laterale de refulare aer sau panouri laterale de direcționare a curgerii aerului. Dacă în cazul ventilării cu flux unidirecțional se poate deduce, în linii mari, modul în care va circula aerul prin încăpere, în cazul ventilării mixte sau non-direcționale, aceasta apreciere este greu de realizat. De asemenea, la utilizarea fluxului unidirecțional viteza aerului refulat în încăpere este mai mică decât în cazul introducerii de tip mixt.

3. Studiul microclimatului mediului interior din sălile de operație și cercetarea actuală

Studiile de cercetare privind fenomenele ce apar și se dezvoltă în sălile de operație se realizează atât din punct de vedere experimental, cât și din punct de vedere numeric. Datorită

evoluției tehnologice s-au putut dezvolta studii numerice complexe pentru simularea condițiilor interioare, deseori acestea având o validare măcar la scară redusă atunci când studiile experimentale la scară largă sunt imposibil de realizat sau foarte costisitoare.

Studiile de cercetare în acest domeniu au luat o amploare tot mai mare atunci când s-a realizat importanța acestor încăperi și problemele pe care acestea le prezintă, dar și datorită progresului științific și tehnologic ce a permis elaborarea lor. Astfel, studiile elaborate pe subiectul sălilor de operație s-au conturat în jurul problemelor importante și des întâlnite în aceste incinte, și anume cele precizate anterior: controlul nivelului de particule și modul lor de dispersie în incintă, confortul ocupanților (preponderent din punct de vedere termic) și eficiența energetică a echipamentelor ce deservește aceste incinte. Deseori, un număr mare de parametri sunt implicați în astfel de studii, aceștia fiind interdependenți între ei, ceea ce poate rezulta în elaborarea a mai multor studii, încercând analize separate pe diferite subiecte, sau în studii complexe ce sunt greu de realizat.

Privind controlul particulelor în suspensie din aceste incinte, așa cum s-a precizat în capitolele anterioare, exista o gamă largă de standarde și documente tehnice elaborate la nivel internațional sau local ce reglementează și oferă sugestii privind modul de a proiecta aceste camere. Totodată, s-a putut observa ca există o multitudine de strategii de ventilare ce au fost concepute pentru aceste spații, uzual folosindu-se un sistemul cu DFU. Din aceste norme și strategii de ventilare se poate observa, iar unele chiar se precizează, ca principiul actual de ventilare utilizat este cel de diluție al particulelor din aer, prin alocarea unor debite semnificative generate de numărul mare de schimburi orare ce este impus.

În vederea realizării dezideratelor precizate anterior, în contextul actual se ia din ce în ce mai mult în considerare soluții ce au la bază principiul „de transport” al particulelor, în locul celui „de diluție”.

Un standard ce e posibil să implementeze acest principiu este „CEN/TS 16244 - Ventilation in hospitals - Coherent hierarchic structure and common terms and definitions for a standard related to ventilation in hospitals” elaborat de comitetul tehnic „CEN/TC 156 - Ventilation for buildings” din cadrul Comitetului European de Standardizare (CEN).

Există câteva studii ce au încercat rezolvarea acelor deziderate prin implementarea de soluții locale la nivelul pacientului, al patului sau a zonei de interes. Un astfel de studiu este cel elaborat de Bivolarova et. al [68] [69] în care s-a testat un concept de saltea ventilată care are scopul de a minimiza riscul răspândirii microorganismelor în saloanele spitalelor. Studiul s-a realizat într-o camera climatică în care au fost introduși și doi manechini termici încălziți, unul reprezentând pacientul, iar celălalt doctor. Amoniac gazos a fost utilizat pentru a simula emisia constantă de poluanți proveniți de la pacientul așezat pe pat. Aerul poluat cu bio-efluenți eliberați din vecinătatea pacientului este aspirat în saltea prin niste micro-canale, iar apoi poate fi evacuat sau filtrat, cu un filtru ce reține particulele de amoniac, și reintrodus în încăperea. Rezultatele arată că în cazul folosirii acestui tip de saltea, 90% din cantitatea totală de amoniac a fost eliminată din

aer, în timp ce prin utilizarea unui sistemul convențional de ventilare doar 80% din amoniac a fost eliminat. În articol [68] s-a concluzionat că utilizarea acestei soluții diminuează energia consumată anula, proporția fiind între 40% - 85% în funcție de utilizare și sistem, comparativ cu o strategie de ventilare a unei întregi încăperi de pacient cu debitele recomandate.

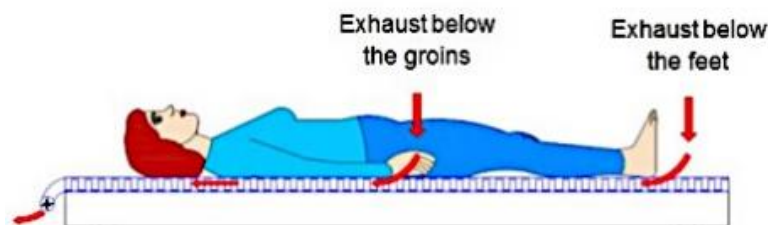


Figure 2: Principiul de funcționare a saltelei [68] [69]

Într-un alt studiu, N. Kehayova et. all. [70], s-a analizat un sistem de ventilare locala la nivelul capului pacientului. Studiul a fost realizat tot prin determinări experimentale, iar pentru evaluarea sistemului au fost necesari mai mulți subiecți umani ce au completat chestionare standardizate privind senzația percepută, din punct de vedere termic și al calității aerului, pe parcursul determinărilor. Rezultatele din chestionare au fost centralizate, iar acestea au arătat că sistem nu produce o senzație de disconfort termic și îmbunătățește senzația calității aerului, totodată eliminând riscul răspândirii aerului contaminat în încăpere.

4. Studii experimentale

4.1. Echipamente folosite

În urma campaniilor experimentale, în vederea determinării parametrilor necesari studiului de validare a cazurilor numerice, s-au folosit o serie de echipamente ce au constatat în termocuple pentru monitorizarea temperaturii în aer și pe suprafețe, un sistem de măsură a curgerii fluidelor denumit Particle Image Velocimetry, o cameră de termografie, manechini termici cu forma umanoida, cât și multiple echipamente pentru măsurarea nivelului zgomot (sonometru clasa de precizie 1), măsurarea debitului de aer în sistemul de ventilare (balometru, senzori de viteză), măsurarea pierderii de presiune (manometru diferențial) sau echipamente de calibrare a senzorilor (baie termostatică). Toate campaniile experimentale au fost realizate în interiorul celulei climatice ce permite reprezentarea la scară reală a unei săli de operație.

4.2. Determinarea curgerii fluidelor prin metode optice -

Particle image velocimetry (PIV)

Particle Image Velocimetry (PIV) reprezintă o tehnică non-intruzivă de măsurare optică laser utilizată în cercetare sau diagnoză în domeniul mecanicii fluidelor. Aceasta metoda permite analiza curgerii, a turbulenței, a procesului de ardere sau pulverizare și micro fluidică. O măsurare standard PIV reprezintă o vedere 2D a planului laser cu debitul de fluid înmulțit, captarea celor două componente ale vitezelor (y și x). Capturarea reprezintă realizarea de fotografii cu un

dispozitiv cuplat cu senzor CCD sau cu o cameră complementară cu senzor (CMOS). O măsurare standard PIV este de asemenea abreviată ca 2D2C, reprezentând o vedere 2D cu două componente. De asemenea, există măsurători cu vizualizare 2D, dar captarea tuturor celor trei componente ale vectorilor de viteză. Abrevierea pentru această măsurătoare este 2D3C. Această măsurătoare se realizează utilizând două camere, denumite și măsurători stereoscopice (sau stereo) PIV. Un alt tip de măsurare cu sistemul PIV este analiza curgerii într-un volum de fluid ce include realizarea unei vizualizări 3D a curgerii și determinarea tuturor celor trei componente, rezultând o abreviere 3D3C fiind cunoscută și sub denumirea de TOMO PIV. Pentru acest tip de măsurare sunt necesare două sau mai multe camere, dar în cele mai multe cazuri sunt patru camere. Astfel, PIV este o metoda de măsură non-intruzivă, fiind capabilă să măsoare fluxurile cu o viteză de la zero (0) până la supersonic, capabilă să determine simultan două (2) sau trei (3) componente ale vectorului viteză simultan cu posibilitatea de a măsura pe suprafețe mai mici de 1 mm^2 și mai mari de 1 m^2 . Principiul de măsurare prezentat, pas cu pas, în figura 3 a) și o schemă ușor simplificată aplicată fluxului unui tub este prezentată în Figura 3 b). Laserul dublu pulsator declanșează două fascicule laser la o distanță de timp, grinzile călătoresc prin două lentile, una cilindrică și una sferică, făcând foaia de lumină pe zona țintă. Zona țintă reprezintă fluxul de lichid care este însămânțat cu particule. O cameră CCD sau o cameră CMOS de mare viteză este plasată perpendicular pe zona țintă, capturând volumul de măsurare, rezultând două imagini de la fiecare impuls (impuls 1 și 2).

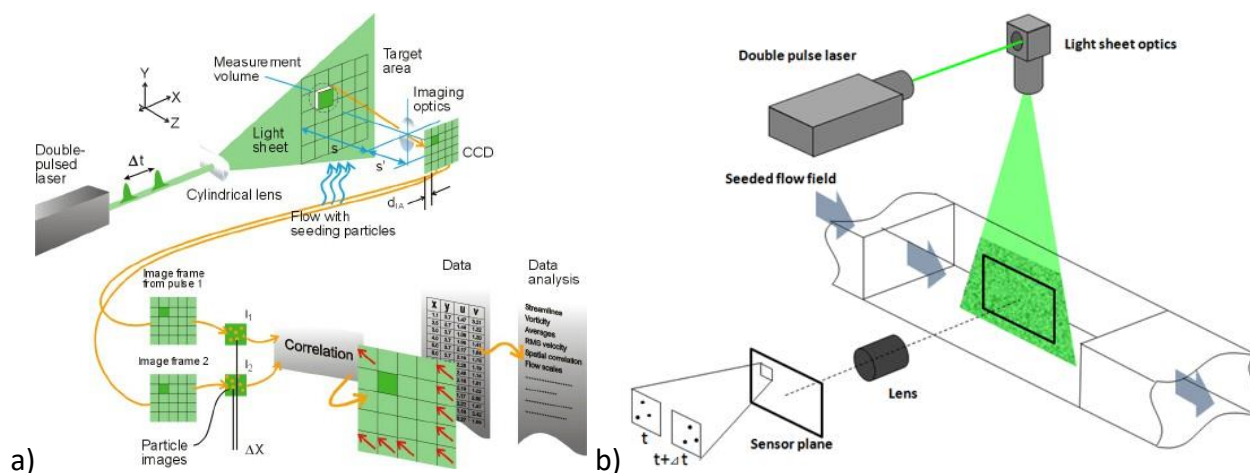


Figura 3: Sistemul PIV: a) principiul măsurării; b) principiul de măsurare simplificat pentru o conductă [71]

4.3. Determinarea indicilor de confort prin manechini termici

Un instrument foarte performant în cercetarea de astăzi în domeniul microclimatului și al confortului termic pentru mediul interior îl reprezintă manechinele termice. Manechinele termice pot simula temperatura unui subiect uman sau, în cazul celor mai avansate modele, permit inclusive simularea perspirației sau respirației. În acest caz, ele pot simula transferul de căldură între manechin și ambient, stimulând sistemul termoregulator al corpului și transferul de masă. Primul manechin termic a fost modelul făcut de Gagge A.P. [51, 72, 73] folosit pentru studierea interacțiunii dintre manechin și mediul interior.

În cadrul studiului de confort termic propus, folosim două manechine termice cu formă umanoidală. Primul manechin termic umanoid dezvoltat se numește "Thermal Boy", un model masculin (Figure 4). Acest manechin termic are o poziție verticală, cu o înălțime de $\approx 1,73$ metri și o suprafață exterioară de $\approx 1,8 \text{ m}^2$.

Acest manechin este fabricat dintr-un manechin plastic umanoid pe care sunt montate circuite electrice și senzori. Curentul electric trece prin circuitele electrice și prin efect Joules ridică temperatura elementelor rezistive pe care le-am numit patch-uri. Aceste patch-uri sunt realizate din silicon cu o grosime de aproximativ 1,5 mm. Acestea au montat la interior un fir de nichel și sunt acoperite cu o folie protectoare. Circuitele sunt alimentate dintr-o sursă de curent continuu la 24V. Puterea de încălzire a unui astfel de patch este de maximum 24W. Acești patch-uri au fost atasate de suprafața manechinului cu o bandă dublu-adezivă, fiind atent poziționate să urmeze forma manechinului cât mai fidel posibil.



Figure 4: Thermal Boy în poziție de chirurg

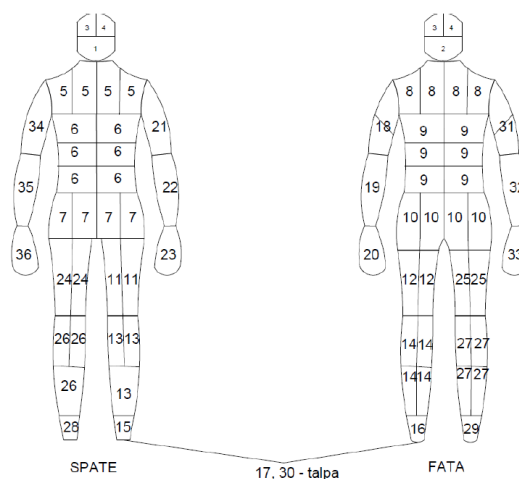


Figure 5: Scheme cu zonele ce îi corespund lui ThermalBoy [74]

"Thermal Boy" are 36 de zone individuale controlate. Acestea sunt realizate din grupuri de patch-uri. De asemenea, în literatură, segmentele pot fi găsite sub numele de regiuni sau zone, dar ele reprezintă același lucru. Fiecare segment (regiune sau zonă) reprezintă o parte a corpului uman, cum ar fi capul, mâna dreaptă sau stângă, miezul, piciorul drept sau stâng. Fiecare zonă este compusă din mai multe patch-uri și acestea sunt controlate împreună. Thermal Boy are, de asemenea, posibilitatea de a fi cuplat cu un circuit de respirație.

Din punct de vedere control și funcționare al manechinului termic, patch-urile electrice sunt alimentate cu curent electric (DC) de la sursa de alimentare, senzorii citesc și transmit în continuu informații cu privire la temperatura suprafeței către sistemul de control (respectiv placa de achiziție) și când temperatura pe suprafața atinge valoarea setată, alimentarea cu curent electric se oprește treptat cu ajutorul microcontrolerului până la o valoare ce permite menținerea temperaturii pe suprafața.

Modul de amplasare a patch-urilor a fost gândit pentru a acoperi exact fiecare zonă anatomică a manechinului. Pentru a realiza acest lucru, au fost comandate 5 forme geometrice ale patch-urilor, pentru a acoperi complet întreaga suprafață. Fiecare patch a fost prevăzut cu 2 traductoare care sunt controlate de un microcontroler. Temperatura indicată pentru un patch reprezintă temperatura medie a tuturor citită de cei 2 senzori.

4.4. Controlul temperaturii mediului interior printr-o celulă climatică

Campaniile experimentale au fost efectuate într-o cameră climatică care are dimensiunile de 3.5m x 3.5m x 2.5m (l x L x H). Camera climatică are un sistem de încălzire, respectiv răcire prin radiație, cu trasee de conducte înglomerate în pereți, și un sistem de distribuție a aerului care permite testarea mai multor strategii de ventilare.

Sistemul de încălzire, răcire este comandat dintr-un panou de automatizare, ce acționează pompe de circulație și vane cu 3 căi, în conformitate cu temperatura citită de senzorii. Senzorii de temperatură sunt amplasați atât în încăpere, pe fiecare perete, cât și pe fiecare traseu de conducte.

Sistemul de ventilare al incintei a fost conceput pentru a oferi posibilitatea de a schimba poziția introducerii și evacuarii aerului, prin închiderea unor clapete de reglaj sau prin efectuarea unui by-pass, iar astfel permite introducerii și evacuării de aer prin tavan sau pereții laterali. Ventilatoarele sistemului de ventilare sunt comandate de un convertizor de frecvență ce permite un spectru larg de debite de aer.



Figure 6: Construcția camerei climatice și a sistemului de ventilare

4.5. Termografie în infraroșu

Termografia reprezintă o tehnică ce permite obținerea unei imagini pe baza radiației infraroșii emise de obiectul vizat. Echipamentul utilizat este o cameră infraroșu. Imaginea obținută se numește termogramă. Camera infraroșu face posibilă vizualizarea unui obiect cu sau fără iluminare vizibilă, aceasta poate să măsoare și să vizualizeze radiația infraroșie emisă de un obiect. Acest tip de radiație se află într-un spectru invizibil ochiului uman, cuprinzând lungimi de undă de peste 0,75 μm . Radiația infraroșie este emisă de orice corp care o temperatură peste zero absolut, iar pentru măsurarea ei sunt importanți doi factori: temperatura suprafeței și de emisivitatea sa.

În practica instalațiilor și construcțiilor este des utilizată la certificări energetice, la determinări rapide a curgerii unor fluide în anumite instalații (ex: curegeri prin conducte, radiatoare la instalații de încălzire) sau, pentru domeniu de cercetare, în citirea suprafețelor unui manechin termic pentru realizarea unei comparații cu datele prelevate de la acesta. Beneficiul major al ei este faptul că reprezintă o metodă non-intruzivă, aparent facilă, și poate chiar mai ieftină comparând cu echipamentele alternative.



Figure 7: Cameră de termoviziune Flir E60

4.6. Alte echipamente folosite

Alte echipamente utilizate în campaniile de măsurare au fost un balon de la TSI, un sonometru Bruel & Kjaer și un manometru diferențial de la Testo (Figure 8). De asemenea, termocuplurile au fost utilizate pentru determinarea temperaturii aerului sau a diferitelor suprafețe. Atunci când se lucrează în domeniul camerelor curate, este adesea necesar să se măsoare presiunea camerei pentru calibrarea sistemului HVAC și acest lucru se face prin intermediul manometrelor diferențiale. Manometrele diferențiale moderne sunt digitale, portabile, cu două tuburi montate pe echipament, fiecare fiind plasat într-o incintă. Acest echipament ne ajută să determinăm presiunea statică în diferitele incinte. Un alt exemplu de utilizare frecventă a acestui echipament este măsurarea căderilor de presiune pe filtre din instalațiile de tratare a aerului sau din plenumuri.



Figure 8: a) Testo manometru diferențial; b) TSI balometru; c) Bruel&Kjaer sonometru

Balometrul este un echipament de măsurare utilizat pentru a determina viteza și fluxul. Este confectionat dintr-un con textil și un echipament de masurare care are senzori de viteza și electronica necesara procesarii. Determinând viteza și cunoașterea suprafeței secțiunii conului la

capăt, se poate calcula debitul aerului. Acest echipament este utilizat pentru a determina fluxul de aer la unitățile terminale ale unui sistem de ventilație. Din acest motiv, este ușor de manevrat, în general de mici dimensiuni, cu garnituri care sunt comprimabile pentru o etanșare mai bună.

4.7. Stand experimental

Standul experimental a fost organizat în camera climatică (3.5m x 3.5m x 2.5m, l x l x H) a departamentului Termohydraulic din cadrul Facultății de Servicii de Construcții. Măsurătorile au fost de a determina umiditatea termică a pacientului și de a caracteriza, din punct de vedere tehnic, soluțiile pasive care constau în opt (8) tipuri de grile cu geometrie diferită. Pentru determinarea umidității termice a pacientului, am folosit un sistem PIV pentru a studia fluxul în jurul manechinului termic folosit ca pacient. Acest studiu a fost efectuat în condiții izotermice (20 ° C). Temperatura din interiorul celei a fost măsurată cu senzori de temperatură PT100 care au fost conectați la un dispozitiv de achiziție de date. Sondele au fost calibrate pentru un interval de temperatură cuprins între 0 ° C și 32 ° C, cu o precizie de 0,2 ° C. Pe fiecare perete, un senzor a fost plasat în timp ce șase senzori au fost plasați lângă capul lui Suzy, pe verticală, pentru a avea o temperatură de gradient. Măsurătorile PIV și o cameră cu infraroșu (IR) au fost utilizate pentru capturarea coloanei termice a manechinului chirurgicale. Camera IR încorporată, FLIR B620, are un detector de pixeli de înaltă rezoluție de 640x480 pixeli, cu o sensibilitate de 0,04 K. Sistemul PIV angajat a fost compus dintr-o cameră cu sensibilitate ridicată Flow Sense 4M cu o rezoluție de 4 x 106 pixeli și un laser Dual Power de 200 mJ cu lungimea de undă de 532nm. Frecvența de achiziție a sistemului PIV a fost de 7,5 Hz. Fluxul de aer a fost însămânțat cu un generator de ceață care utilizează uleiul de măsline. Calibrarea imaginilor a dat o rezoluție spațială de 600 μm pe pixel, care corespunde unui câmp vizual de 300x300 mm². Numărul de imagini a fost între 300 și 500. Imaginile au fost procesate printr-un algoritm de adaptare multi-grid de corelare care gestionează distorsiunea ferestrei și deplasarea ferestrelor sub-pixel. Intervalul de timp dintre fotografierea celor două fascicule laser a fost de 1000μs, 1200μs și 1500μs. Pentru a evita prezența reflexiilor am plasat banda neagră pe suprafețele care intersectau planul laser. Acesta este un fel de suprafață bună a capului lui Suzy este acoperit cu bandă neagră (figura 9).



Figure 9: Capul lui Suzy: a) cu bandă neagră; b) temperatura măsurată cu o cameră IR

Același lucru a fost făcut pentru toate obiectele din unghiul de vizualizare al camerei, care ar fi trebuit să reflecte lumina. Am evitat să punem bandă pe senzorii care sunt plasați pe capul lui Suzy pentru a nu deranja citirea corectă a temperaturii. De asemenea, pentru a ne asigura că

temperatura de suprafață a benzii de conductă neagră este apropiată de temperatura unui subiect uman, am mărit temperatura de referință a capului lui Suzy la 37°C.

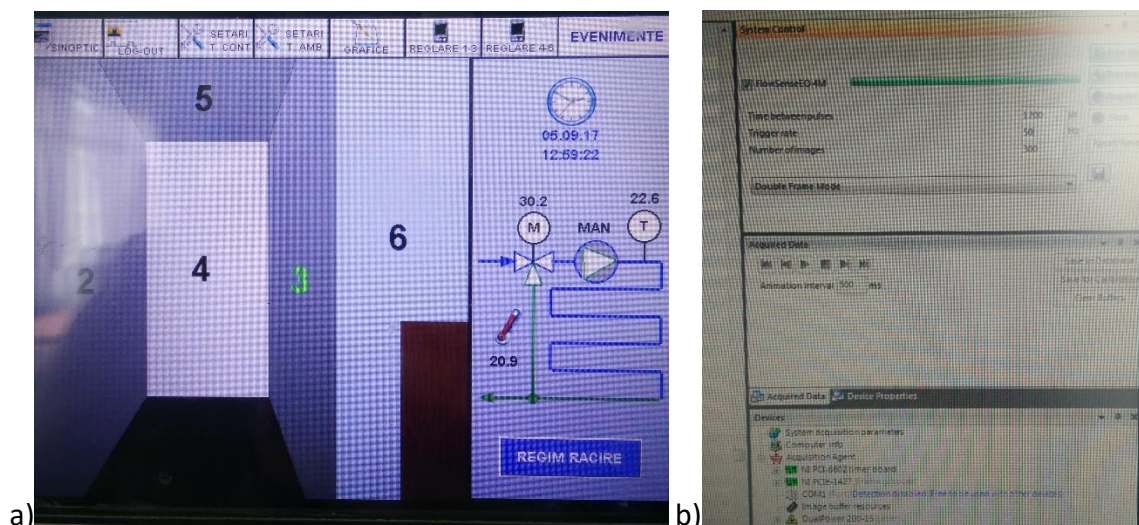


Figure 10: a) panou de comandă a celulei climatice; b) panou de comandă a sistemului PIV

Am măsurat în mod constant temperatura suprafeței cu o cameră IR pentru a vedea evoluția temperaturii pe suprafața benzii de conductă și pentru a ne asigura că nu vom avea temperaturi ridicate care pot cauza deteriorarea manechinului. Temperatura pereților camerei climatice a fost stabilită la 20°C (figura 10). Camera climatică are șase (6) circuite hidraulice individuale pentru fiecare perete al camerei, inclusiv ușa. Fiecare circuit are o pompă de recirculare a apei, o supapă cu trei căi, ventile automate de eliberare a aerului și un traductor pe conductă pentru citirea temperaturii. Cele 6 circuite sunt conectate la un cilindru de egalizare a presiunii care este conectat în continuare la echipamentul de generare a încălzirii și răcirii. Pe fiecare perete există un traductor care citește temperatura și transmite semnalul analogic panoului de comandă. Temperaturile pereților pot fi controlate automat sau manual. În funcție de temperaturile citite pe pereți și pe conducte, în funcție de temperaturile setate și de setările controlerului PID, supapa cu trei căi se va deschide sau se va apropia de un anumit procent și viteza pompelor va fi reglată în consecință. La manual, procentajul va fi dictat de utilizator, iar pompa va funcționa în modul manual, nu automat.



Figure 11: Circuitele hidraulice ale camerei climatice și circuitul de comandă a sistemului de ventilare

Camera poate fi încălzită sau răcită în funcție de nevoi, de sezon. Apa de răcire este produsă de un răcitor de lichid, cu agent frigorific R22, care este amplasat în apropierea laboratorului, iar apa de încălzire este produsă de un cazan amplasat pe un suport în laborator.



Figure 12: Echipamentele (cazan și chiller) ce încălzesc sau răcesc camera climatică

Capacitatea de răcire a răcitorului de lichid este de 19,95kW, în timp ce capacitatea de încălzire a cazanului este de 24kW. Plasarea echipamentului de măsurare cu dispozitivul de reglare și componentele principale poate fi văzută în figura 11, 12. Laserul a fost așezat pe o masă, perpendicular pe capul lui Suzy, în timp ce camera a fost plasată în partea stângă a laserului, rotită la un unghi de 90° pentru a prinde planul laser pe capul lui Suzy. Suzy a fost plasată la ≈ 1 m. Generatorul de fum a fost așezat pe podea în partea dreaptă a laserului, între manechinul termic și ușa încăperii. Generarea fumului a fost ajustată pentru a avea o densitate bună de fum care nu afectează, obstrucționează câmpul vizual și care ne permite să urmărim deplasarea particulelor. De asemenea, intervalul de timp dintre cele două lasere a fost ajustat la debitul fluidului, adică la viteza de aer generată de convecția naturală a capului lui Suzy. O imagine din măsurătorile PIV poate fi văzută în figura 13.

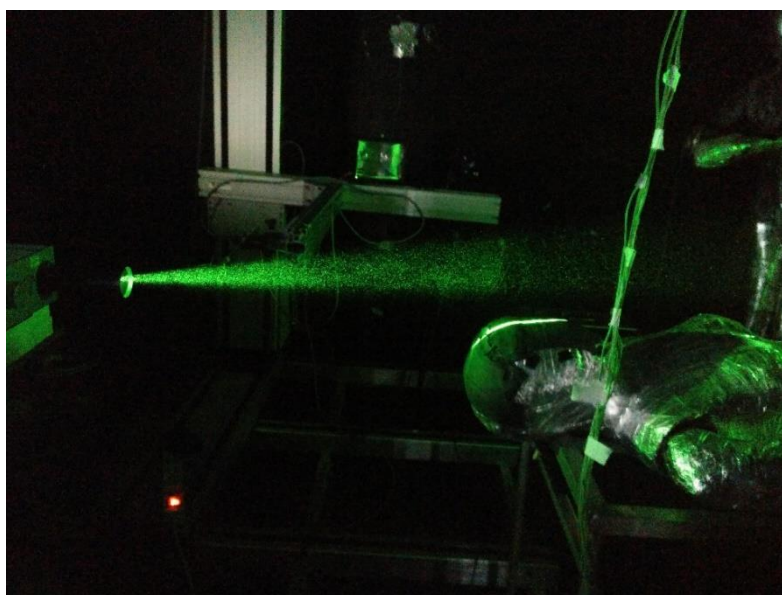


Figure 13: Măsurători PIV Suzy

Măsurătorile care privesc modalitățile pasive de îmbunătățire a calității aerului din interior au fost făcute și în camera climatică, folosind sistemul de ventilație a aerului din camera pentru a plasa opt (8) tipuri de grile. Diferitele geometrii ale grilelor pot fi văzute în Figure 14. Geometriile au fost dezvoltate în studiile anterioare în care s-a studiat curgerea printr-un singur orificiu, o singură geometrie, în experimente care au implicat jeturi de impact sau jeturi libere [46, 64].

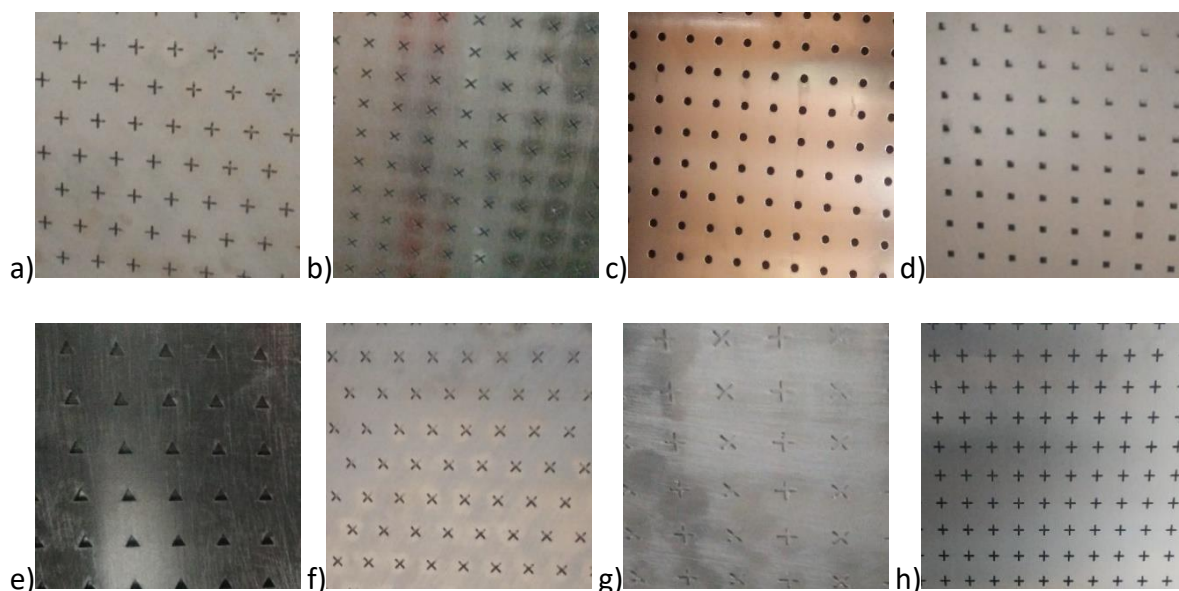


Figure 14: Grilele cu diferitele orificii

Grilele au fost numerotate cu litere pentru o referință mai ușoară (tabelul 2). Dimensiunea unei grile este de 1255x635 mm. Pentru a acoperi întreaga suprafață a plenului, acesta necesită patru (4) bucăți de grilă. Astfel, cele opt (8) tipuri de grile sunt fabricate în patru (4) bucăți, rezultând un total de 32 de grile (8 tipuri x 4 bucăți). Plenul are pe mijloc, pe toată lungimea sa, o lampă cu lățimea de ≈ 120 mm. Plenul este organizat în interior după cum urmează: o incintă, în partea superioară, în care este furnizat aer, în jos sunt grilele cu găuri rotunde, pentru stabilizarea debitului și un loc pentru filtrele HEPA, iar la sfârșit grilele care au geometrii diferite (figura 14).

Table 2: Grilele și orificiile corespunzătoare numerotate cu litere

Nr.	Tip grilă și orificiu	Figure 14	Literă
1	„+” intercalate	a)	A
2	„x” în linie	b)	B
3	„O”	c)	C
4	„□”	d)	D
5	„Δ”	e)	E
6	„x” intercalate	f)	F
7	„+” și „x”	g)	G
8	„+”	h)	H

5. Construcția unor modele numerice

5.1. Simularea numerică a curgerii fluidelor

În ultimele trei decenii, dinamica fluidelor de calcul (CFD) a apărut ca un element important în practica profesională a ingineriei, pe mai multe ramuri ale disciplinelor ingineresti. Dinamica fluidelor de calcul (CFD) reprezintă calcularea numerică a ecuațiilor diferențiale care guvernează transportul de masă, moment și energie pentru fluidele în mișcare.

Activitatea CFD a apărut și a căpătat proeminență odată cu disponibilitatea calculatoarelor la începutul anilor '60, iar prin realizarea de softuri comerciale încă de la începutul anilor '70 s-a făcut un pas important către utilizarea la nivel global în practica inginerescă și de cercetare.

CFD-ul a apărut la necesitatea de a studia multiplele fenomene prezente în fizică, fenomene ce nu se puteau studia prin calcul manual, sau acesta era deseori anevoios, cât și din necesitatea de a studia fenomene care nu puteau fi studiate pe cale experimentală, ori studiul lor pe cale experimentală necesita investiții foarte mari. Astfel, această tehnică de calcul a reprezentat în scurt timp, pentru multe subiecte de inginerie și cercetare, o unealtă alternativă la studiul experimental, cât și o metodă complementară ce putea fi utilizată în validarea studiilor experimentale atunci când acest lucru era posibil [65, 66].

În lucrarea de față, studiul numeric a reprezentat modelarea curgerii aerului într-o sală de operație prin rezolvarea ecuațiilor de continuitate, de conservare a impulsului și de conservare a energiei. Calculul matematic s-a făcut prin rezolvarea ecuațiilor diferențiale cu derivate parțiale prin metoda cu volume finite.

5.1.1. Modelarea matematică a proceselor

Modelarea matematică a proceselor de curgere, implicit pentru dinamica calculelor de fluide (CFD), se bazează pe ecuațiile fundamentale care guvernează dinamica fluidelor: ecuația de continuitate, ecuația conservării impulsului, ecuația conservării energiei [75-78].

Acestea sunt expresiile matematice a trei principii fundamentale din fizica pe care se bazează dinamica fluidelor:

- conservarea masei;
- conservarea impulsului;
- conservarea energiei.

Forma diferențială a acestor principii pentru curgerea unui fluid compresibil este prezentată în continuare:

Ecuația de continuitate

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial (\rho u_i)}{\partial x_i} = 0, \quad (1)$$

sau în formă vectorială:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla(\rho \vec{u}) = 0. \quad (2)$$

Ecuatiile Navier-Stokes

În formă diferențială conservativă:

$$\frac{\partial(\rho u_i)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho u_i u_j)}{\partial x_j} = \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} + F_i, \quad (3)$$

Iar în formă neconservativă:

$$\rho \frac{\partial u_i}{\partial t} + \rho u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} + F_i, \quad (4)$$

F_i reprezintă forțele exterioare (în mod uzual forța gravitațională),

σ_{ij} - tensorul tensiunilor.

Dacă se consideră că fluidul din curgere este unul Newtonian, se poate face presupunerea că tensiunea de frecare vâscoasă variază liniar cu viteza de forfecare.

Se consideră că tensorul tensiunilor este compus dintr-o parte izotropă și una anizotropă.

Prima parte are aceeași structură cu tensorul tensiunilor pentru un fluid aflat în repaus (tensiunile normale), iar cea de-a doua conține tensiunile tangențiale:

$$\sigma_{ij} = -p\delta_{ij} + d_{ij} \quad (5)$$

unde d_{ij} este componenta generată în întregime de mișcarea fluidului

$$d_{ij} = \lambda_v \frac{\partial u_k}{\partial x_k} \delta_{ij} + \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (6)$$

unde μ este viscozitatea dinamică (prima viscozitate sau viscozitatea moleculară);

λ_v - viscozitatea care apare ca urmare a expansiunii volumice;

- tensorul vitezelor de deformație:

$$\mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (7)$$

Viscozitatea λ_v se poate calcula cu relația:

$$\lambda_v = \mu' - \frac{2}{3}\mu \quad (8)$$

în care μ' este a doua viscozitate (viscozitate de dilatare). Astfel:

$$d_{ij} = \left(\mu' - \frac{2}{3}\mu \right) \frac{\partial u_k}{\partial x_k} \delta_{ij} + \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (9)$$

Pentru amestecuri de gaze monoatomice, teoria cinetică a gazelor arată că $\mu' = 0$.

În practică se folosește ipoteza lui Stokes, conform căreia:

$$\lambda_v + \frac{2}{3}\mu = 0 \quad (10)$$

Valorile diferite de zero ale μ' au fost explicate ca fiind cauzate de efectele de relaxare în mișcarea de translație față de curgerea cu mai multe grade de libertate internă. Aceste efecte conduc la o valoare pozitivă a lui μ' , dar efectele lui μ' în combustie sunt neglijabile.

Astfel, tensorul tensiunilor se poate scrie:

$$\sigma_{ij} = -p\delta_{ij} - \frac{2}{3}\mu \frac{\partial u_k}{\partial x_k} \delta_{ij} + \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (11)$$

Tensorul vitezelor de forfecare poate fi scris ca sumă de două componente:

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_j} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) - \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (12)$$

unde primul termen din membrul drept corespunde componentelor părții simetrice a tensorului, reprezentând $\frac{1}{2}$ din vitezele de deformare unghiulară (deformare volumică pură), iar cel de-al doilea termen din membrul drept corespunde componentelor părții asimetrice a tensorului, reprezentând rotația fără deformare a unui fluid, această componentă fiind corespunzătoare mișcării de rotație pură.

$$\begin{aligned} \rho \frac{\partial u_i}{\partial t} + \rho u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} &= \frac{\partial}{\partial x_j} \left[-p\delta_{ij} - \frac{2}{3}\mu \frac{\partial u_k}{\partial x_k} \delta_{ij} + \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \right] + F_i \\ \rho \frac{\partial u_i}{\partial t} + \rho u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} &= -\frac{\partial p}{\partial x_i} - \frac{2}{3} \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\mu \frac{\partial u_k}{\partial x_k} \right) + \frac{\partial}{\partial x_j} \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) + F_i \end{aligned} \quad (13)$$

Al doilea termen din membrul drept din ecuația de mai sus se poate neglija, în cazul curgerilor incompresibile, astfel se ajunge la:

$$\rho \frac{\partial u_i}{\partial t} + \rho u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) + F_i \quad (14)$$

Înmulțind ecuația cu termenul $\frac{1}{\rho}$ și considerând că forța gravitațională este singura forță exterioară care influențează curgerea, rezultă:

$$\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \nu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) + g_i \quad (15)$$

unde ν reprezintă viscozitatea cinematică,

g_i reprezintă componenta accelerației gravitaționale pe direcția spațială X_i .

Ecuția de conservare a energiei

Ecuția conservării energiei scrisă cu notații tensorial-vectoriale este:

$$\rho \frac{\partial E}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i} (\rho u_i H) = -\frac{\partial q_i}{\partial x_i} + \dot{Q} + \frac{\partial \sigma_{ij} u_i}{\partial x_j} + \rho f_i u_i \quad (16)$$

unde $\sigma_{ij}u_i$ reprezintă lucrul mecanic al tensiunilor;

$\rho f_i u_i$ - lucrul mecanic al forțelor exterioare.

Pentru energia internă, e , se obține de mai sus, ecuația:

$$\underbrace{\rho \frac{\partial e}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho u_i e)}_1 = - \underbrace{\frac{\partial q_i}{\partial x_i}}_2 - \underbrace{p \frac{\partial u_j}{\partial x_j}}_3 - \underbrace{\Phi}_4 + \underbrace{\dot{Q}}_5 + \underbrace{\frac{\partial \sigma_{ij} u_i}{\partial x_j} + \rho f_i u_i}_6 \quad (17)$$

unde 1 reprezintă creșterea energiei interne,

2 este căldura transmisă prin conducție termică,

3 este lucrul mecanic datorat dilatării volumice,

4 reprezintă energia disipată datorită forțelor vâscoase,

5 este sursa de căldură,

6 reprezintă lucrul mecanic datorat forțelor exterioare,

E și H sunt energia totală pe unitatea de masă și volum și respectiv entalpia totală:

$$E = e + \frac{u_i u_i}{2}, \quad H = h + \frac{u_i u_i}{2} \quad (18)$$

în care e este energia internă specifică:

$$e = h - \frac{p}{\rho} \quad (19)$$

În cazul particular, foarte răspândit în aplicațiile tehnice curente când curgerea este preponderent unidirecțională printr-un tub de curent de secțiune relativ constantă, în regim staționar, ecuația conservării energiei poate fi scrisă raportat la valori ai parametrilor caracteristici, medii pe secțiune:

$$\delta q = u du + de + d(pv) + g dz + \delta l_t + \delta l_{fr} \quad (20)$$

unde z este diferența de nivel,

l_t este lucrul mecanic tehnic,

l_{fr} este lucrul mecanic de frecare.

5.1.2. Etapele unei simulări numerice

5.1.2.1. Realizarea geometriei

Un aspect deosebit de important în această etapă este stabilirea domeniului de interes pentru care va fi efectuată simularea numerică.

De obicei, în aceasta etapa se încercă simplificarea domeniului de interes selectat, din punct de vedere geometric, deoarece o geometrie complexă poate să mărească nejustificat de mult numărul de elemente de discretizare. Mărirea numărului de elemente de discretizare duce fie la mărirea resurselor computaționale, fie la creșterea duratei de timp necesare pentru rezolvarea problemei.

În funcție de complexitatea problemei analizate, o alternativă la cazuri complexe este încercarea de simplificare chiar și la un caz 2D, dacă problema o permite, sau se va încerca realizarea calculului doar într-o porțiune din domeniu. Un exemplu poate fi simplificarea prin simularea doar într-o jumătate a domeniului, dacă geometria este simetrică. Astfel, pentru o curgere axial simetrică se poate încerca construcția doar pe jumătate din domeniul de interes, mai târziu impunându-se o condiție la limită de tip "simetrie", astfel încât modelul creat să țină cont și de prezența jumătății omise din geometrie. Prin acest tip de abordare se va face o economie importantă de resurse de calcul și de timpul necesar pentru rezolvarea problemei. Geometria de interes este realizată printr-un model geometric de tip CAD.

Un aspect important de care trebuie ținut cont încă de la bun început este compromisul între claritatea detaliilor modelului tip CAD și gradul de simplificare al acestuia. Asta deoarece cu cât geometria modelului are o acuratețe mai mare a geometriei reale, cu atât rezultatele obținute vor fi mai precise. Totodată, trebuie avut în vedere detaliile ce sunt necesare și influențează fenomenele ce se doresc a fi simulate numeric, deoarece mărirea numărului de detalii în modelul geometric duce la mărirea numărului de elemente. Astfel, se va mări timpul de calcul și resursele de calcul necesare.

Ca atare, trebuie avut în vedere dacă este necesară păstrarea unor detalii ce nu influențează, sau influențează într-o mică măsură câmpul de curgere, dar care duc la o mărire nejustificată a numărului de elemente din grila de discretizare geometrică.

5.1.2.2. Realizarea grilei de calcul și discretizarea geometrică

Pentru a identifica locațiile discrete, finite în care se calculează variabilele, geometria este împărțită într-un număr finit de celule care alcătuiesc rețeaua de discretizare geometrică.

Înainte de a face acest lucru, este necesar să se identifice fenomenele fizice așteptate din curgerea studiată (turbulențe, curgeri compresibile, șocuri, curgere reactivă - combustie, curgeri multifazice, curgeri la perete, zone de amestec, etc), astfel încât grila generată să fie potrivită pentru a putea modela aceste fenomene.

5.1.2.3. Configurablearea cazului numeric, impunerea condițiilor la limită

Cu toate ca caracteristicile sunt diferite în cazul curgerii subsonice sau supersonice, compresibile sau incompresibile, vâscoase sau ideale, ecuațiile care guvernează curgerea fluidelor sunt aceleași.

Prin impunerea condițiilor la limită, respectiv a condițiilor inițiale, a proprietăților de material, precum și a modului în care se calculează aceste proprietăți (densitatea, viscozitatea, căldura specifică, conductivitatea termică) se va face diferențierea între aceste cazuri.

Condițiile la limită, și uneori condițiile inițiale, vor dicta soluția particulară care se va obține prin integrarea ecuațiilor diferențiale. Astfel, condițiile la limită sunt cele care particularizează soluția de la caz la caz și sunt de o importanță foarte mare în simularea numerică de tip CFD. O impunere corectă și riguroasă a acestora, adecvată cazului studiat, va influența într-un mod considerabil rezultatele obținute în urma simulării numerice.

Definirea condițiilor la limită presupune:

- identificarea locației și tipului de condiție la limită (intrare, ieșire, simetrie, etc.)
- furnizarea informațiilor care caracterizează acea condiție la limită (velocity inlet, pressure outlet, etc.)

Tipuri de condiții la limită:

- a. Condiții la limită aplicabile pe fețe exterioare:
 - General: pressure inlet, pressure outlet
 - Curgeri incompresibile: velocity inlet, outflow
 - Curgeri compresibile: mass flow inlet, pressure far field, mass flow outlet
 - Altele: wall, symmetry, axis, periodic
 - Special: inlet vent, outlet vent, intake vent, exhaust fan
- b. Condiții la limită aplicabile pe în interiorul domeniului:
 - Fluid
 - Solid
 - Porous media
 - Heat exchanger
 - Condiții la limită aplicabile pe fețe interioare:
 - Fan,
 - Interior,
 - Porous jump,
 - Radiator,
 - Wall.

5.1.2.4. Determinarea convergenței

Convergența va fi atinsă în general în momentul în care variabilele soluției nu mai oscilează semnificativ între două iterații. Această condiție poate să fie verificată prin monitorizarea variabilelor din curgere, în anumite puncte critice, din domeniul de calcul.

Acuratețea soluției va depinde în acest caz de:

- acuratețea modelelor utilizate;
- rezoluția și tipul de grilă de discretizare geometrică;
- modul în care a fost configurată problema.

Convergența poate să fie atinsă în momentul în care reziduurile setate în etapa de configurare a convergenței soluției respective sunt îndeplinite. De asemenea, se recomandă verificarea bilanțului pentru ecuația de continuitate și pentru ecuația conservării energiei.

Este de precizat faptul ca nu trebuie confundată convergența cu acuratețea. O soluție poate să convergă, dar să nu aibă acuratețe. Acuratețea unei soluții numerice se verifică prin compararea rezultatelor ei cu rezultate experimentale.

Convergența poate să fie accelerată prin mărirea factorilor de subrelaxare, și în cazul curgerilor nestaționare, prin mărirea numărului Courant (condiția Courant–Friedrichs–Lewy CFL).

$$CFL = \frac{\Delta t}{\frac{\Delta x_{celula}}{u_{fluid}}} \quad (21)$$

Numărul Courant reprezintă raportul dintre pasul de timp și timpul de rezidență a unei particule virtuale din curgere într-o celulă.

5.1.2.5. Post-Procesare

În etapa de post-procesare are loc analizarea rezultatelor din simularea numerică. Există o mulțime de metode care vor facilita interpretarea rezultatelor. Acestea pot fi împărțite în metode grafice și metode numerice de raportare.

Metodele grafice de reprezentare disponibile sunt:

- reprezentarea conturilor/hărților pentru variabilele calculate (presiune, temperatură, viteză);
- reprezentarea vectorilor pentru variabilele calculate;
- linii de curent și traiectorii pentru particulele din curgere;
- grafice cu variația în timp sau în spațiu a mărimilor calculate;
- animații.

Metodele numerice de raportare pot să fie:

- bilanțuri pentru debite, fluxuri energetice;
- integrarea pe suprafață sau volum a mărimilor calculate;
- medierea mărimilor calculate pe suprafață sau volum;
- valoarea forțelor sau a impulsului în anumite zone.

5.1.3. Simulări numerice tip computational fluid dynamics (CFD) și aplicațiile lor la curgerile din incinte

Una dintre cele mai avansate metode de evaluare a curgerilor într-o incintă este simularea numerică de tip CFD. Complexitatea studiului precum și nivelul de detaliu al rezultatelor sunt în stransă legătură cu complexitatea modelului și a performanțelor de calcul ale echipamentelor utilizate. Acesta este unul dintre motivele pentru care sunt utilizate modele de calcul simplificate.

5.2. Construcția modelelor

Construcția modelelor geometrice s-au realizat în programe specifice 3D precum SolidWorks și DesignModeler, ultimul aparținând platformei Ansys Workbench. S-a dorit realizarea unui model numeric de sală de operație ce poate fi versatil, în ideea de a fi ușor de adaptat pentru alte strategii de ventilare uzual întâlnite în practica din acest domeniu. De asemenea, s-a dorit ca dimensiunile și geometria modelului numeric să fie cât mai asemănătoare cu geometria camerei climatice din laboratorul de instalații aflat în cadrul Facultății de Inginerie a Instalațiilor. Astfel, un prim scopul al acestui model numeric era să permită validarea unor cercetări similare printr-un set de campanii experimentale efectuate în cadrul celei climatice, iar eventuale modificări geometrice ale modelului numeric, pentru a permite și alte strategii de ventilare, să nu aducă

influențe. Ținând cont de aceste aspecte, inițial s-au realizat patru geometrii de sală de operație, toate fără manechini, prezentate în **Error! Reference source not found.**

Cele patru (4) modele sunt după cum urmează:

- sală de operație cu geometrie similară cu cea a camerei climatice din laboratorul de instalații (a);
- sală de operație cu geometrie ca cea anterioară (a), dar cu adăugarea a patru (4) anemostate de refulare aer la partea superioară pe lângă DFU (b);
- sală de operație cu geometrie ca cea anterioară (b), dar și cu aspirare prin colțurile camerei, câte două grile în fiecare colț (c);
- sală de operație cu geometrie ca cea anterioară (c), dar cu un obstacol perimetral la DFU, denumit uzual și perdea (d); în practică, acesta are rolul de a dirija fluxul de aer pentru a evita amestecarea acestuia la partea superioară prin recirculare cu aerul existent din încăperea.

Toate aceste cazuri vor fi detaliate ulterior, din punct de vedere al conceptului și realizării, dar cazul pe care s-a lucrat și de la care au fost obținute rezultatele numerice ce vor fi prezentate ulterior a fost cazul c).

La aceste geometrii s-a adăugat trei manechini cu forme umanoide, doi pe post de chirurgi și unul pe post de pacient, cât și o masă de operație. Masa a fost concepută fără picioare deoarece nu prezenta interes acest aspect în studiul actual, dar și pentru a simplifica grila de calcul (mesh-ul). De asemenea, la geometriile prezentate anterior a mai fost adăugat și un sistem de ventilație locală. Structura generală a manechinilor cu geometria umanoidă s-au procurat online, dar la acesta s-a făcut multiple modificări într-un soft specializat (SolidWorks) pentru a realiza forma necesară. Structura manechinilor este lipsită de detalii fine (precum cele faciale, ori a mâinilor sau a picioarelor) deoarece nu prezentau interes în acest studiu, ba chiar aducând un dezavantaj major de a încărcă inutil cu elemente grila de calcul. Pentru manechinii folosiți drept chirurgi, ce stau în picioare, s-a ales o poziție de aplecați spre pacient și cu mâinile în zona de operare. S-a ales această poziție deoarece este una în care aceștia se regasesc des pe timpul unui act chirurgical. Poziția pacientului reprezintă o poziție uzuală, des întâlnită în majoritatea intervențiilor chirurgicale, aceasta fiind una de așezat pe masa de operare cu mâinile ușor depărtate.

5.2.1. Construcție orificii tip „+” și „O”

Uzual, în studiile numerice se utilizează o viteză constantă pe suprafață, ca metodă simplificatoare de simulare a curgerii, drept condiție la limită.

În vederea implementării unor condiții la limită mai reale la suprafața difuzorului de flux unidirecțional ar trebui simulată forma reală (drept geometrie și poziție) a orificiilor aferente acestor grile. Astfel, s-ar putea observa și impactul orificiilor asupra curgerii fluidului în incintă, impact ce este semnificativ.

Evident că în funcție de obiectivul respectivului studiu de cercetare, astfel de condiții la limită pot să nu prezinte interes, iar elaborarea și implementarea lor ar încălca inutil cazul numeric, consumând mult timp și resurse. În acest studiu de cercetare s-a dorit să se analizeze și impactul unor astfel de condiții la limită, iar prin urmare s-a ales implementarea a doua astfel de grile și analizarea curgerii aerului prin ele. Cele doua grile alese au două tipuri diferite de orificii, unul fiind circular, geometrie uzual implementată în acest domeniu, iar cel de-al doilea orificiu fiind în formă de plus „+”. Cea de-a doua geometrie implementată, orificiul tip plus „+”, a fost aleasă deoarece din studii anterioare s-a constatat că poate realiza un regim de turbulență mai mare, ce implicit ar duce la un amestec mai bun în incintă (respectiv, la o posibilă omogenizare mai bună).

Deoarece implementarea unei astfel de grile la scara reală a cazului numeric de sală de operație, precum cel prezentat anterior, ar duce la un număr foarte mare de astfel de geometrii mici (peste 2000 de orificii), aspect ce ar încălca foarte mult grila de calcul, a fost necesară reprezentarea și studierea lor la scară mai mică. Prin urmare, aceste grile cu cele doua tipuri de orificii au fost concepute la scară redusă pentru a rezulta o grila de calcul mai accesibilă ce ar permite analizarea curgerii prin ele într-un timp rezonabil și cu un sistem de calcul accesibil. Rezultatele numerice obținute din aceste studii la scară mică ar fi ulterior implementate drept condiții la limită în cazul numeric mai mare de sală de operație.

Geometriile orificiilor, cât și detaliile lor constructive se pot observa în Figura 15. Deoarece și pentru aceste studii la scară redusă era necesară validarea lor experimentală, s-au realizat standuri experimentale ce au avut aceleași dimensiuni și așezare a grilelor ca în cele numerice. Acest stand experimental, rezultatele obținute și compararea dintre cele două abordări (experimental și numeric) se vor prezenta la capitolul 6.1. – Validarea prin măsurare stereoscopică PIV a curgerii prin orificii tip „+” și „O”.

Inițial s-a conceput ca o astfel de grilă la scară redusă să aibă 25 de orificii, respectiv 5x5 orificii pe lungimea și lățimea grilei. Acest tip constructiv a fost gândit pentru a permite formarea și studierea influenței jeturilor de fluid ce rezultă după parcurgerea acestor geometrii. În figurile 73 și 74 se pot observa construcțiile geometrice ale grilele inițiale realizate pentru utilizarea în calculele numerice.

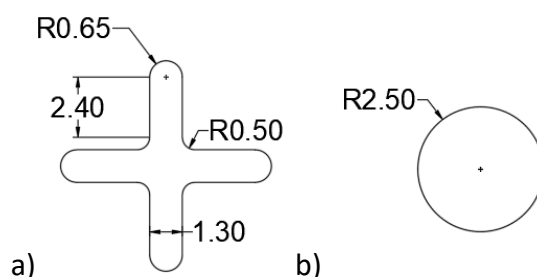


Figura 15: Detalii geometrice de orificii tip „+” și „O”

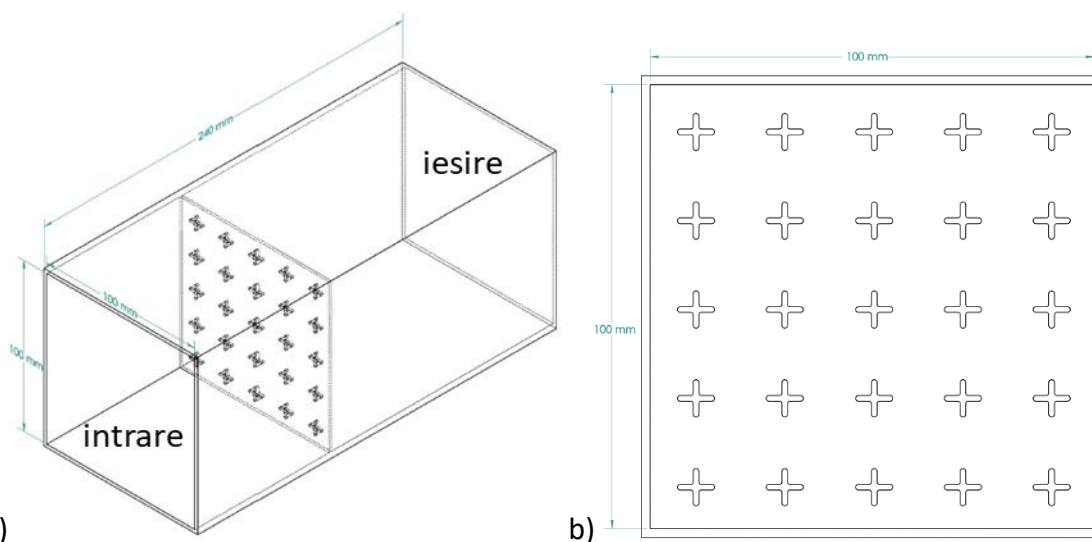


Figura 16: Construcție geometrie grilă cu 25 de orificii tip „+” - a) vedere izometrică, b) vedere frontală

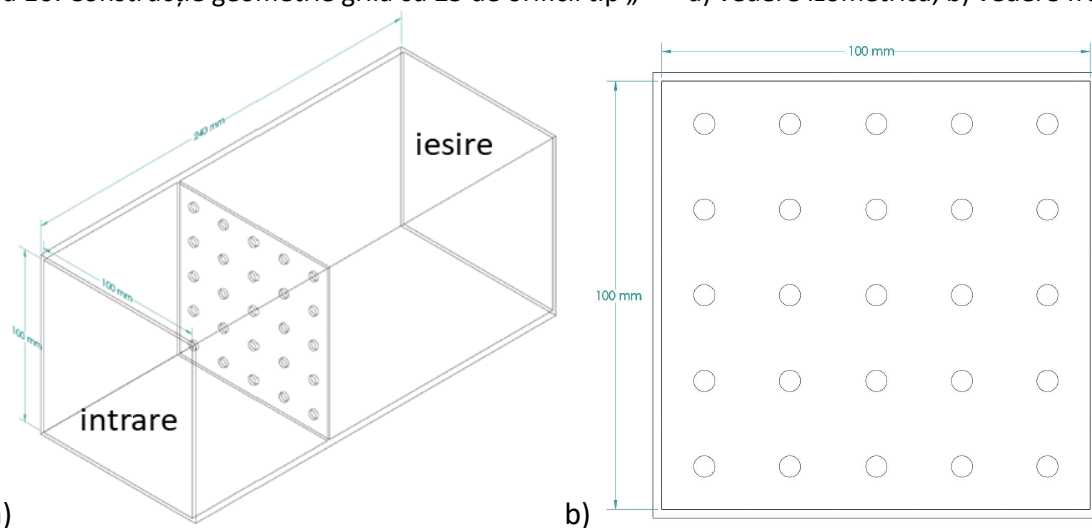


Figura 17: Construcție geometrie grilă cu 25 de orificii tip „O” - a) vedere izometrică, b) vedere frontală

5.2.2. Sală de operație cu pacient, difuzor de flux unidirecțional și sistem de ventilare locală

Această geometrie reprezintă primul modelul numeric complex calculat ce a fost și validat. În Figura 18, a) se prezintă cazul numeric cu amplasarea manechinului folosit drept pacient, unde se pot observa și grilele de ventilare, iar în figura 18, b) se prezintă dintr-o vedere izometrică realizarea corpului de influență pentru gestionarea locală a celulelor din zona de interes.

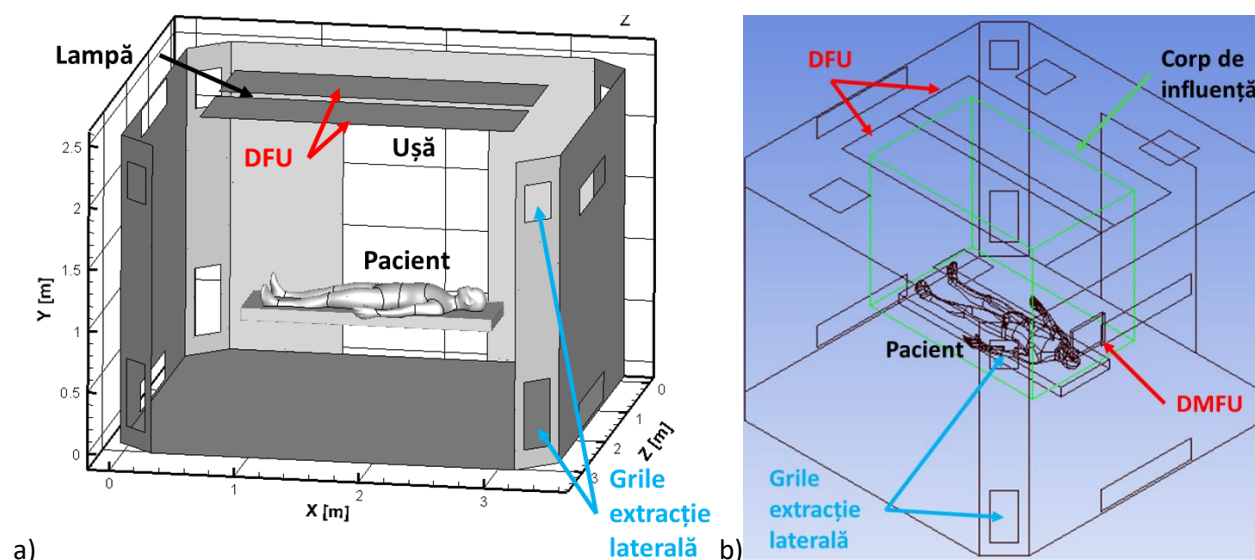


Figure 18: Geometrie sala de operație cu pacient: a) construcție incintă cu dimensiuni; b) construcție incintă și corp de influență pentru grilă de calcul (mesh)

Pentru acest studiu s-au elaborat următoarele grile de calcul: 16, 22, 24 și 28 milioane de celule tetraedrale, respectiv 5.1, 6.3, 6.5 și 7.5 milioane de celule poliedrice la transformarea lor. Pe suprafața manechinilor, a mesei, a pereților și a sistemului de ventilare locală (zona din spate și laterale) s-au realizat 8 straturi limită. Pentru cazul utilizat, s-a selectat o creștere de 1.1 și o tranziție tip lină, adaptată dimensiunii locale pe care o are celula.

Pentru a controla dimensiunea celulelor în zona de interes, respectiv de la zona pacientului până la sistemul de ventilare, în vederea realizării unei densități mai bune de celule, s-a procedat la folosirea unui corp de influență. Pentru acesta s-a folosit funcția de control al celulelor denumită „Body sizing”, iar pentru manechini funcția de ajustare al celulelor pe suprafețe denumită „Face Sizing”. Aceste funcții au permis controlul celulelor ca mărime, ritmul de creștere a mărimii de la o celulă la alta, unghiul minim și maxim pentru celule și alte funcții de control. Celulele din corpul de influență au avut dimensiunea de 20mm, cu o setarea a creșterii celulelor de 1.1. Sală de operație cu pacient, doi chirurghi, difuzorul de flux unidirecțional și sistem de ventilare locală

Acest caz numeric reprezintă o variantă îmbunătățită a celui anterior și s-a realizat în vederea cercetării mai în detaliu a fenomenelor din sălile de operație. Odată cu integrarea celor doi manechini pe post de chirurghi, dimensiunea grilei de calcul a crescut considerabil, ajungând la 22, 32, 40.6 și 49 milioane de celule tetraedrale, respectiv 6.8, 9.7, 13.6 și 13.9 milioane de celule poliedrice la transformare. Ca și în cazul anterior, manechinii, masa pacientului, pereții incintei și corpul sistemului de ventilare locală au avut un număr de maxim 8 straturi limită, cu o creștere de 1.1 și o tranziție automată ajustată în funcție de dimensiunea locală a celulei respective. Totodată, ca și în cazul precedent, a fost utilizat un corp de influență pentru ajustarea celulelor din zona respectivă, iar funcțiile de „Body sizing” și „Face sizing” s-au aplicat în continuare la corpul de influență și la manechini. Pentru cazul utilizat, celulele din corpul de influență au avut dimensiunea de 20mm cu o creștere de 1.1. Creșterea celulelor din restul domeniului este de 1.2, cu o dimensiune medie de 50mm, cea mai mare celulă fiind de 100mm. Figura 19 prezintă poziționarea

pacienților, a sistemului de ventilare general și a sistemului de ventilare local (denumit și difuzor mobil de flux unidirecțional, DMFU).

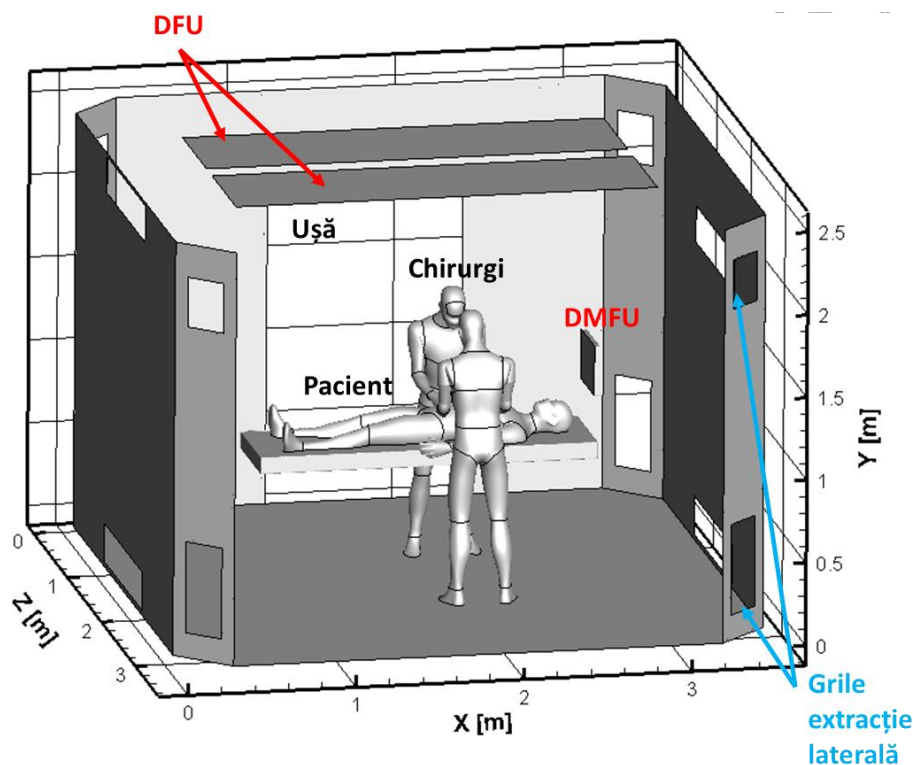


Figure 19: Vedere izometrică cu detalii de poziționare, dimensiuni și construcția incintei

5.2.3. Sală de operație cu pacient, doi chirurghi, difuzor de flux unidirecțional cu grile și sistem de ventilare locală

Construcția acestui caz reprezintă o variantă puțin îmbunătățită a cazului anterior, deoarece s-a dorit implementarea în studiile numerice, drept condiții la limită, a orificiilor tip „+” și „O” din grilele prezentate anterior.

În vederea implementării acestor condiții la limită, s-a ajuns la concluzia că este necesară coborârea difuzorului unidirecțional cu echivalentul a 10De (diametre echivalente ale orificiilor), respectiv 100mm, deoarece de la acea distanță se vor prelua rezultatele din cazurile numerice ale grilelor pentru a se implementa în acest caz drept condiții la limită.

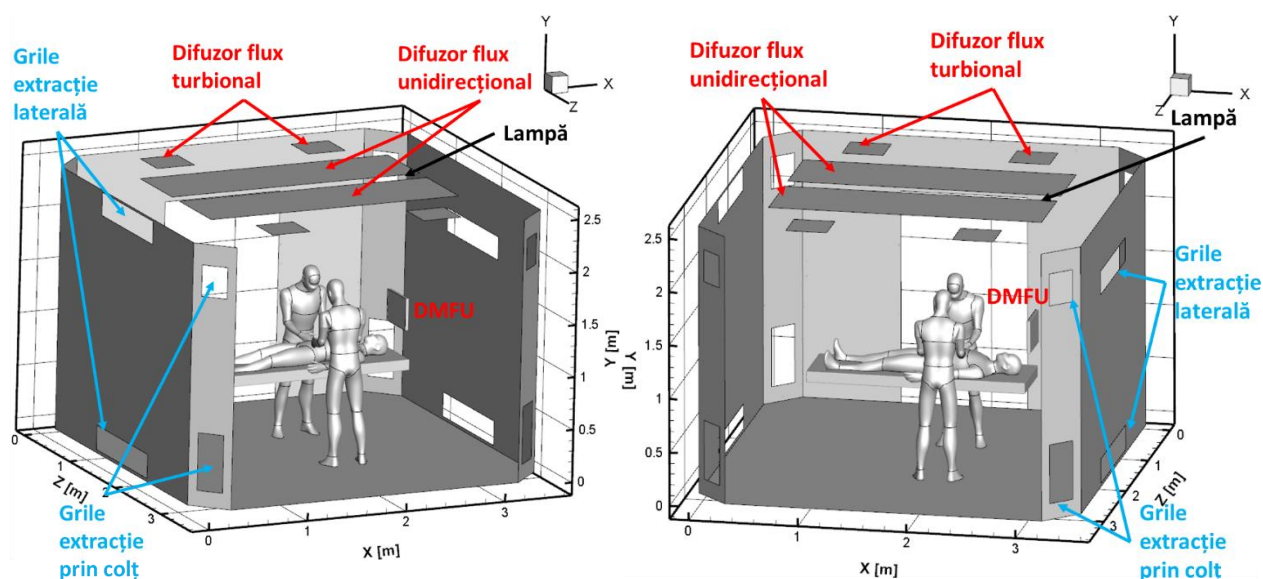


Figura 20: Vederi izometrice cu detalii de poziționare, dimensiuni, construcția incintei și multitudinea de soluții de ventilarea posibil a fi studiate cu această construcție

Așa cum s-a precizat ulterior, s-a ales cea din urmă de 10De deoarece la respectiva distanță jeturile se stabilizează. Totodată, această abordare de a implementa doar condițiile la limită, pe suprafața difuzorului de flux unidirecțional, și de nu genera mici orificii în grila de calcul a acestuia a permis la realizarea unei grile de calcul a cazului numeric mult mai mică.

6. Validarea cazurilor numerice

6.1. Validare prin măsurări stereoscopice PIV a curgerii prin orificii tip „O” și „+”

Studiul numeric al grilelor cu orificii tip „O” și „+” s-a realizat în condiții staționare, utilizând o simulare numerică tip RANS (metoda medierii Reynolds a ecuațiilor Navier-Stokes). Modelul de turbulență utilizat a fost k-omega SST. În Figura 23 se prezintă vederi izometrice cu domeniul și jeturile rezultate din cele două tipuri de grile studiate.

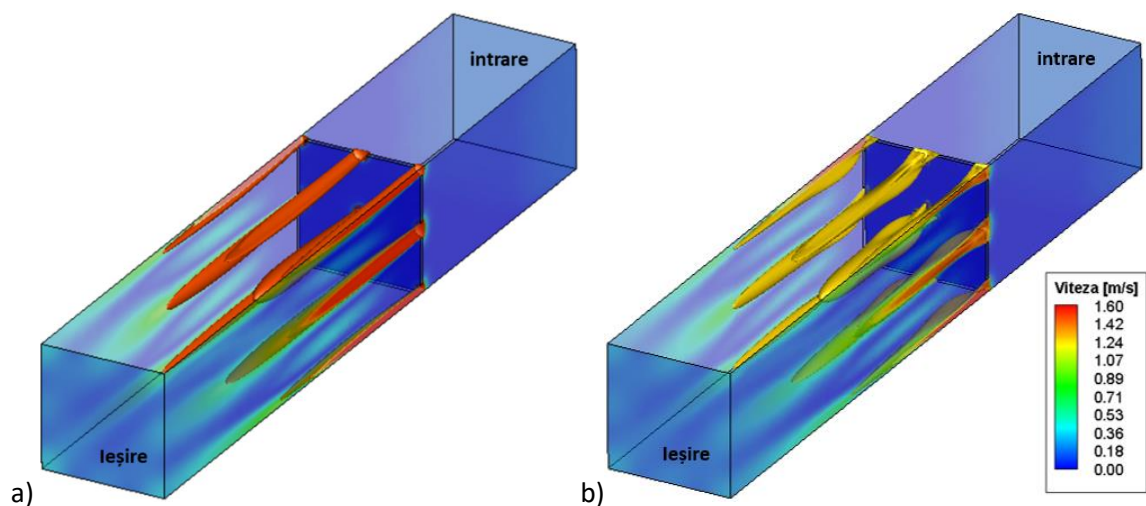


Figura 21: Vederi izometrice de iso-surface pentru grilele tip: a) „O”; b) „+”

Introducerea fluidului s-a realizat pe toată suprafața peretelui din spatele incintei, evacuarea fiind setată pe toată suprafața peretelui din latura opusă.

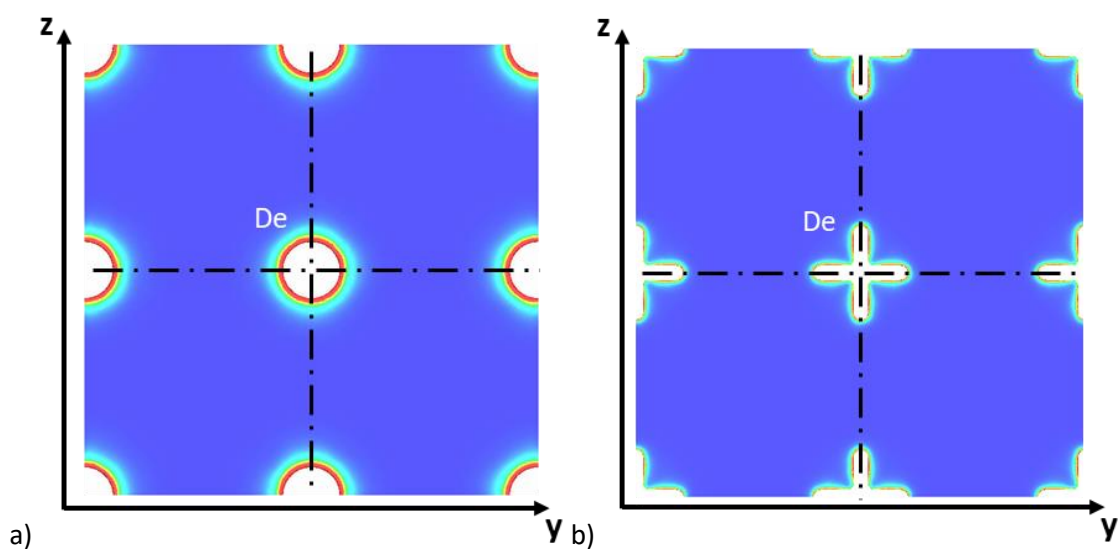


Figura 22: Secțiuni din studiul numeric, plan frontal, cu câmpuri de viteză și diametrele echivalente (De) pentru: a) grilă cu orificiu tip „O”; b) grilă cu orificiu tip „+”

Temperatura pe suprafața pereților au fost setată la 20°C. Privind metoda de cuplare a ecuațiilor de presiune și viteză (Pressure-Velocity Coupling) s-a ales soluția Coupled, cu o interpolare a parametrilor de tip „Second Order” sau „Second Order Upwind”, în funcție de caz. Inițializarea procesului de calcul a fost de tip hibrid.

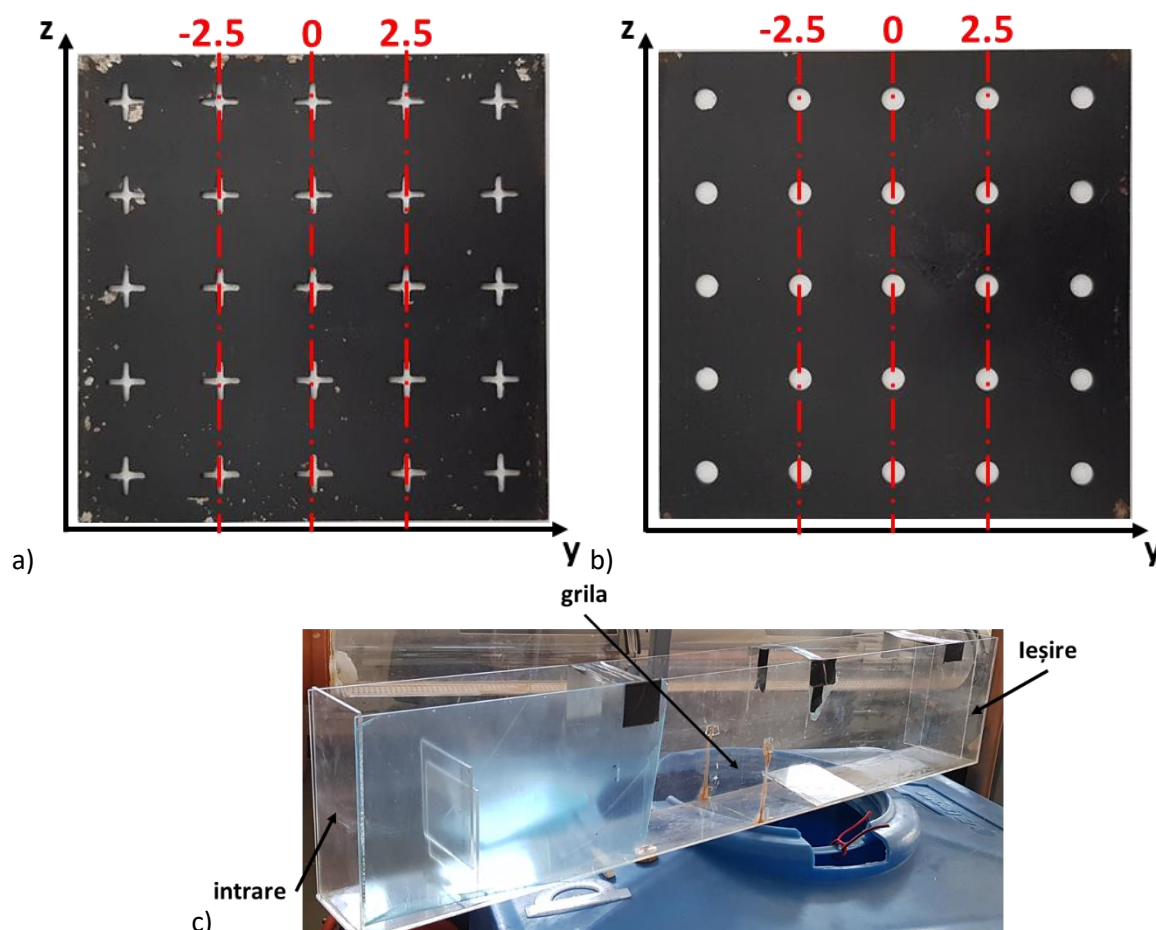


Figura 23: a) grilă cu orificii tip „O”; b) grilă cu orificii tip „+”; c) vedere izometrică stand experimental (actualmente în stare de uzură avansată)

Studiul experimental privind curgerea fluidului prin grile s-a realizat într-o incintă tip bazin (acvariu) prin măsurări tip PIV stereoscopice, măsurări ce au permis determinarea celor trei (x, y, z) componente ale vitezei. Acest studiu s-a efectuat pe grile cu 25 de orificii în total, distribuite a 5x5 orificii pe lungime și lățime. Studiul efectuat în bazin a avut drept fluid pentru măsurare apa sedimentată cu particule fluorescente. O pompă a permis circularea apei și formarea jeturilor. Grilele utilizate se pot observa în Figura 25, a și b. Aceste grile au 100x100 mm, lungime x lățime, și au fost vopsite în negru pentru a nu produce reflexii din impactul metalului cu fasciculul laserului PIV. Bazinul de apă se poate observa în Figura 25, c.

6.2. Validare prin măsurări PIV a panașului provenit de la pacient pentru cazul numeric de sală de operație

Măsurătorile pentru determinarea panașului provenit de la subiectul uman ce stă în picioare (chirurg) și cel ce stă așezat pe o masă (pacient) s-au realizat în cameră climatică. S-a dorit ca această cameră să reprezinte la scară reală o sală de operație, ea având dimensiunile de 3.5x3.5x2.5m (lxLxH). Totodată, ea are în componență un sistem hidraulic de furnizare agent termic și un sistem de automatizare pentru controlul temperaturii pe fiecare suprafață a incintei

(pereți, podea, tavan și ușă), un sistem de ventilare cu plenum unidirecțional și grile laterale pentru evacuare aer, plus un sistem de automatizare aferent instalației de ventilare.

Studiile experimentale s-au efectuat setând temperatura suprafețelor la 24°C. Această temperatură a reprezentat o condiție la limită și în cazul numeric. Pentru studiul experimental s-au folosit doi manechini termici cu formă umanoidă ce au avut rolul de a simula fluxul de căldură degajat de subiecți umani.

Pentru determinarea panașului s-au efectuat măsurări de temperatură și viteză în planul sagital al manechinelor. Determinările de temperatură s-au realizat prin măsurări cu senzori de temperatură și cu o cameră IR, iar determinările de câmpuri de viteză s-au realizat prin măsurări PIV. În vederea determinării gradientului de temperatură s-a realizat un carioaj de 50x50 mm (lungime x lățime) din vopsea metalică ce s-a imprimat pe câte o foaie rigidă de carton, pentru fiecare manechin în parte. Pentru a prezenta o continuitate pe verticală (înălțime) în măsurarea gradientului de temperatură, ele au fost construite astfel încât să preia forma de cap a manechinilor. În vederea monitorizării și înregistrării temperaturii pe parcursul campaniei experimentale, senzori de temperatură au fost amplasați pe toți pereții încăperii, inclusiv tavan și podea, cat și în aer.

Table 3: – Temperatura manechinilor pe segmente (pacient și chirurgi)

Segmente	Temperatură manechini	Temperatură calibrare
Cap și Gât	34°C	34°C
Trunchi	32°C	34°C
Mâini (ambele)	30°C	34°C
Picioare (ambele)	27°C	34°C

6.3. Validare prin măsurări PIV a panașului provenit de la chirurg pentru cazul numeric de sală de operație

Procedura și echipamentele folosite pentru determinarea panașului termic provenit de la chirurg au fost aceleași cu cea de la pacient. Temperatura impusă drept condiție la limită pentru cazul numeric si experimental se poate observa în Figura 26.

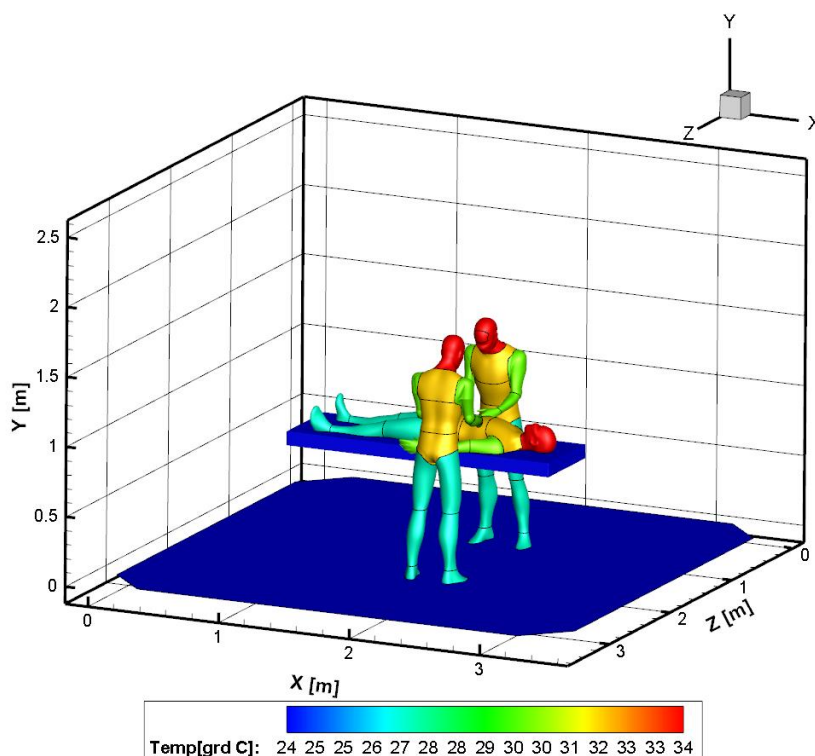


Figura 24: Plan izometric cu temperatura impusă, în contururi, pe suprafețele manechinilor pentru studiul numeric cu pacient și chirurgi

Obiectivul măsurărilor PIV a fost analiza vectorilor de viteză a panașului termic provenit de la un subiect uman ce stă în picioare, în acest studiu fiind reprezentat de un chirurg, și compararea datelor rezultate cu modelul numeric în vederea validării acestora. Rezultatele panașului termic din determinările PIV și IR, cât și din studiul numeric, sunt prezentate în figurile de mai jos (Figura 27, 28). Rezultatele obținute au fost comparate cu studii similare din literatură, deoarece pentru un subiect uman în picioare existau astfel de studii la momentul elaborării respectivelor determinări, dar puse într-un context deoarece acele studii din literatură au fost preponderent setate cu alte condiții la limită.

Dacă studiul numeric și măsurările IR aferente acestui caz sunt similare cu cele precizate anterior la cazul manechinului tip pacient, la studiul PIV privind panașul manechinului tip chirurg a fost necesară o abordare diferită în vederea determinării întregului câmp de dezvoltare al panașului. Astfel, în vederea determinării întregului plan al panașului s-au efectuat 3 măsurări PIV în trei regiuni: zona față cap, zona spate cap și zona superioară (deasupra) capului. Prin coroborarea acestor trei planuri s-a putut surprinde modul de generare și dezvoltare al panașului, și astfel a rezultat planul prezentat în Figura 28.

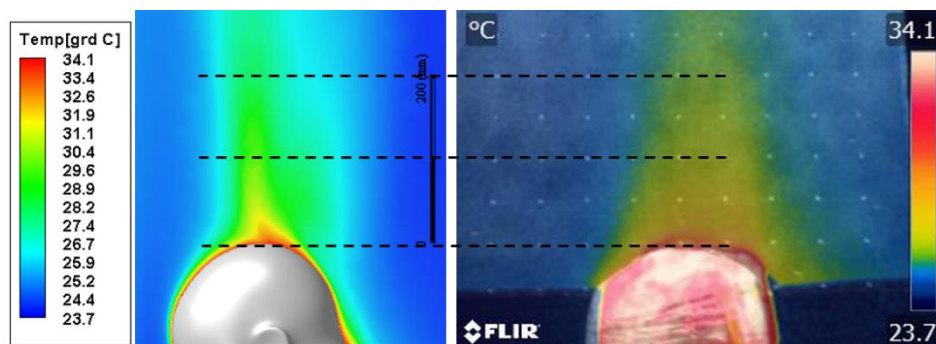


Figura 25: Gradient de temperatură de la panașul chirurgului: dreapta) CFD; stanga) IR

Modul de prelucrare al datelor în softul PIV furnizat de producător a cuprins, așa cum s-a precizat și pentru cazul pacientului, mascări locale (zona capului manechinului) pentru a elimina vectori falși, analize de statistici vectoriale („vector statistics”) și corelare adaptivă („adaptive correlation”) și/sau alte tipuri de corelări („Average Correlation”, „PIV Correlation”, „Cross-Correlation”).

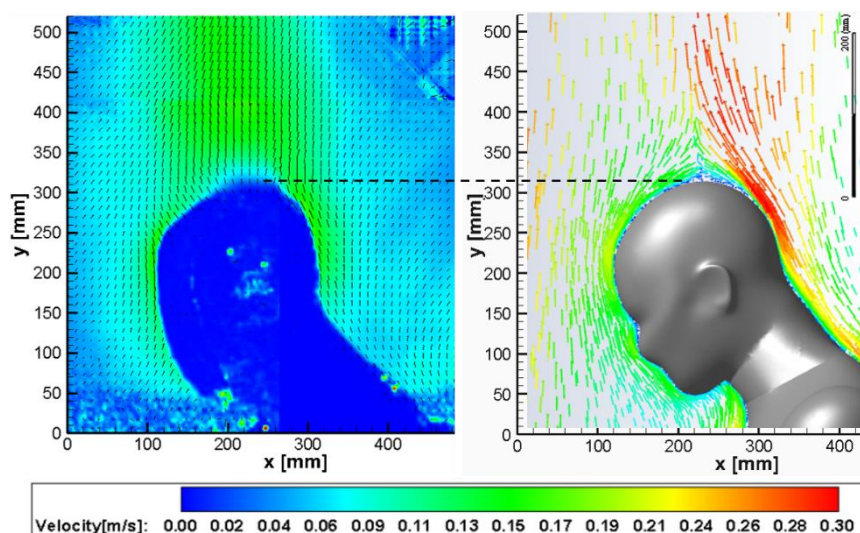


Figura 26: Vectorii de viteză de la panașul chirurgului: dreapta) CFD; stanga) PIV

Gradientul de temperatura obținut pentru chirurg, de la ambele abordări, a rezultat să aibă aceeași plajă de temperaturi și aceleași distanțe pe înălțime. Forma panașului termic în ambele cazuri a rezultat să fie aproape identică. Neconcordanțe între cele două abordări au apărut și în acest caz, doar că acestea au fost mai mici.

Vectorii de viteză rezultați din ambele abordări au relevat că, pentru un panaș ce se poate dezvolta liber pe verticală, se pot atinge vârfuri de viteză de 0.35-0.40 m/s deasupra capului unui subiect uman ce stă în picioare, iar acest vârfuri se realizează uzual la o distanță de 80-150 mm.

6.4. Studiu experimental de caracterizare a grilelor cu diferite orificii, montate într-un difuzor de flux unidirecțional

Obiectivul acestui studiu este de a efectua o analiză tehnică privind diferitele geometrii ce pot fi implementate la grilele de ventilare și de a determina dacă prin acest tip de soluție pasivă putem îmbunătăți distribuția aerului în încăpere și confortul termic al ocupanților. Pentru a realiza acest obiectiv, primul pas a fost acela de a face o caracterizare tehnică a grilelor prin măsurarea pierderilor de presiune, a debitului de aer și a zgomotului pentru fiecare tip. După determinarea acestor parametri și caracterizarea fiecărui sistem (grilă și instalație de ventilare), s-a realizat o comparare a acestor caracteristici pentru a observa asemănările, diferențele și performanțele fiecăruia. Măsurările de zgomot s-au efectuat la două înălțimi, una de 1.8m față de podea, iar cea de-a doua la 1m față de podea. Înălțimile corespund cu media la care s-ar afla aparatul auditiv al unui om ce stă în picioare și ce stă întins pe un pat. Acestea s-au efectuat în celula climatică, debitul difuzorului de flux unidirecțional fiind ajustat printr-un regulator de turație la ventilatorul de introducere. Campania experimentală a fost organizată astfel încât să aibă loc seara, după terminarea activităților personalului din laborator, pentru a evita perturbații de zgomot generate astfel.

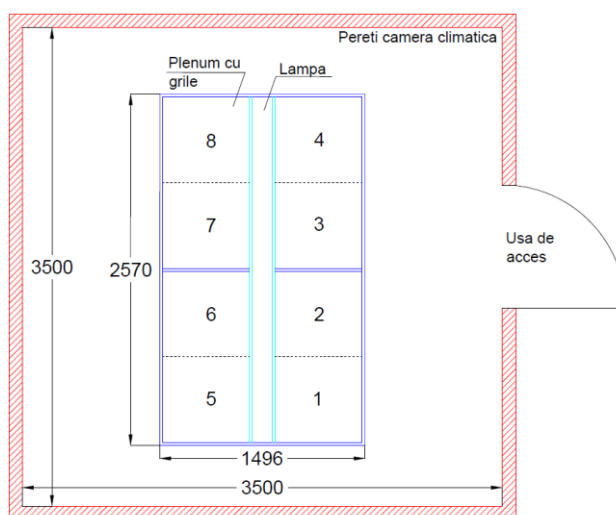


Figura 27: Cameră climatică cu modul de distribuire a plenumului, în vederea măsurării debitelor cu balometrul

Deoarece sistemul de ventilare (tubulatura) nu s-a putut izola fonic pe interior, în vederea eliminării zgomotului produs de ventilator și propagat prin intermediul tubulaturii, este corect să considerăm că aceste caracterizări tehnice sunt de fapt ale unui întreg sistem, adică instalație de ventilare (ventilator, tubulatură cu tronsoane drepte și piese speciale, plenum, clapete de reglaj) și grila cu orificii din momentul respectiv de măsurare.

6.5. Studiu experimental privind influența grilelor cu diferite orificii asupra confortului termic

După caracterizarea tehnică (Q , Δp , dBA) a sistemelor cu cele 8 grile ce au orificii de geometrii diferite, următorul pas a reprezentat o analiză a confortului termic resimțit de manechini la utilizarea unor astfel de grile.

Pentru a determina dacă un astfel de studiu scoate în evidență diferențe semnificative de confort, respectiv mod de distribuție a aerului în incinte, s-a început cu o primă analiză ce a constat în studierea unui orificiu tip „O”, deoarece se regăsește frecvent în grile din acest domeniu, și un orificiu tip „+”, deoarece nu este așa des întâlnit în aplicații din domeniu dar ce poate fi mult diferit de cele standard (ca mod distribuție/turbulență al aerului în incinte).

Senzorii au fost fixați pe pereți, la înălțimi cuprinse între 1.6 și 1.7 m, cu ajutorul unei benzi de aluminiu. Pe parcursul campaniei experimentale s-a ajustat temperatura pereților și a aerului din incintă astfel încât aceasta să se păstreze în plaja de $23\div 24^\circ\text{C}$. Media temperaturilor pe durata campaniei experimentale este prezentată în Tabelul 3 de mai jos:

Tabel 3 – Temperaturi medii pe suprafețele încăperii climatice

T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	Ta1	Ta2
24.3	24.8	24.8	24.5	24.7	23.8	22.5	24.4	22.8

Măsurările s-au realizat la trei debite diferite, ajustarea lor realizându-se prin controlerul ventilatorului, stabilindu-se la fiecare debit aceeași frecvență. Cele trei frecvențe utilizate pentru convertizorul de frecvență au fost 45.4, 40.6 și 35.4 Hz. Comparații privind temperaturile medii rezultate în urma măsurărilor de la cei doi manechini sunt prezentate în figurile 164, 165 și 166.

Fiecare determinare a durat 10 minute. Pornirea măsurări s-a realizat după intrarea în regim a manechinilor, aceștia fiind utilizați simultan. Temperaturile utilizate pe suprafețele manechinilor au fost temperaturile normale ale unor subiecți umani. Scenariul de poziționarea a manechinilor a fost acela de pacient așezat pe masă și chirurg așezat lângă masă, în picioare. Temperatura aerului introdus nu a putut fi controlată, dar a fost constantă pe tot parcursul campaniei experimentale (aproximativ $21.5\div 22.5^\circ\text{C}$). Acest aspect s-a datorat faptului că aerul introdus este extras din incinta laboratorului de instalații iar incinta acestuia are sisteme de încălzire, respectiv răcire, pentru păstrarea unei temperaturi constante pe tot parcursul anului.

7. Rezultate numerice și analiză

Toate simulările numerice privind curgerea aerului în sala de operație (studiul panașului termic, curgerea aerului în incintă de la DFU și DMFU către grilele de extracție, șamd) s-au efectuat în regim staționar. Simulările numerice au fost de tip RANS („Reynolds-Averaged Navier–Stokes equations”, metoda medierii Reynolds a ecuațiilor Navier-Stokes). Pentru toate cazurile s-a aplicat

în calcul și forța gravitațională, iar modelul de calcul utilizat a fost de tip „Pressure-Based solver”. Condițiile de operare stabilite pentru fluid au fost de 24°C cu densitatea de 1.1889 kg/mc. Fluidul utilizat a fost aer incompresibil. Efectul compresibilității este aproape insignifiant pentru astfel de studii, de aceea s-a ales această ipoteză simplificatoare. Modelul de turbulență utilizat a fost k-omega SST. Acest model de turbulență a fost utilizat cu constantele lui de transport, turbulență, disipare, difuzivitate. La acest model s-a mai activat și opțiunea de corecție pentru curgerile cu număr Reynolds mic („Low-Re Corrections”) ce a rămas activată de la simulările de pană termic (studii în care prezența acestei opțiuni avea un impact semnificativ). Relevanța acestei opțiuni în studii mai complexe în care uzual se regăsesc regimuri turbulente de curgere poate fi mai scăzută, mai ales la o analiză macro. Opțiunea de corecție a curgerilor ce străbat anumite zone de curbura („Curvature correction”) a fost activată în ideea că, conform unor studii și a ghidului de utilizare aferent programului Fluent, modelele bazate pe vâscozități turbionare („Eddy-viscosity”), cum este și cazul modelului k- ω SST, nu pot surprinde eficient mișcări de rotație (turbionare) după anumite unghiuri de curbura. O altă opțiune utilizată în calculele numerice a fost „Production Limiter” deoarece, conform ghidului programului, un dezavantaj al modelelor de turbulență cu două ecuații (tip k- ω , k- ϵ) este că generează turbulență excesivă în vecinătatea punctelor de stagnare. Inițializările au fost de tip hibrid („Hybrid Initialization”).

Drept condiții la limită pentru manechini, în vederea generării fluxului de căldură convectiv, s-a ales impunerea de temperaturi pe suprafețele acestora. Justificarea acestei alegeri este că sistemul termoregulator al organismului uman, pentru un subiect sănătos, tinde să regleze și să mențină constantă temperatura corpului. Totodată, în aceste cazuri ocupanții nu sunt supuși unor medii extreme (temperaturi ridicate, curenți mari de aer) ce să le solicite intens sistemul termoregulator, iar, tot drept ipoteză simplificatoare, manechinii se consideră subiecți umani sănătoși. Temperaturile selectate pentru cazurile numerice, exceptând cazurile numerice de testare a manechinilor, au fost variabile (pe fiecare segment: cap, corp, brațe, picioare). Ele au fost conform cu temperaturile regăsite în studii de specialitate ce reflectă situații reale. Temperaturile setate pe suprafețele manechinilor sunt prezentate în subcapitolul 6.2.

Privind condițiile la limită pentru introducerea aerului în incintă, s-a folosit funcția „velocity inlet” cu viteza normală la plan („magnitude, normal to boundary”), cu valori uzuale ale intensității turbulenței („turbulence intensity”), iar evacuarea aerului din incinta a fost de tip „pressure outlet”. Aceste condiții nu s-au aplicat și pentru cazul plenumului cu orificii, unde condițiile la limita implementate pe introducere au fost cele obținute din studiile numerice de la grilele tip „+” și „O”. Extracția aerului s-a realizat prin grilele amplasate în colțul camerei. Pentru toate cazurile convergența s-a setat la 10^{-6} .

Toate studiile numerice din această lucrare s-au abordat printr-o integrare etapizată a elemente necesare (manechini, sisteme de ventilare, ecuații, șamd) în cazurile numerice cu scopul de a evita o încărcarea inițială mare ce ar putea duce la erori și blocaje. Totodată, această abordare permite o rulare cu resurse mai puține, un timp de procesare mai scăzut și o analiză mai amplă privind modul în care acestea se comportă.

7.1. Studiul curgerii aerului din difuzorul de flux unidirecțional la tavan pentru cazul cu pacient

Acest studiu are ca scop analiza influenței panașului format de pacient, influența panașului asupra sistemului de ventilare unidirecțional atunci când se aplică vitezele uzuale regăsite în practică și în norme (0.1-0.4m/s).

În Figura 30 se pot observa profiluri de temperatură pentru cazul pacientului ce stă întins pe masă. Aceste profiluri sunt realizate în planuri sagitale, centrate pe pacient. Aceste profiluri prezentate în Figura 30 permite o analiză privind interacțiunea panașului provenit de la pacient cu sistemul de ventilare unidirecțional.

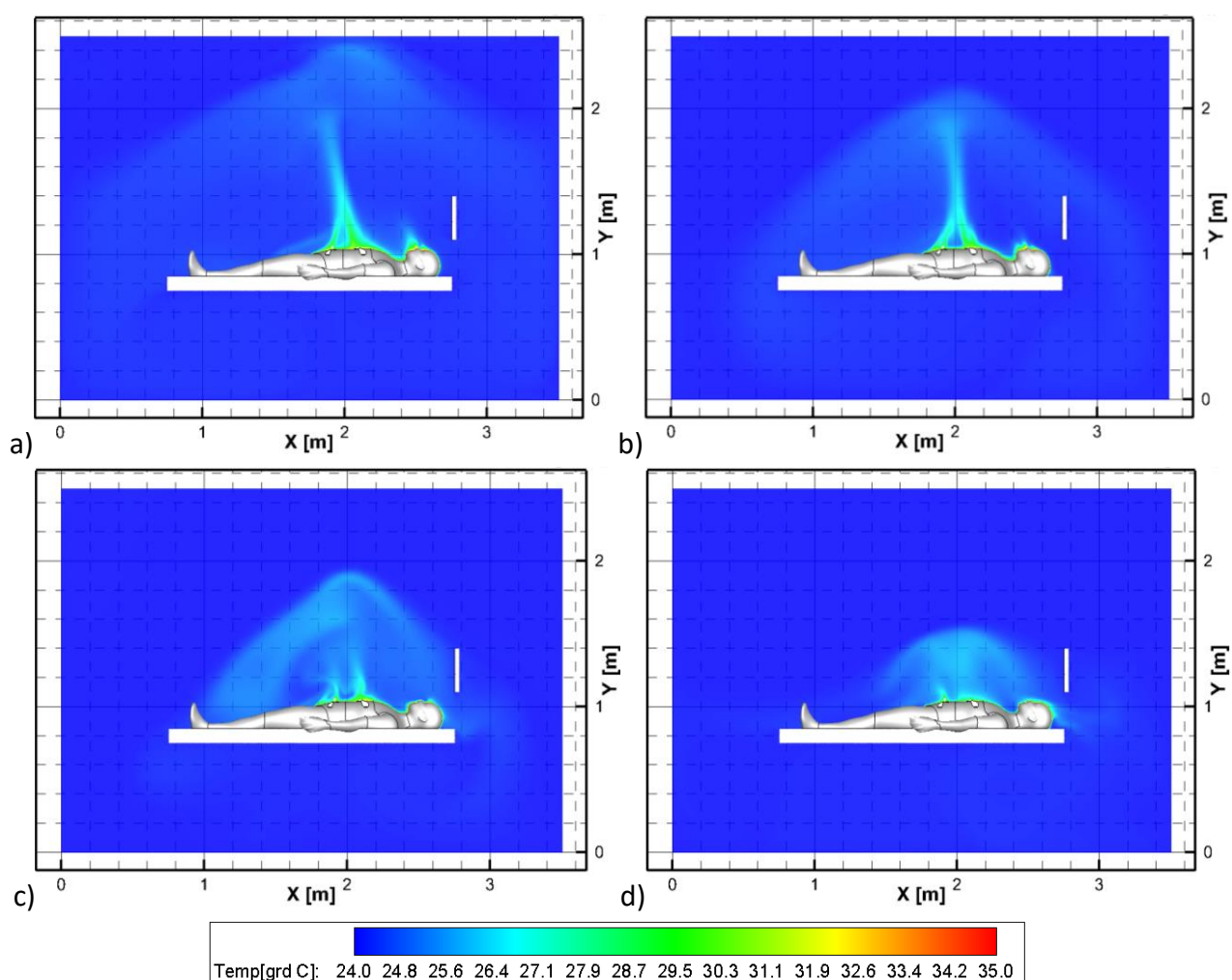


Figura 28: Profiluri de temperatură în plan sagital din studiul numeric cu DFU având viteze de: a) 0.1; b) 0.2; c) 0.3; d) 0.4 [m/s]

O primă observație ce se poate trage din secțiunile prezentate este că la viteze mici ale aerului furnizat de către DFU, panașul termic generat de pacient nu va permite aerului tratat (provenit de la sistemul de ventilare) să ajungă în zona de interes, respectiv în zona de operare, zona mesei și a instrumentarului medical. Pentru a acoperi panașul termic generat de pacient, viteza aerului de la DFU trebuie să fie de cel puțin 0.2 m/s, în condițiile unui DFU amplasat la

2500mm (2.5m) înălțime și o masă de pacient amplasată la $\approx 800-900\text{mm}$ (0.9m) față de podea, și fără să existe alte degajări suplimentare de căldură.

A doua observație este faptul că panașul termic de la pacient se dezvoltă separat din două regiuni, din zona corpului și din zona capului, dar cel din regiunea corpului va fi cel predominant.

A treia observație este că panașul de la pacient poate ajunge până la înălțimi 1000-1500mm într-un astfel de context (cu dezvoltare liberă, lipsită de obturații și curenți de aer perturbatori, într-un spațiu închis cu o limită superioară de 1500mm deasupra pacientului).

Privind câmpurile de viteză, a patra observație este referitoare la apariția zonelor de recirculare după interacțiunea curgerii aerului cu un obiect solid aflat în calea curgerii. Pe acest ultim subiect se observă că aceste zone de recirculare se dezvoltă după masa de operație și în jurul corpului solid al sistemului de ventilare locală. Totodată, mai sunt de remarcat și zonele de recirculare în proximitatea difuzorului, ori zonele limitrofe încăperii.

Mai este de precizat faptul că unele din aceste observații precizate anterior (precum apariția zonelor de recirculare și implementarea de viteze scăzute) mai sunt precizate și în alte studii din literatura de specialitate.

7.2. Studiul curgerii aerului din difuzorul de flux unidirecțional la tavan și local pentru cazul cu pacient

Acest studiu vine ca o continuare la cel anterior și are ca scop analiza interacțiunii dintre un sistem local de ventilare și un sistem general de ventilare. Ambele sisteme se consideră că au un flux unidirecțional de aer, cel provenit din sistemul general fiind considerat un difuzor încastat în tavanul incintei, iar cel local fiind considerat un dispozitiv mobil cu difuzor.

Acest studiu s-a luat în considerare deoarece sistemul local de ventilare prezintă particularități ce vin să rezolve o parte din problemele regăsite în cazul implementării doar a sistemului general de ventilare.

Deoarece în studiul anterior s-a observat că o viteză $\leq 0.2 \text{ m/s}$ de la DFU este insuficientă pentru a acoperii panașul termic generat de pacient, viteze egale și mai mici de 0.2m/s s-au ignorat în următoarele simulări.

În literatura de specialitate există câteva studii ce precizează unele posibilități de ventilare locală, acestea fiind aspirarea aerului prin patul pacientului (masa de operație) [68, 69], utilizarea unei cuverturi ca sistem ce refulează aer [79], utilizarea unui sistem local de ventilare lângă pat amplasat în zonele laterale capului [70]. Cel mai ușor concept de implementat este un „sistem mobil de aer laminar” (Mobile Laminar Air Flow, MLAF) [80-83]. Acesta pare să se prezinte ca fiind și cel mai fiabil, respectiv ieftin de procurat și întreținut. Totuși, această direcție de cercetare încă prezintă multe informații ce nu se regăsesc, cel puțin drept informații publice, în literatura de specialitate, precum: dimensiunile și vitezele necesare difuzorului (grilei), unghiurile de înclinare recomandate/potrivite, distanțele recomandate de la MLAF la zona de tratare, interacțiunea acestui flux de aer cu fluxul provenit din ventilarea generală sau cu activitatea specifică medicală,

performanțele acestui tip de ventilare privind „gradul de curățenie” locală realizată, aerul furnizat de acesta (aer recirculat, aer proaspăt conectat la centrala de tratare aer) și multe alte aspecte.

Privind sistemul de ventilare local ales pentru studiile ce vor fi prezentate ulterior, informațiile au fost obținute dintr-o corelare cu alte studii similare, cât și cu rezultatele obținute din studiile efectuate anterior. Astfel, sistemul local de ventilare a fost configurat având dimensiunile de 400x300 mm, plaja de viteze a aerului refulat fiind între 0.3÷0.7 m/s, iar unghiurile utilizate pentru testare au fost de 45° și 60°. Totodată, detalii privind amplasarea lui a fost prezentate în capitolul „Construcția modelelor”.

Mai multe informații privind modul de implementare al unghiurilor în cazul numeric se regăsesc în tabelul 4.

Table 4: Tabel cu valorile componentelor de viteză în funcție de viteza normală și unghi

Y comp = $v \cdot \sin(60^\circ)$	v [m/s]				
X comp = $v \cdot \cos(60^\circ)$	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7
Y =	-0.09144	-0.12192	-0.15241	-0.18289	-0.21337
X =	-0.28572	-0.38097	-0.47621	-0.57145	-0.66669
Y comp = $v \cdot \sin(45^\circ)$	v [m/s]				
X comp = $v \cdot \cos(45^\circ)$	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7
Y =	0.255271	0.340361	0.425452	0.510542	0.595632
X =	0.157597	0.210129	0.262661	0.315193	0.367725

7.3. Studiul curgerii aerului din difuzor de flux unidirecțional la tavan pentru cazul cu pacient și doi chirurgi

Acest studiu vine în completarea celui anterior în care s-a analizat interacțiunea dintre sistem de ventilare general cu manechinul tip pacient prin adăugarea de doi manechini sub forma unor chirurgi.

Scopul acestui subcapitol este de a analiza interacțiunea dintre curgerea aerului de la DFU, utilizând vitezele uzual recomandate de norme și regăsite în practică (0.1÷0.4m/s), cu panașul dezvoltat de către subiecții din incintă (pacient și chirurgi).

Amplasarea chirurgilor în acest studiu simulează o situație ce se poate găsi des în practică, respectiv o poziționare ușor aplecată spre pacient și cu un amplasament antagonist între cei doi. Amplasarea centrată a unuia față de celălalt reprezintă o situație cu o probabilitate mare de existență în practica zilnică a unor astfel de proceduri, fie și pentru o scurtă durată de timp.

Această poziționare poate fi una din cele mai nefavorabile situații datorită intruziunii în fluxul de aer de la sistemul de ventilare general ce este direcționat spre pacient, dar și datorită posibilității de generare și transport de particule de la partea superioară a personalului ce stă în picioare către pacient. Planuri frontale, centrate pe capul chirurgilor, se pot observa în figurile 177

și 178, iar în figurile 179 și 180 se pot observa planuri sagitale centrate pe capul unuia dintre chirurghi. Aceste planuri prezintă atât profiluri de temperatură, cât și câmpuri de viteze.

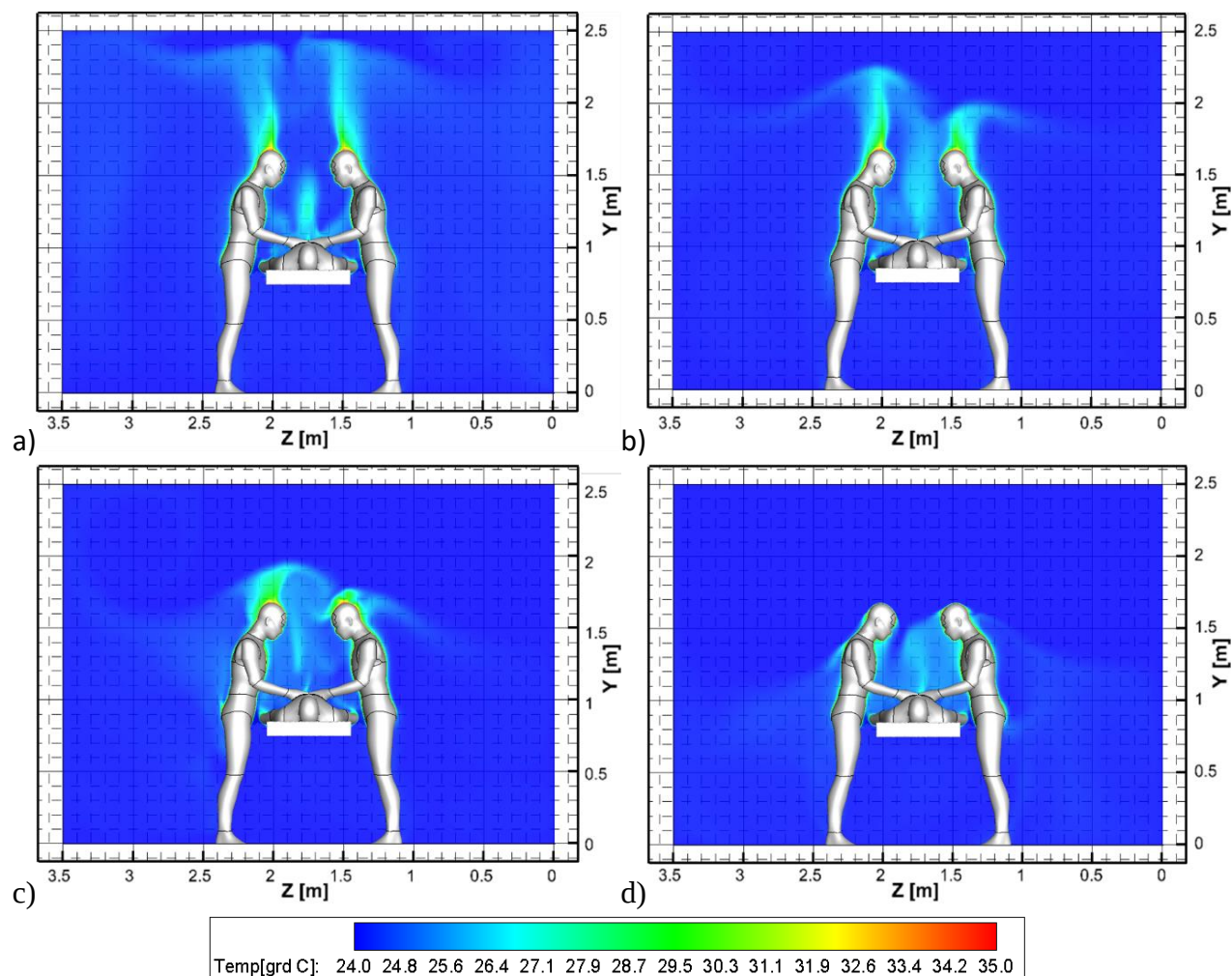


Figure 29: Profiluri de temperatură în plan frontal, centrat pe chirurghi, cu viteze de la DFU de: a) 0.1; b) 0.2; c) 0.3; d) 0.4 [m/s]

În aceste figuri se confirmă constatarea remarcată din rezultate anterioare ce făcea referire la faptul că viteze mai mici sau egale de 0.2 m/s de la DFU nu permite aerul trata de la sistemul de ventilare să ajungă în zona de interes, respectiv în zona mesei de operație.

7.4. Studiul curgerii aerului din difuzorul de flux unidirecțional la tavan și local pentru cazul cu pacient și doi chirurghi

În acest studiu s-a integrat, suplimentar față de studiul anterior, și sistemul de ventilare local, DMFU.

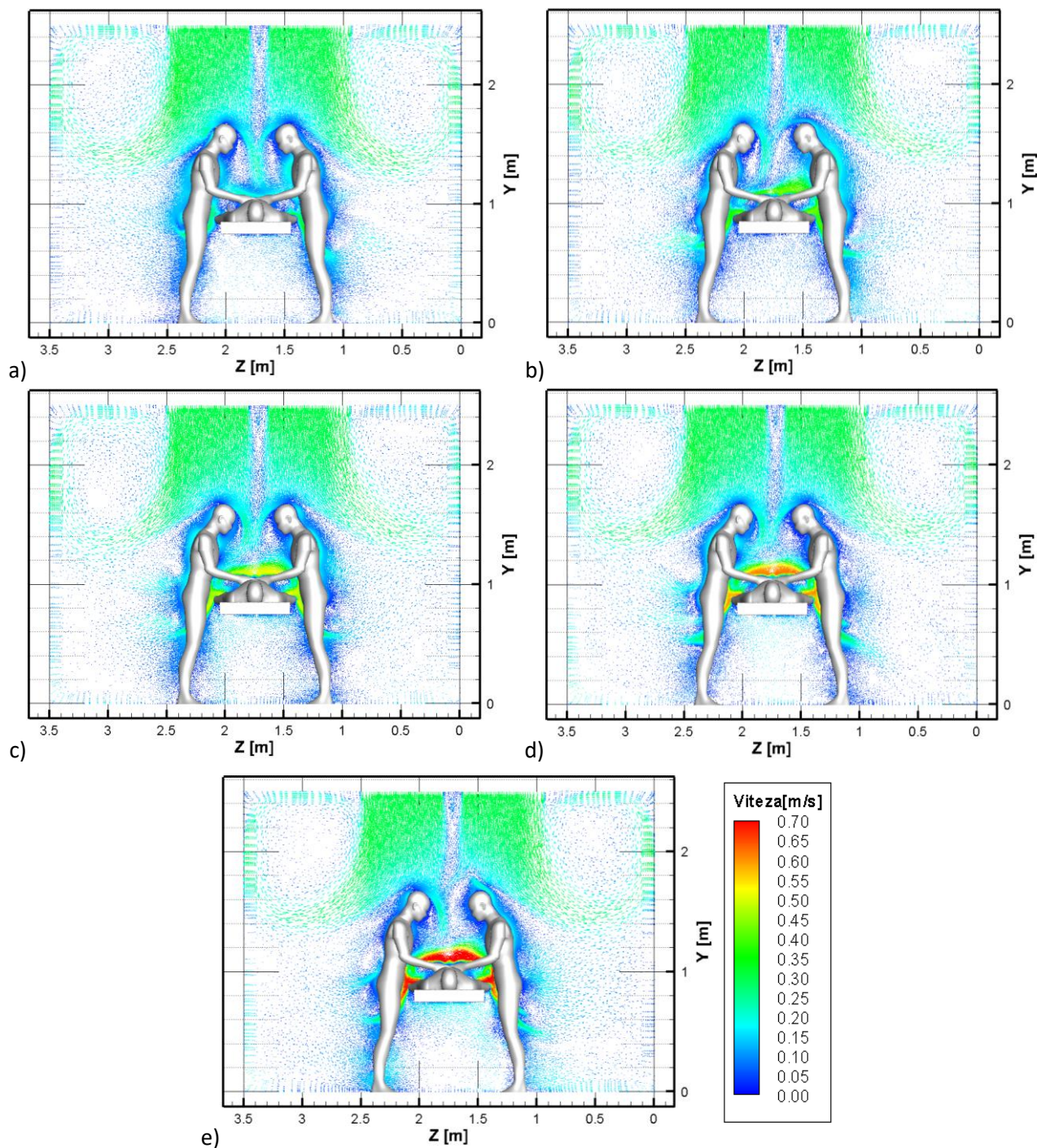


Figure 30: Câmpuri de viteze (vectori) în plan frontal, centrat pe chirurghi, din studiul numeric cu DFU (0.3 m/s) și DMFU (la 60°) având viteze de: a) 0.3; b) 0.4; c) 0.5; d) 0.6; e) 0.7 [m/s]

S-au menținut caracteristicile și abordarea cazului anterior, iar unghiul de refulare al aerului de la sistemul local de ventilare a fost implementat la 60° deoarece, așa cum s-a putut observa și în subcapitolul 6.2, un unghi de 45° ar fi inpropriu pentru un astfel de context geometric. Plaja de viteze utilizată la refularea aerului prin DFU a fost de 0.3÷0.5 m/s, iar pentru DMFU de 0.3÷0.7 m/s.

O primă observație este referitoare la faptul că, precum în cazul precedent, viteze de 0.3 m/s de la DMFU nu ajung în zona dorită, iar viteze mari precum 0.7 m/s sau 0.6 m/s pot produce un

disconfort pentru pacient. Totodată, în acest caz se mai observă cum mâinile chirurgilor, la viteze mari ale MALF-ului, obturează fluxul de aer de la DMFU și produc zone de recirculare. Fenomenul de recirculare la întrepătrunderea unui obiect solid (pewxum instrumente medicale, mâinile personalului medical, șamd) în fluxul de aer refulat de la sistemele de ventilare se poate regăsi deseori în practica uzuală a unei astfel de intervenții, fiind generat de dinamica operațiilor efectuate în vederea exercitării actului medical.

7.5. Studiul curgerii aerului din difuzorul de flux unidirecțional cu orificii tip „+” pentru cazul cu pacient, doi chirurghi

Acest studiu numeric vine ca un pas suplimentar la studiile anterioare printr-o evoluție a complexității cazului numeric deoarece s-a păstrat studiul efectuat în subcapitolul 7.3 la care s-a adăugat pentru DFU condițiile la limită din studiu efectuat în subcapitolul 6.1.

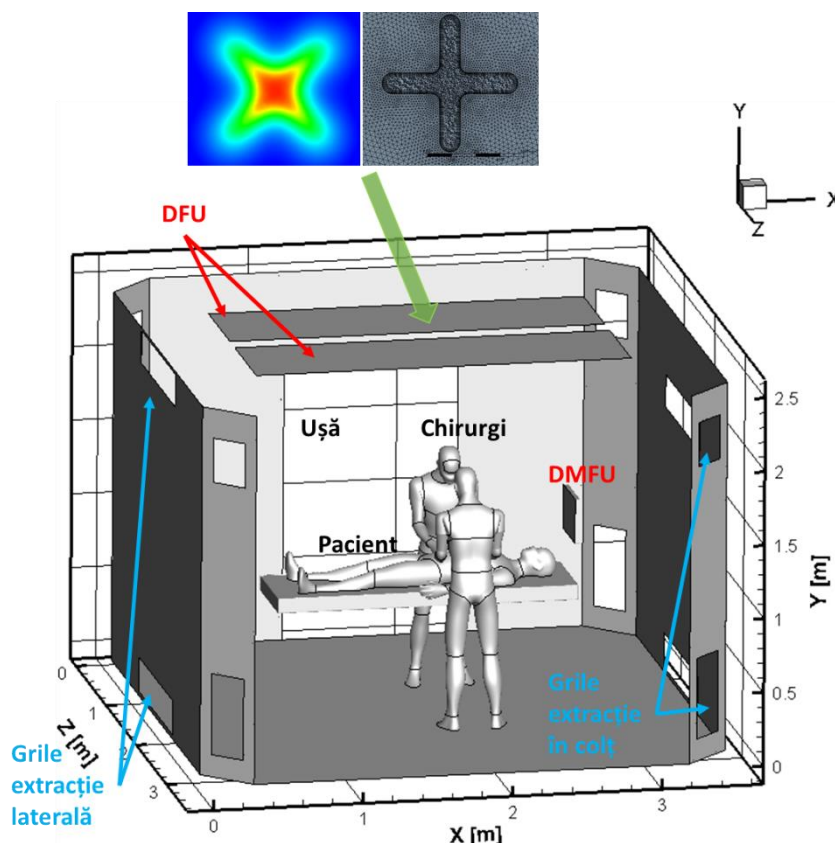


Figure 31: Vedere izometrică din studiul numeric în care sunt prezentate toate componentele acestuia

Astfel, în acest studiu numeric avem geometria cu pacient, chirurghi, difuzor de flux unidirecțional de la tavan la care s-au adăugat drept condiții la limită rezultatele obținute din studiul numeric cu grilele ce au geometrie în formă de „+” (cruce sau plus). În vederea realizării simulării a fost necesară corelare cât mai exactă a grilelor de calcul dintre cele două cazuri numerice aferente pentru ca numărul de noduri pe suprafața grilelor să fie egale sau cât mai apropiate. Obiectivul acestei abordări a fost implementarea cu succes a condițiilor la limită pe DFU pentru a reuși modelarea numerică, având scopul de a analiza curgerea provenită de la o grilă cu astfel de orificii.

Totodata, s-a mai putut observa o stratificare mai diferita a aerului introdus față de o condiție la limită unde aerul introdus este uniform distribuit pe toată suprafața grilei cu o viteză constantă, aspect ce este normal și ce se apropie de o situație reală de curgere dintr-o încăpere cu o astfel de grilă.

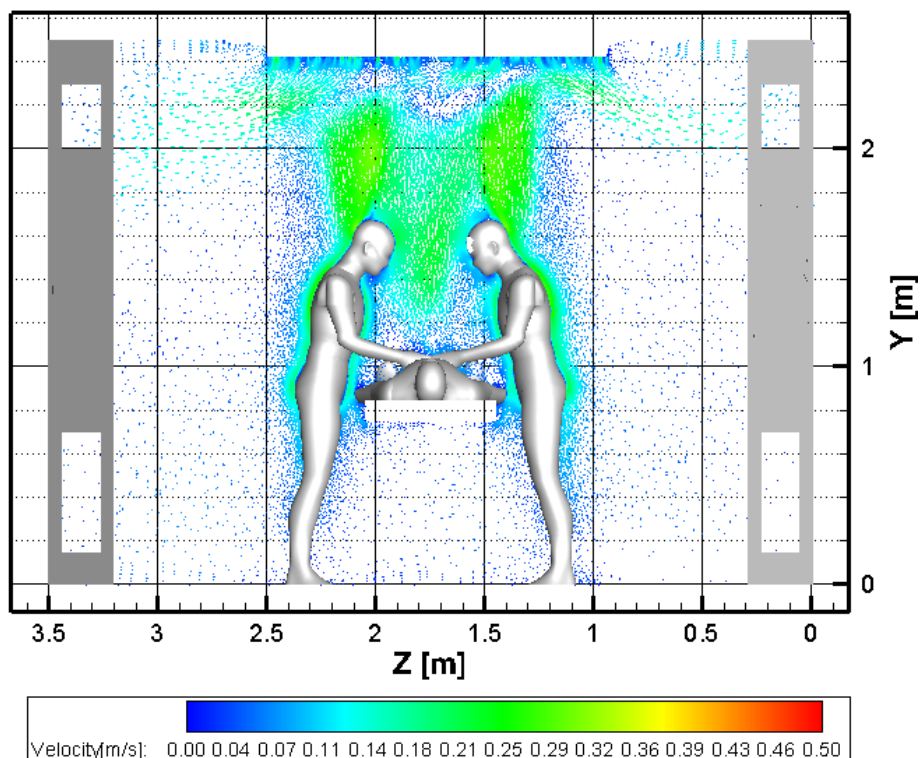


Figure 32: Câmpuri de viteze (vectori) în plan frontal, centrat pe chirurghi, din studiul numeric cu DFU, condiții la limită orificii tip „+”.

7.6. Studiul curgerii aerului din difuzorul de flux unidirecțional cu orificii tip „O” pentru cazul cu pacient, doi chirurghi

Acest studiu numeric este similar cu cel de la subcapitolul 7.5 și vine ca un pas suplimentar la studiile anterioare printr-o evoluție a complexității cazului numeric deoarece s-a păstrat studiul efectuat în subcapitolul 7.3 la care s-a adăugat pentru DFU condițiile la limită din studiu efectuat în subcapitolul 6.1.

Astfel, în acest studiu numeric avem tot geometria cu pacient, chirurghi, difuzor de flux unidirecțional de la tavan la care s-au adăugat drept condiții la limită rezultatele obținute din studiul numeric cu grilele ce au geometrie în formă de „O” (cerc). Și acel studiu numeric cu privire la orificii în formă de „O” a fost validat prin măsurători experimentale.

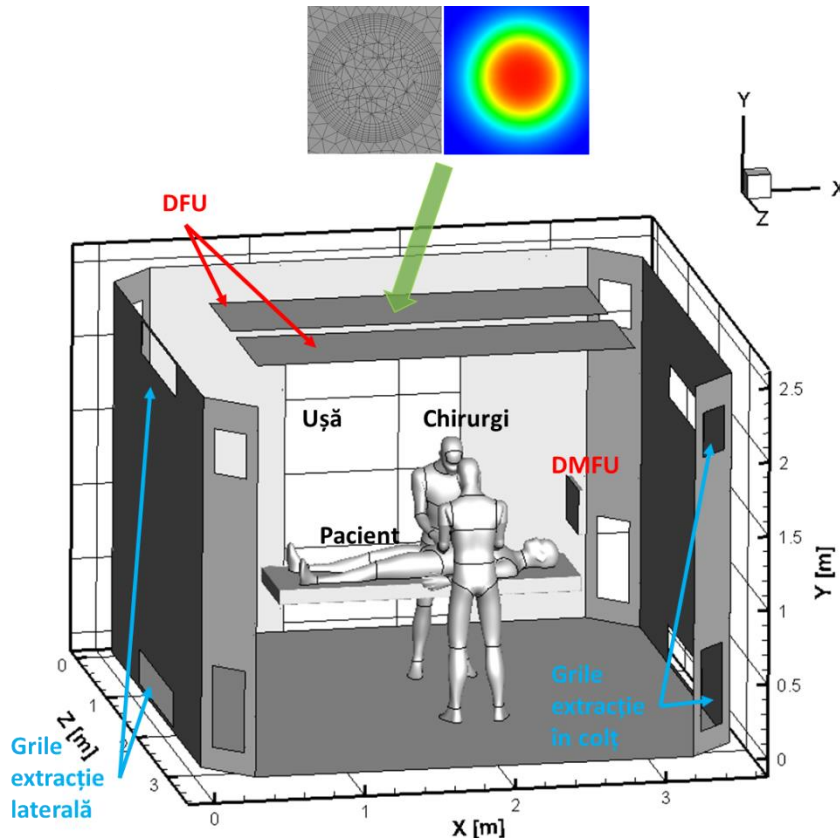


Figure 33: Vedere izometrică din studiul numeric în care sunt prezentate toate componentele acestuia

Obiectivul acestei abordări a fost implementarea cu succes a condițiilor la limită pe DFU pentru a reuși modelarea numerică, având scopul de a analiza curgerea provenită de la o grilă cu astfel de orificii.

Și în acest studiu, precum în cel anterior (subcap. 7.5), viteza rezultată la nivelul DFU nu a depășit 0.2 m/s, astfel rezultând aceeași observație, chiar dacă geometria perforațiilor de la grilă s-a schimbat. Totodată, se constată aceeași observație privind stratificarea diferită față de o condiție la limită cu viteză constant uniformă pe suprafața grilei de refulare.

Între cele două geometrii diferite implementate nu s-au putut observa, la nivel macro, stratificări diferite ale aerului prin încăpere.

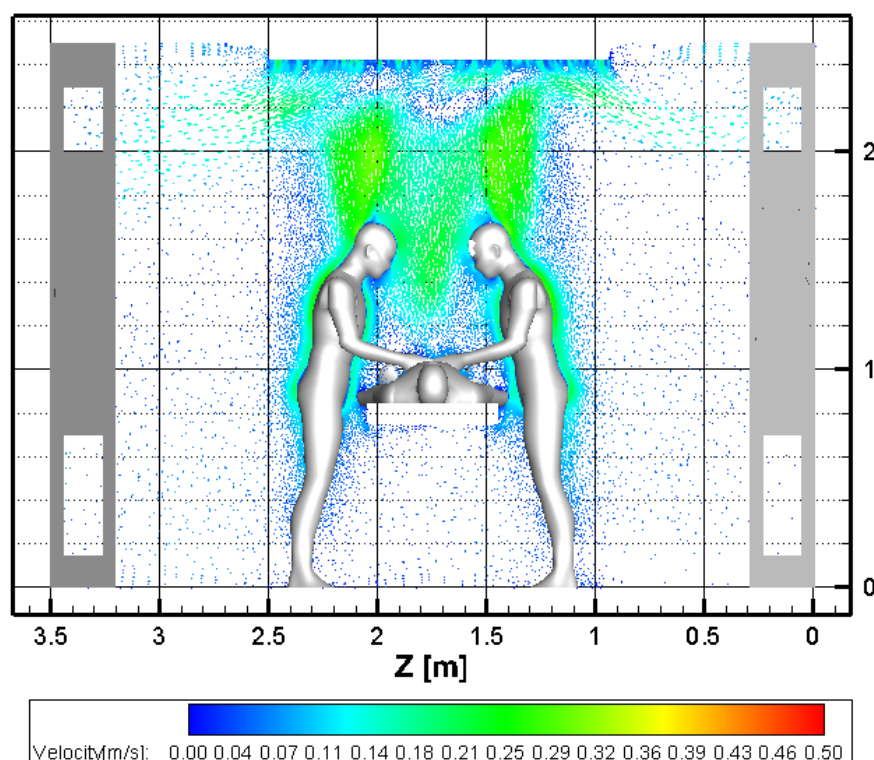


Figure 34: Câmpuri de viteze (vectori) în plan frontal, centrat pe chirurghi, din studiul numeric cu DFU, condiții la limita orificii tip „O”.

7.7. Studiul curgerii aerului din difuzorul de flux unidirecțional cu orificii tip „+” pentru cazul cu pacient, doi chirurghi și ventilare locală

Acest studiu numeric vine ca o continuare a studiului de la subcapitolul 7.5 prin adăugarea unui flux de aer și de la sistemul de ventilare mobil local (DMFU).

Fluxul de aer de la sistemul local DMFU are drept condiție la limită viteză constantă de 0.3 m/s pe toată suprafața grilei, pe când fluxul de aer de la DFU s-a pastrat cu condiția de orificii tip „+”. Scopul acestui subcapitol a fost integrarea cu succes al acestor abordări și analizarea curgerii de la cele două sisteme de ventilare pentru a vedea dacă se pot determina influențe între cele două sisteme și / sau diferențe față de subcap. 7.4.

7.8. Studiul curgerii aerului din difuzorul de flux unidirecțional cu orificii tip „O” pentru cazul cu pacient, doi chirurghi și ventilare locală

Acest studiu numeric vine ca o continuare a studiului de la subcapitolul 7.6 prin adăugarea unui flux de aer și de la sistemul de ventilare mobil local (DMFU).

Fluxul de aer de la sistemul local DMFU are drept condiție la limită viteză constantă de 0.3 m/s pe toată suprafața grilei, pe când fluxul de aer de la DFU s-a pastrat cu condiția de orificii tip

„O”. Scopul acestui subcapitol a fost similar precum în subcapitolul precedent, și anume integrarea cu succes al acestor abordări și analizarea curgerii de la cele două sisteme de ventilare pentru a vedea dacă se pot determina influențe între cele două sisteme și / sau diferențe față de subcap. 7.4.

7.9. Studiul de dispersie al aerosolilor, proveniți de la chirurghi, într-o sală de operație

Progresele înregistrate în dezvoltarea programelor de simulare numerică a curgerii fluidelor din ultimii ani au oferit o bază bună pentru o aprofundarea dinamicii curgerilor multifazice. În prezent există două abordări privind simularea numerică a curgerilor de tip multifazic: abordarea Euler-Lagrange și abordarea Euler-Euler.

Modelul de fază discretă Lagrangian din Ansys Fluent urmează abordarea Euler-Lagrange. Faza (starea) fluidă, în cazul acesta fiind aer, este tratată ca un mediu continuu prin rezolvarea ecuațiilor Navier-Stokes, în timp ce faza dispersată este rezolvată prin urmărirea unui număr mare de particule prin câmpul de curgere calculat. În modelul implementat în Fluent, faza dispersată poate schimba masă, impuls și energie cu faza fluidă.

În abordarea Euler-Euler, diferitele faze (de agregare) sunt tratate matematic ca două faze distincte care ocupă același volum. Deoarece volumul unei faze nu poate fi ocupat de celelalte faze, se introduce conceptul de fracție de volum. Aceste fracții de volum sunt presupuse a fi funcții continue ale spațiului și timpului, iar suma lor este egală cu 1. Ecuațiile de conservare pentru fiecare fază sunt derivate pentru a obține un set de ecuații care au o structură similară pentru toate fazele. Aceste ecuații sunt închise prin furnizarea de relații constitutive care sunt obținute din informațiile empirice sau, în cazul fluxurilor granulare, prin aplicarea teoriei cinetice.

În simularea numerică realizată în acest capitol, și care abordează problematica dispersiei aerosolilor generați de chirurghi într-o sală de operație, s-a utilizat modelul Discrete Phase (Fază Discretă). Acest model urmează abordarea Euler-Lagrange, faza discretă interacționând cu faza fluidă.

Avantajul acestei abordări este introducerea directă a forțelor susceptibile să joace un rol predominant în evoluția particulelor solide. Se utilizează ecuația de mișcare a particulei, aceasta fiind considerată un punct material. O presupunere fundamentală făcută în modelul Euler-Lagrangian din Ansys Fluent este aceea că cea de-a doua fază dispersată ocupă o fracție de volum mult mai mică decât faza fluidă, chiar și în situația în care debitul masic al fracției solide este mai mare decât al fazei fluide. Traectoriile particulelor sunt calculate individual la intervale specificate în timpul calculului fazei fluide. Particulele sunt considerate cu o formă sferică și având densitatea egală cu densitatea reală a particulelor de piele. Drept metode de simplificare a calculului, am considerat că particulele aderă la perete imediat ce îl ating și faptul că nu există interacțiuni între particule.

Setarea cazurilor numerice au reprezentat alegerea modelului de calcul Discrete Phase, cu opțiunea de Interacțiune cu Faza Continua (Interaction With Continuous Phase), privind modul de

interacțiune a particulelor cu fluidul din incapere (aerul refulat de la sistemul de ventilare), iar modul de urmarire al particulelor s-a considerat a fi particule instabile (Unsteady Particle Tracking).

Drept modele fizice aplicate în interacțiunea particulelor cu mediul ambiant, s-a ales Saffman Lift Force, Virtual Mass Force, Pressure Gradient Force, Stochastic Collision și Coalescence.

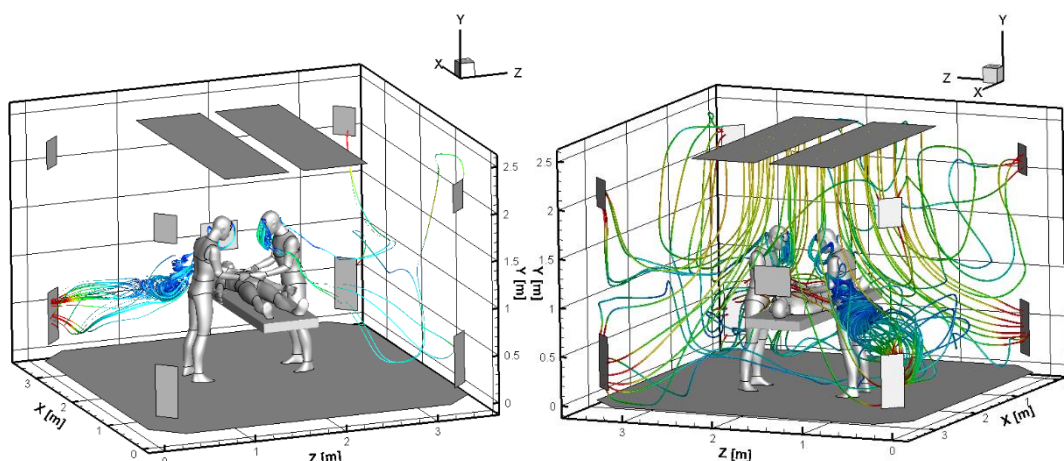


Figure 35: Vedere izometrică cu câmpuri de viteze (streamtraces) și particule din studiul numeric cu LAF și MLAF (la 60°) având viteza de 0.4 m/s

8. Contribuții personale

Contribuțiile personale ale autorului sunt prezentate, în ordine cronologică, în acest capitol.

O primă contribuție a fost realizarea unor sinteze din bibliografia vastă în domeniu, vastă deoarece aceasta cuprinde mai multe specialități ce la rândul lor se pot diviza în alte sub-specialități. Într-o scurtă enumerare putem preciza: strategii de distribuție a aerului în sălile de operații, distribuția aerosolilor în aceste încălzi, confortul termic al ocupanților, standarde și protocoale de măsură pentru acest tip de încălzi, modalități de cercetare a fenomenelor apărute în sălile de operații (tehnici experimentale, tehnici numerice, măsurări în teren), stadiul actual al cercetării în acest domeniu.

O altă contribuție personală o reprezintă realizarea modelului numeric de sală de operație cu ocupanți de formă umanoidă, doi chirurghi și un pacient, ce poate fi utilizat la implementarea mai multor studii de cercetare. Aceste studii pot include analiza mai multor strategii de ventilare, strategii uzual folosite în sălile de operație, analiza confortului termic a ocupanților sau analiza distribuției de particule generate din diverse surse. Totodată, este posibilă și adaptarea modelului numeric la studii similare. Este de menționat faptul că modelul numeric este realizat după configurația celei climatice din laboratorul de instalații de la Facultatea de Inginerie a Instalațiilor, iar astfel se poate realiza validarea acestui model numeric cu studiile experimentale ce se pot realiza în această celulă.

Altă contribuție personală reprezintă analiza transferului de căldură provenit prin convecție naturală (panașului termic) de la un subiect uman ce stă în picioare, înclinat sau culcat prin măsurări experimentale și studii numerice. Rezultatele acestor determinări experimentale au venit în validarea cazului numeric elaborat. Totodată, aceste rezultate sunt într-o bună coroborare cu studii similare din literatura de specialitate și pot prezenta repere în validarea viitoarelor studii din acest domeniu.

Determinările experimentale pentru grilele cu diferite orificii, atât din punct de vedere al specificațiilor tehnice cât și din punct de vedere al unei analize de confort, pot prezenta modele și repere pentru studierea în viitor a unor soluții pasive de îmbunătățire a confortului interior și a distribuției aerului interior, iar contribuția personală a autorului în acest domeniu este analiza realizată asupra unor sisteme cu diferite orificii din perspectiva celor două puncte de vedere precizate anterior.

Aceste studii cu privire la soluții pasive de îmbunătățirea confortului s-au extins, dar la scară mai redusă, la un studiu numeric pentru două tipuri de orificii (tip „O” și tip „+”). După analizarea rezultatelor obținute și validarea studiului numeric cu un studiu experimental, s-a trecut ulterior la implementarea orificiilor drept condiții la limită în cazuri numerice mai complexe ce includeau sistem de ventilare generală (DFU), sistem de ventilare locală (DMFU) și ocupanți (chirurghi și pacient).

Alte contribuții personale ale autorului reprezintă realizarea și implementarea unei soluții de ventilare locală în studiul numeric desfășurat, cât și realizarea a două cazuri numerice distincte:

- Pacient, sistem general de ventilare unidirecțional (DFU), sistem local de ventilare unidirecțional (DMFU);
- Pacient și chirurghi, poziție aplecată, sistem general de ventilare unidirecțional (DFU), sistem local de ventilare unidirecțional (DMFU).

Analiza acestor sisteme de ventilare din punct de vedere al gradientilor de viteză, al regiunilor de recirculare și, per ansamblu, al interacțiunii dintre ele la diferite viteze regăsite în practica curentă reprezintă o altă contribuție personală a autorului.

Realizarea unor cazuri numerice mai complexe prin implementarea, drept condiții la limită, a rezultatelor din cercetările privind orificiile studiate, cât și implementarea unor condiții la limită privind propagarea de aerosoli de la personalul medical și urmărirea dispersării lor în incintă reprezintă o altă contribuție personală a autorului.

O listă de lucrări cu tematica tezei, elaborate pe parcursul acesteia, se vor prezenta mai jos:

1. Laurențiu Tăcutu, Ilinca Năstase, Tiberiu Catalina – **A critical regard on Romanian regulations related to Indoor Environment Quality in Operating Rooms** – EENVIRO-YRC 2015 (<http://www.eenviro.ro>), București, România
2. Florin Bode, Laurențiu Tăcutu, Ilinca Năstase, Cristiana Croitoru - **Numerical and experimental study for the development of an advanced model of an operating room with surgeons and patient**– CIEM 2017 (<http://ciem2017.energ.pub.ro>), București, România
3. Laurențiu Tăcutu, Ilinca Năstase, Vlad Iordache, Tiberiu Catalina, Cristiana Verona Croitoru – **Real scale experimental study for performance evaluation of unidirectional air diffuser perforated panels** – EENVIRO 2017, (<http://www.eenviro.ro>), București, România

4. Laurențiu Tăcutu, Florin Bode, Ilinca Năstase, Angel Dogeanu, Cristiana Croitoru, Mihnea Sandu – **A numerical study of an operating room ventilation with a unidirectional flow ceiling, two surgeons and a patient**, Roomvent Conference 2018, (<https://roomventilation2018.org>), Espoo, Finland
5. Laurențiu Tăcutu, Ilinca Năstase, Florin Bode, Angel Dogeanu, Cristiana Croitoru, Mihnea Sandu, Mihai Gustiuc – **Investigations on the convective thermal plume around the head of the standing and lying human body**, Indoor Air Conference 2018, (https://www.isiaq.org/ia_2018_proceedings_page.php), Philadelphia, Pennsylvania, USA
6. Laurențiu Tăcutu, Ilinca Năstase, Florin Bode, Cristiana Croitoru, Angel Dogeanu, Mihnea Sandu – **Experimental and numerical investigation on the convective thermal plume around the head of the standing and lying human body**, EENVIRO 2018, (<http://www.eenviro.ro>), București, România
7. Laurențiu Tăcutu, Ilinca Năstase, Florin Bode, Cristiana Croitoru, Catalin Lungu – **Numerical models development for unidirectional air flow diffusers with lobed and circular orifices**, CLIMA 2019, (<https://www.rehva.eu/events/details/clima-2019>), București, România
8. Laurențiu Tăcutu, Ilinca Năstase, Florin Bode, Angel Dogeanu, Cristiana Croitoru – **Local and general ventilation system for an operating room with surgeons and patient**, CLIMA 2019, (<https://www.rehva.eu/events/details/clima-2019>), București, România
9. Laurențiu Tăcutu, Ilinca Năstase, Florin Bode – **Operating room ventilation with laminar air flow ceiling and a local laminar air flow system near the operating table for the patient**, IOP Conference Series: Materials Science and Engineering 2019, (<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1757-899X/609/3/032014>)
10. Laurențiu Tăcutu, Ilinca Năstase, Florin Bode, Angel Dogeanu, Cristiana Croitoru - **Interaction between a local and a general ventilation system for an operating room with patient** – CIEM 2019 (<http://ciem2019.energ.pub.ro>), București, România
11. Laurențiu Tăcutu, Florin Bode, Ilinca Năstase, Cristiana Croitoru, Angel Dogeanu - **Experimental and numerical study on the thermal plumes of a standing and lying human in an operating room** – Science and Technology for the Built Environment 2022 (<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/23744731.2021.1963133>)

9. Analiză și concluzii

Studiile elaborate și prezentate în această teză fac referire la stadiul cercetărilor actuale și la abordările existente, cât și la viitoare direcții ce pot fi urmate pentru aprofundare.

Dacă am realiza o delimitare generală, aceste studii de cercetare au încercat să acopere cele două mari direcții de cercetare și interes pe acest domeniu, respectiv:

- distribuția aerului într-o sală de operație sau o incintă cu necesități similare și sistem de ventilare similar;
- confortul termic al ocupanților.

Ambele direcții au implicații directe asupra sănătății ocupanților, iar dezvoltarea unor soluții pentru doleanțele acestor incinte pot avea consecințe directe și către celelalte tipologii de „camere curate” ce se regăsesc în diferite domenii . Primordial, aceste cercetări au dus către studiul distribuției aerului în astfel de incinte.

Se poate concluziona, ca urmare a acestor studii de cercetare coroborate cu altele efectuate anterior, că panașul termic provenit de oameni (conform acestor cercetări) sau de la alte surse (în studii similare) poate perturba grav circulația aerului în incinta respectivă, mai ales în cazul sistemelor de ventilare cu refularea aerului la viteze mici (precum un sistem unidirecțional). Din această perspectivă ar trebui ca la conceperea strategiilor de ventilare și proiectarea instalațiilor

aferente să se țină cont de amplasarea și dotarea cu echipamente a respectivei incinte, numărul ocupanților, cât și scenarii de funcționare privind activitățile desfășurate în incintă.

În acest studiu s-a arătat că panașul provenit de la o persoană ce stă în picioare, depășește viteze de 0.2 m/s și poate ajunge la viteze de 0.4 – 0.5 m/s, cât și la înălțimi considerabile. Studiile au corespunde pentru o intensitate medie (110-130W) de activitate și un corp semi

Evident, studiul nu se poate aplica pe toate cazurile, acestui studiu poate corespunde unei persoane cu o intensitate medie (110-130W) de activitate și ce ar avea un corpul semi-îmbrăcat, fără îmbrăcăminte la partea superioară sau foarte lejeră. Un alt aspect rezultat din aceste studii și validat cu alte studii similare este faptul că panașul termic de la un persoană ce stă întinsă este este mult mai mic (ca viteze și înălțimi).

O altă concluzie rezultată din studiile elaborate în această teză, validate cu alte studii în domeniu, este referitoare la câmpurile de recirculare ai vectorilor de viteză ce se formează după amplasarea unui corp solid în curgerea unui fluid. În aceste studii s-au observat aceste recirculări la introducerea diferitelor părți ale chirurgului (corp, mâini) în fluxul de aer unidirecțional și creșterea lor ca regiune odată cu creșterea vitezei fluxului de aer.

10. Perspective pe termen mediu și lung

Există o multitudine de scenarii și parametri ce pot fi studiați în vederea cercetării microclimatului în sălile de operație iar acest lucru se datorează complexității acestora medii. Din literatura de specialitate și din cadrul acestor studii se pot observa direcții clare de cercetare ce pot fi studiate, limitările fiind doar în termeni de tehnică, atât din punct de vedere experimental cât și din punct de vedere al puterii de calcul.

În mare, putem exprima că există două direcții de cercetare corespunzătoare acestor spații, una este referitor metode de distribuție a aerului în interior (cu efect direct asupra dispersiei aerosolilor interiori, a sănătății personalului medical și a pacientului, cât și a confortului termic), iar a doua direcție este referitoare la confortul termic al cadrelor medicale și al pacientului (cu efect direct asupra sănătății ocupanților).

Studii viitoare pot include analize experimentale detaliate din punct de vedere al confortului termic, incluzând și diferite geometrii de orificii, precum cele 8 tipuri prezentate în această cercetare. Aceste studii pot fi coroborarea cu studii numerice, tip CFD, în vederea dezvoltării spectrului de cercetare și a corelării rezultatelor dintre cele două abordări. Acest studiu poate fi realizat cu ajutorul unor manechini termici sau cu ajutorul unor subiecții umani iar în ambele cazuri există o multitudine de scenarii posibile, ce pot varia de la poziția acestora, numărul lor, gradul de îmbrăcăminte utilizată, gradul de efort depus, variații de parametri precum debite / temperaturi

/ umiditate. Privind confortul termic din aceste incinte, un parametru foarte important atât pentru pacient cât și pentru cadrele medicale, încă există multe necunoscute și multe probleme în practica curentă. Acest parametru este deseori ignorat, ne ținându-se cont de el la implementarea soluțiilor tehnice ce țin de aceste spații (instalații de ventilare și climatizare, de iluminat, șamd).

Tot ca studii de viitor ar trebui cercetare mai în detaliu diferite scenarii de ventilare, îmbinând soluții de ventilare locală cu soluțiile de ventilare generală, influența reciprocă a acestor sisteme și cum pot îmbunătăți gradul de curățenie, fie local, fie general, și/sau confortul termic. Totodată, nou trend la implementarea instalațiilor de ventilare din aceste incinte încearcă să meargă cât mai mult pe principiul transportului (particulelor) și nu pe cel al diluției (particulelor prin debite mari de aer). Momentan, majoritatea studiilor numerice s-au realizat în condiții statice, deoarece complexitatea calculelor este foarte ridicată pentru a încerca simularea unor astfel de condiții iar sigurele studii dinamice, ce s-ar putea spune că ar fi mai apropiate de situația reală ce se regăsește pe timpul unor astfel de proceduri, ar fi câteva măsurări in-situ. Majoritatea măsurărilor in-situ au fost pentru determinarea numărului de particule ce s-au așezat pe diferite suprafețe din sala de operație, dar deseori poate nici în vecinătate plăgii deschise. Deoarece prelevarea de mostre (din aer, de pe suprafețe) în imediata vecinătate a plăgii deschise ar necesita multă implicare și o bună colaborare cu toți factorii decizionali, lucru greu de realizat, studiile deja efectuate cu măsurări in-situ ar trebui coroborate cu studii numerice robuste și cu scenarii similare realizate în laboratoare de cercetare sau chiar în săli de operații reale (daca s-ar permite).

11. Bibliografie

1. Faria, M.A., *Neolithic trepanation decoded- A unifying hypothesis: Has the mystery as to why primitive surgeons performed cranial surgery been solved?* Surgical neurology international, 2015. **6**: p. 72-72.
2. Prioreschi, P., *A History of Medicine: Primitive and ancient medicine*. 1996.
3. Berríos-Torres, S.I., et al., *Centers for Disease Control and Prevention Guideline for the Prevention of Surgical Site Infection, 2017*. JAMA Surgery, 2017. **152**(8): p. 784-791.
4. National Healthcare Safety Network and C.f.D.C.a. Prevention, *Surgical site infection (SSI) even*. 2017.
5. Whyte, W., *Cleanroom Technology Fundamentals of Design, Testing and Operation*. 2001, England: John Wiley & Sons Ltd.
6. World Health Organization, W.H.O., *Guidelines for Safe Surgery 2009: Safe Surgery Saves Lives*. 2009: Geneva.
7. European Centre for Disease Prevention and Control, E., *Healthcare-associated infections: surgical site infections - Annual Epidemiological Report for 2017*. 2019.
8. Bratzler, D.W. and D.R. Hunt, *The surgical infection prevention and surgical care improvement projects: national initiatives to improve outcomes for patients having surgery*. Clin Infect Dis, 2006. **43**(3): p. 322-30.
9. *National Nosocomial Infections Surveillance (NNIS) System Report, data summary from January 1992 through June 2004, issued October 2004*. Am J Infect Control, 2004. **32**(8): p. 470-85.
10. Mu, Y., et al., *Improving risk-adjusted measures of surgical site infection for the national healthcare safety network*. Infect Control Hosp Epidemiol, 2011. **32**(10): p. 970-86.

11. Sadrizadeh, S., et al., *Influence of staff number and internal constellation on surgical site infection in an operating room*. Particuology, 2014. **13**: p. 42-51.
12. Zoon, W.A.C., M.G.L.C. Loomans, and J.L.M. Hensen, *Testing the effectiveness of operating room ventilation with regard to removal of airborne bacteria*. Building and Environment, 2011. **46**(12): p. 2570-2577.
13. Bashaw, M. and K. Keister, *Perioperative Strategies for Surgical Site Infection Prevention*. AORN Journal, 2019. **109**: p. 68-78.
14. Anderson, D.J., et al., *Strategies to prevent surgical site infections in acute care hospitals: 2014 update*. Infect Control Hosp Epidemiol, 2014. **35**(6): p. 605-27.
15. McKibben, L., et al., *Guidance on public reporting of healthcare-associated infections: recommendations of the Healthcare Infection Control Practices Advisory Committee*. Am J Infect Control, 2005. **33**(4): p. 217-26.
16. Engemann, J.J., et al., *Adverse clinical and economic outcomes attributable to methicillin resistance among patients with Staphylococcus aureus surgical site infection*. Clin Infect Dis, 2003. **36**(5): p. 592-8.
17. Anderson, D.J., et al., *Underresourced hospital infection control and prevention programs: penny wise, pound foolish?* Infect Control Hosp Epidemiol, 2007. **28**(7): p. 767-73.
18. Stone, P.W., D. Braccia, and E. Larson, *Systematic review of economic analyses of health care-associated infections*. Am J Infect Control, 2005. **33**(9): p. 501-9.
19. Centers for Disease Control and Prevention, C., *The Direct Medical Costs of Healthcare-Associated Infections in U.S. Hospitals and the Benefits of Prevention* 2009.
20. Umscheid, C.A., et al., *Estimating the proportion of healthcare-associated infections that are reasonably preventable and the related mortality and costs*. Infect Control Hosp Epidemiol, 2011. **32**(2): p. 101-14.
21. Bozic, K.J. and M.D. Ries, *The impact of infection after total hip arthroplasty on hospital and surgeon resource utilization*. J Bone Joint Surg Am, 2005. **87**(8): p. 1746-51.
22. Kurtz, S.M., et al., *Economic burden of periprosthetic joint infection in the United States*. J Arthroplasty, 2012. **27**(8 Suppl): p. 61-5.e1.
23. Chandel, N.S. and G.R.S. Budinger, *The good and the bad of antibiotics*. Science translational medicine, 2013. **5**(192): p. 192fs25-192fs25.
24. Ventola, C.L., *The antibiotic resistance crisis: part 1: causes and threats*. P & T : a peer-reviewed journal for formulary management, 2015. **40**(4): p. 277-283.
25. Dharan, S. and D. Pittet, *Environmental controls in operating theatres*. J Hosp Infect, 2002. **51**(2): p. 79-84.
26. Hubble, M.J., et al., *Clothing in laminar-flow operating theatres*. J Hosp Infect, 1996. **32**(1): p. 1-7.
27. Mangram, A.J., et al., *Guideline for Prevention of Surgical Site Infection, 1999*. Centers for Disease Control and Prevention (CDC) Hospital Infection Control Practices Advisory Committee. Am J Infect Control, 1999. **27**(2): p. 97-132; quiz 133-4; discussion 96.
28. Spagnolo, A.M., et al., *Operating theatre quality and prevention of surgical site infections*. J Prev Med Hyg, 2013. **54**(3): p. 131-7.
29. Ljungqvist, B. and B. Reinmüller, *Some observations on air movements in clean rooms with unidirectional air flow*. Particulate science and technology, 1993. **11**(3-4): p. 165-173.
30. Ahl, T., et al., *Air contamination during hip and knee arthroplasties. Horizontal laminar flow randomized vs. conventional ventilation*. Acta Orthop Scand, 1995. **66**(1): p. 17-20.
31. Taylor, G.J. and G.C. Bannister, *Infection and interposition between ultraclean air source and wound*. J Bone Joint Surg Br, 1993. **75**(3): p. 503-4.
32. Ljungqvist, B. and B. Reinmuller, *Clean Room Design : Minimizing Contamination Through Proper Design*. 1996: CRC Press.
33. Yang C., Yang X., and Zhao B., *The ventilation needed to control thermal plume and particle dispersion from manikins in a unidirectional ventilated protective isolation room*. Building Simulation, 2015. **8**(5): p. 551-565.
34. Clark R.P. and Edholm O.G., *Man and his thermal environment*. 1985, London: E. Arnold.

35. Bischoff, P., et al., *Effect of laminar airflow ventilation on surgical site infections: a systematic review and meta-analysis*. Lancet Infect Dis, 2017. **17**(5): p. 553-561.
36. S.M. McHugh, A.D.K.H., H. Humphreys, *Laminar airflow and the prevention of surgical site infection. More harm than good? the surgeon*, 2015. **13**: p. 52-58.
37. Yang, L., et al., *Risk factors for hypothermia in patients under general anesthesia: Is there a drawback of laminar airflow operating rooms? A prospective cohort study*. Int J Surg, 2015. **21**: p. 14-7.
38. 209, I.T., *ISO 14644: Cleanrooms and associated controlled environments, in Part 1 - Classification of air cleanliness by particle concentration* 2015, International Organization for Standardization.
39. Holbrook, D., *Controlling contamination: the origins of clean room technology*. History and Technology, 2010: p. 173-191.
40. Australia, C.o.S., *Australian Standard - Cleanrooms and clean workstations*, in AS 1386. 1989.
41. Standard, B., *Environmental cleanliness in enclosed spaces*, in BS 5295. 1989.
42. Normung, D.I.f., *Raumluftechnik - Teil 4: Raumluftechnische Anlagen in Gebäuden und Räumen des Gesundheitswesens in DIN 1946-4:2008-12*. 2008.
43. Taylor P., F.R.J., Luther M.B., *Energy and thermal comfort in a rammed earth office building*. Energy and Buildings, 2008. **40**: p. 793–800.
44. Wagner A., G.E., Moosman C., Gropp Th., Leonhart R., *Thermal comfort and workplace occupant satisfaction—results of field studies in German low energy office buildings*. Energy and Buildings, 2007. **39**: p. 758–769.
45. Alison G. Kwok, N.B.R., *Addressing climate change in comfort standards*. Building and Environment, 2010. **45**: p. 18-22.
46. ASHRAE, A.S.o.H.R.a.A.C.E.-. *Thermal Environmental Conditions for Human Occupancy*, in ANSI/ASHRAE Standard 55. 2004, ASHRAE.
47. Benzinger, T.H., *The Physiological Basis for Thermal Comfort*, in *First International Indoor Climate Symposium*, E.P.O.F.a.O.V.C.D.B.R. Institute, Editor. 1979: Copenhagen. p. 441-476.
48. Noel Djongyang, R.T., Donatien Njomo, *Thermal comfort: A review paper*. Renewable and Sustainable Energy Reviews, 2010. **14**: p. 2626–2640.
49. Fanger, P.O., *Calculation of Thermal Comfort: Introduction of a Basic Comfort Equation*. ASHRAE Transactions, 1967. **73**(2): p. III4.1-III4.20.
50. Fanger, P.O., *Thermal comfort: analysis and applications in environmental engineering*. 1972: New York, McGraw-Hill.
51. Gagge, A.P. *Rational temperature indices of man's thermal environment and their use with a 2-node model of his temperature regulation*. in *Federation Proceedings*. 1973.
52. Adolf Pharo Gagge, A.P.F., L.G. Berglund, *A standard predictive index of human response to the thermal environment*. 1986, ASHRAE Transactions: Atlanta, GA. p. 709-731.
53. Gagge, A.P., *The Linearity Criterion as Applied to Partitional Calorimetry*. American Journal of Physiology -- Legacy Content, 1936. **116**(3): p. 656-668.
54. Hensen, J.L.M., *ON THE THERMAL INTERACTION OF BUILDING STRUCTURE AND HEATING AND VENTILATING SYSTEM*. 1991, Technical University of Eindhoven.
55. Fanger, P.O., *Thermal comfort, analysis and application in environmental engineering*, D.T. Press, Editor. 1970: Copenhagen.
56. Walter Bosschaerts, R.W., Bart Janssens, Karim Limam, *AIR CONDITIONING IN HIGH CARE FACILITIES FOR IMMUNOSUPPRESSED AND IMMUNO-COMPROMISED PATIENTS*, in *Roomvent* 2011. 2011.
57. M A Melhado, J.L.M.H., M Loomans, *REVIEW OF VENTILATION SYSTEMS IN OPERATING ROOMS IN VIEW OF INFECTION CONTROL*. 3rd International Built a. Human Environment Research Week, 2006: p. 478-487.
58. Salvati, E.A., R.P. Robinson, S.M. Zeno, B.L. Koslin, B.D. Brause, P.D. Wilson, *Infection rates after 3175 total hip and total knee replacements performed with and without a horizontal unidirectional filtered airflow system*. Journal of Bone and Joint Surgery, 1982. **64A**(4): p. 525-535.

59. John Swift, E.A., Berry Millard, Thomas M. Lawrence. *Air Distribution Strategy Impact on Operating Room Infection Control*. in *Clima 2007 WellBeing Indoors*. 2007.
60. Memarzadeh, F., A. Manning, *Comparison of operating room ventilation systems in the protection of the surgical site*. ASHRAE Transactions, 2002. **108**(2): p. 4-9.
61. Thool, S.B. and S.L. Sinha, *Modeling and Investigation of Vertical Laminar Airflow with Perimeter Air Curtain Ventilation System in Surgical Site of Hospital Using Computational Fluid Dynamics*. International Journal of Scientific & Engineering Research, 2014. **5**(5): p. 781-788.
62. Gerald Cook, D.I.-H., *Air Motion Control In the Hospital Operating Room*. ASHRAE Journal, 2009: p. 30-36.
63. Int-Hout, D., *Air Distribution in the OR*. ASHRAE Journal, 2013: p. 138-140.
64. Lewis, J.R., *Operating Room Air Distribution Effectiveness*. ASHRAE Transactions, 1993. **99**(2): p. 1191-1200.
65. Hansen, D., et al., *Laminar air flow provides high air quality in the operating field even during real operating conditions, but personal protection seems to be necessary in operations with tissue combustion*. International Journal of Hygiene and Environmental Health, 2005. **208**(6): p. 455-460.
66. Magda Diab-Elschahawi, J.B., Alexander Blacky, Oliver Kimberger, Ruken Oguz, Ruediger Kuelpmann, Axel Kramer, Ojan Assadian, *Impact of different-sized laminar airflow versus no laminar air flow on bacterial counts in the operating room during orthopedic surgery*. Association for Professionals in Infection Control and Epidemiology, 2011. **39**.
67. Nastase, I., *Strategii performante pentru creșterea calității ambientale în sălile de operație (EQUATOR)*, in *PROGRAM PN-II-PT-PCCA-2011: PARTENERIATE IN DOMENII PRIORITARE*. 2016: UTCB.
68. Bivolarova, M.P., et al., *Bed-integrated local exhaust ventilation system combined with local air cleaning for improved IAQ in hospital patient rooms*. Building and Environment, 2016. **100**: p. 10-18.
69. Bivolarova Mariya Petrova, Kehayova Nushka, and Melikov Arsen Krikor, *Energy Saving by Novel Bed-Integrated Local Exhaust Ventilation*. Proceedings of the 5th International Conference on Human-Environment System, 2016.
70. Kehayova Nushka, Bolashikov Zhecho Dimitrov, and Melikov Arsen Krikor, *Subjective Evaluation of the Microenvironment Generated by a Hospital Bed with Localized Ventilation System*. Indoor Air 2016, 2016. **651**.
71. A/S, D.D. *Particle Image Velocimetry (PIV)*. 2017; Available from: <https://www.dantecdynamics.com/particle-image-velocimetry>.
72. Gagge, A.P., J.A.J. Stolwijk, and Y. Nishi, *An effective temperature scale based on a simple model of human physiological regulatory response*. ASHRAE Transactions, 1970. **77**(1): p. 247-262.
73. Gagge, A.P., J.A.J. Stolwijk, and J.D. Hardy, *Comfort and thermal sensations and associated physiological responses at various ambient temperatures*. Environmental Research, 1967. **1**(1): p. 1-20.
74. Angel, M., Dogeanu, *Cercetări privind realizarea unor proceduri performante de evaluare și clasificare a microclimatului interior*, in *Sisteme Termo-Hidraulice și pentru Protecția Atmosferei*. 2015, Facultatea de Inginerie a Instalațiilor: UTCB-FII.
75. Constantinescu V.N., Danailă S., and G. S., *Dinamica Fluidelor in Regim Turbulent*. 2008.
76. Batchelor G.K., *An Introduction to Fluid Dynamics*. 1967.
77. Spalding D.B., *Combustion and Mass Transfer*,. 1979.
78. Anderson D.A., Tannehill J.C., and Flether R.H., *Computational fluid mechanics and heat transfer*. 1984.
79. JELLE LOOGMAN and I.D. VISSER, *A local ventilation system for the operating theatre*. REHVA Journal, 2015(August 2015).
80. C. Pasquarella , G.E.S., S. Ferretti, E. Sacconi, M. Fanti, U. Moscato, G. Giannetti, S. Fornia, P. Cortellini, P. Vitali, C. Signorelli, *A mobile laminar airflow unit to reduce air bacterial contamination at surgical area in a conventionally ventilated operating theatre*. Journal of Hospital Infection, 2007: p. 313-319.

81. D. Sossai, G.D., F. Sanguineti, F. Franchin, *Mobile laminar air flow screen for additional operating room ventilation: reduction of intraoperative bacterial contamination during total knee arthroplasty*. Journal of Orthopaedics and Traumatology, 2011: p. 207-211.
82. Friberg, S., et al., *The addition of a mobile ultra-clean exponential laminar airflow screen to conventional operating room ventilation reduces bacterial contamination to operating box levels*. Vol. 55. 2003. 92-7.
83. Sadrizadeh, S. and S. Holmberg, *Effect of a mobile LAF screen on particle distribution in an operating room*. 2014. 772-776.