

# **CONTRIBUȚII PRIVIND IMPLEMENTAREA INVESTIGAȚIEI TERMOGRAFICE ÎN CERCETAREA DIN DOMENIUL TEHNIC ȘI MEDICAL**

Teză destinată obținerii  
titlului științific de doctor  
la  
Universitatea "Politehnica" din Timișoara  
în domeniul INGINERIE MECANICĂ  
de către

**Fiz.med. Mihaela Amarandei**

Conducător științific:  
Referenți științifici:

prof.univ.dr.Ioan Nicoară  
prof.univ.dr.ing. Andrea Corvi  
conf.univ.dr. Jenel-Marian Pătrașcu  
conf.univ.dr.ing. Corina Gruescu

Ziua susținerii tezei: 22.05.2013

Seriile Teze de doctorat ale UPT sunt:

- |                        |   |
|------------------------|---|
| 1. Automatică          | 7. Inginerie Electronică și Telecomunicații |
| 2. Chimie              | 8. Inginerie Industrială                    |
| 3. Energetică          | 9. Inginerie Mecanică                       |
| 4. Ingineria Chimică   | 10. Știința Calculatoarelor                 |
| 5. Inginerie Civilă    | 11. Știința și Ingineria Materialelor       |
| 6. Inginerie Electrică |   |

Universitatea „Politehnica” din Timișoara a inițiat seriile de mai sus în scopul diseminării expertizei, cunoștințelor și rezultatelor cercetărilor întreprinse în cadrul școlii doctorale a universității. Seriile conțin, potrivit H.B.Ex.S Nr. 14 / 14.07.2006, tezele de doctorat susținute în universitate începând cu 1 octombrie 2006.

Copyright © Editura Politehnica – Timișoara, 2013

Această publicație este supusă prevederilor legii dreptului de autor. Multiplicarea acestei publicații, în mod integral sau în parte, traducerea, tipărirea, reutilizarea ilustrațiilor, expunerea, radiodifuzarea, reproducerea pe microfilme sau în orice altă formă este permisă numai cu respectarea prevederilor Legii române a dreptului de autor în vigoare și permisiunea pentru utilizare obținută în scris din partea Universității „Politehnica” din Timișoara. Toate încălcările acestor drepturi vor fi penalizate potrivit Legii române a drepturilor de autor.

România, 300159 Timișoara, Bd. Republicii 9,  
tel. 0256 403823, fax. 0256 403221  
e-mail: editura@edipol.upt.ro

## Cuvânt înainte

Teza de doctorat a fost elaborată pe parcursul activității mele prin programului de burse doctorale POSDRU/88/1,5/S/50783, Proiect ID50783 (2009) (Teza de doctorat a fost realizată cu sprijin parțial din grandul strategic POSDRU/88/1,5/S/50783, Proiect ID50783 (2009), cofinanțat din Fondul Social European „Investește în oameni”, în cadrul Programului Operațional Sectorial Dezvoltare Resurse Umane 2007-2013.), în cadrul Departamentelor de Mecatronică, respectiv Mecanică și Rezistența Materialelor (MRM) de la Universitatea „Politehnica” din Timișoara.

Mulțumiri deosebite se cuvin conducătorului de doctorat Domnul Prof.dr.ing. Ioan NICOARĂ care mi-a îndrumat pașii spre a realiza cu succes această teză de doctorat, cu un vădit caracter interdisciplinar, care reunește prin conexiuni impuse de necesitate, discipline diverse, printre care inginerie mecanică, anatomie umană, matematică, fizică, proiectare ABAQUS și altele.

Doresc să-mi exprin profunda recunoștință Domnului Prof.dr.ing. Liviu MARȘAVINA fără de care părțile experimentale ale acestei teze de doctorat ar fi fost imposibil de realizat. Domnul profesor mi-a oferit cu generozitate și profesionalism mult sprijin și sfaturi prețioase pentru a finaliza corect partea experimentală a tezei.

Sunt recunoscătoare conducerii și membrilor Departamentului de Mecanică și Rezistența Materialelor, condus în trecut de Domnul Prof.dr.ing. Nicolae FAUR, actual de către Șef.lucr.dr.ing. Mihai HLUȘCU, pentru asigurarea condițiilor optime de lucru în cadrul departamentului, a accesului în laborator, dar și pentru încurajările pe tot parcursul acestor ani.

Aduc mulțumiri Domnului Prof.dr.ing. Andrea CORVI fără de care stagiul de cercetare în Firenze, Italia nu ar fi avut loc.

Mulțumiri deosebite Doamnei Conf.dr.ing. Corina GRUESCU, care a fost alături de mine din prima zi de doctorat, m-a îndrumat, sfătuit și încurajat pe durata întregului stagiul doctoral.

Mulțumiri Domnului doctor Conf.univ. Florin BÎRSĂȘTEANU și Domnului doctor Conf.univ. Jenel-Marian PĂTRAȘCU care au fost alături de mine și m-au ajutat cu profesionalism pe tot parcursul stagiului de doctorat.

Odată cu finalizarea tezei de doctorat, doresc să mulțumesc tuturor celor care m-au sprijinit și îndrumat pe întreaga perioadă a ciclului de pregătire și elaborare a tezei de doctorat. În mod special, le mulțumesc colegilor din cadrul Departamentului MRM și Doamnei Drd.Ing. Karla KUN, care a fost alături de mine pe tot parcursul stagiului de pregătire și apoi de finalizare a tezei.

Nu în ultimul rând, doresc să mulțumesc din toată inima familiei mele, special mamei și tatei, care neconținut mi-au acordat sprijin financiar, moral și spiritual, susținut, înțeleș și încurajat mereu.

Timișoara, mai 2013

Mihaela Amaranđei

Domnul Prof.dr.ing. Liviu Marșavina, cu multă recunoștință.

Teza de doctorat a fost realizată cu sprijin parțial din grandul strategic POSDRU/88/1,5/S/50783, Proiect ID50783 (2009), cofinanțat din Fondul Social European „Investește în oameni”, în cadrul Programului Operațional Sectorial Dezvoltare Resurse Umane 2007-2013.

Amarandei, Mihaela

**CONTRIBUȚII PRIVIND IMPLEMENTAREA  
INVESTIGAȚIILOR TERMOGRAFICE ÎN CERCETAREA DIN  
DOMENIUL MEDICAL ȘI TEHNIC**

Teze de doctorat ale UPT, Seria 9, Nr. 138, Editura Politehnica, 2013, 164 pagini, 124 figuri, 21 tabele.

ISSN:1842-4937

ISBN:978-606-554-670-7

Cuvinte cheie: termografie, termograf, FLIR, fotopolimerizare, stomatologie, medical, industrie, NECURON, câmp termic, simulare câmp termic, LIA, PMMA, MMA, tracțiune, Kathrein

Rezumat,

Scopul major al prezentei teze este extinderea aplicațiilor termografiei în domeniul cercetării proceselor fizice sau/și chimice, respectiv extinderea utilizării sale de la domeniul macro la domeniul micro. La nivel macroscopic, termografia translatează imaginea termică în domeniul vizibil sau înlătură inconveniente cum ar fi absența luminii pe timp de nopate sau caracterul opac în vizibil al unor compuși chimici. La nivel microscopic, imaginea termografică își pierde semnificația tradițională de copie a formei și culorii obiectelor dintr-o scenă și devine un instrument de cercetare a stărilor fizice sau chimice în diverse procese, aplicația tehnică intrând în domeniul non-imaging.



## CUPRINS

<b>LISTA DE FIGURI .....</b>	<b>7</b>
<b>LISTA DE TABELE .....</b>	<b>12</b>
<b>1. INTRODUCERE.....</b>	<b>13</b>
<b>2. STADIUL ACTUAL PRIVIND UTILIZAREA TERMOGRAFIEI .....</b>	<b>17</b>
2.1. Radiația electromagnetică.....	17
2.2. Procese fizice care stau la baza interacțiunii radiației electromagnetice cu structurile materiale .....	22
2.3. Mărimi și unități de măsură radiometrice .....	25
2.4. Coeficienți radiometrici.....	32
2.5. Legile de radiație ale corpului negru.....	36
2.6. Radiația termică .....	39
2.7. Echipamente termografice .....	42
2.7.1. Generalități .....	42
2.7.2. Caracteristici ale termografelor pentru diferite domenii de utilizare.....	47
2.7.3. Termograful FLIR A40M .....	52
2.7.4. Funcționarea aparatului de termografie.....	54
2.8. Aplicații ale termografiei în diverse domenii .....	58
2.9. Concluzii.....	67
<b>3. CERCETĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND APLICAREA TERMOGRAFIEI ÎN PROBLEMATICI MEDICALE.....</b>	<b>69</b>
3.1. Considerații generale .....	69
3.2. Studiul termografic al fotopolimerizării plombelor de polimetilmetacrilat ....	70
3.2.1. Noțiuni de anatomie a cavității bucale.....	70
3.2.2. Materiale și metode folosite în procesul de fotopolimerizare.....	74
3.2.3. Determinarea experimentală a parametrilor optimi ai procesului de fotopolimerizare .....	78
3.2.4. Rezultate. Concluzii .....	92
3.3. Studiul termografic al ligamentelor artificiale LARS .....	92
3.3.1. Anatomia genunchiului.....	92
3.3.2. Reconstrucția cu ligamente artificiale (reconstrucția LARS).....	96
3.3.3. Studiul termografic privind ruperea unui ligament artificial LARS supus unei forțe longitudinale .....	98
3.4. Concluzii și contribuții personale.....	103
<b>4. CERCETĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND APLICAREA TERMOGRAFIEI ÎN PROBLEMATICI INDUSTRIALE .....</b>	<b>107</b>
4.1. Analiza termografică a procesului de lipire prin inducție pentru producția de antene de telecomunicații mobile în cadrul firmei KATHREIN România .....	107
4.1.1. Introducere .....	107
4.1.2. Lipirea (sudarea) cu încălzire prin inducție.....	109
4.1.3. Analiza termografică.....	109
4.1.4. Concluzii și contribuții personale .....	114

4.2. Determinarea unor defecte de structură pentru Necuron 1001 .....	116
4.2.1. Introducere .....	116
4.2.2. Materiale și metode .....	117
4.2.3. Rezultate și discuții .....	121
4.2.4. Simularea câmpului termic prin metoda elementelor finite.....	123
4.2.5. Rezultate și discuții .....	135
4.3. Concluzii și contribuții personale.....	136
<b>5. CONCLUZII GENERALE. CONTRIBUȚII PERSONALE .....</b>	<b>138</b>
<b>BIBLIOGRAFIE .....</b>	<b>142</b>
<b>ANEXĂ .....</b>	<b>149</b>

## LISTA DE FIGURI

Figura 2.1 Regiunile spectrului electromagnetic [W10].....	19
Figura 2.2 Oscilația vectorilor electric (E) și magnetic (B) [W11].....	19
Figura 2.3 Poziția și mărimea benzii interzise la metale, semiconductoare și dielectrice (izolatoare) [W11].....	24
Figura 2.4 Elemente geometrice de definire a unghiului solid [W11] .....	27
Figura 2.5 Elemente geometrice de calcul al unghiului solid în cazul conului circular drept [W11] .....	27
Figura 2.6 Elemente de determinare a unghiului solid în cazul conurilor de radiație înclinate [W11] .....	28
Figura 2.7 Elemente geometrice ilustrative pentru demonstrarea Legii Kepler – Lambert [W11] .....	30
Figura 2.8 Pierderi de radiație prin mediile speculare transmitante [W11] .....	32
Figura 2.9 Elemente energetice și de geometrie pentru modelarea absorbției [W11] .....	34
Figura 2.10 Curbele de radianță spectrală a corpului negru [W11] .....	37
Figura 2.11 Puterea radiantă a corpului negru la diferite temperaturi [W11].....	40
Figura 2.12 Schema aparatului de termografie [Turcanu, 2009].....	42
Figura 2.13 Prezentare schematică a detectorului [Turcanu, 2009].....	43
Figura 2.14 Echipamentul pe bază de termoviziune [Crețu, 1995] .....	43
Figura 2.15 Formarea imaginilor în domeniul infraroșu [Crețu, 1993] .....	45
Figura 2.16 Camera de termoviziune FLIR A40M [W2] .....	53
Figura 2.17 Schemă a activității de măsurare termografică generală [W2] .....	54
Figura 2.18 Mărimi relative ale surselor de radiații în condiții variate de măsurare (cameră SW) [W2] .....	57
Figura 2.19 Mărimi relative ale surselor de radiații în condiții variate de măsurare (cameră LW) [W2].....	57
Figura 2.20 Zonă de gaz și praf, în spațiu spectru vizibil – stânga și spectru IR – dreapta [W1] .....	58
Figura 2.21 Nebuloasa Orion [W1] .....	59

## 8 Lista de figuri

---

Figura 2.22 Harta globală în infraroșu a oceanelor [W1] .....	59
Figura 2.23 Stânga – Pământul în infraroșu; dreapta – imagine în infraroșu al uraganului Linda [W1] .....	60
Figura 2.24 Harta în infraroșu cu drumuri antice în Chaco Canyon, New Mexico [W1].....	61
Figura 2.25 Text invizibil dintr-un manuscris găsit la Marea Moartă [W1] .....	62
Figura 2.26 Imagine în IR în timpul unui incendiu [W1] .....	62
Figura 2.27 În stânga, vedere în infraroșu a navei spațiale, la revenirea pe Pământ, iar în dreapta a unui motor auto [W1] .....	63
Figura 2.28 Imagini în infraroșu dintr-un transformator electric (stânga) și o placă circuit PC (dreapta) [W1] .....	63
Figura 2.29 Imaginea termică în infraroșu a unei case (stânga) și al unui reactor de vas dreapta [W1] .....	64
Figura 2.30 Imagini în trafic în infraroșu [W1] .....	64
Figura 2.31 Stânga – vedere în infraroșu al unui F-14 cu jet; dreapta- imagine în infraroșu ce indică locația a două mine anti-tanc îngropate [W1] .....	65
Figura 2.32 Imagine în infraroșu a unor picioare de cal [W1].....	66
Figura 2.33 Imagini termografice pentru diagnostic medical [Amarandei, 2009] ...	66
Figura 3.1 Structură odonton [W10].....	71
Figura 3.2 Structura morfologică a molarului superior [Figur, 2011] .....	73
Figura 3.3 Morfologie internă molar superior [W10] .....	73
Figura 3.4 Polimerizare MMA în PMMA [Bratu, 1994] .....	76
Figura 3.5 Influența adâncimii de polimerizare [Bratu, 1994] .....	78
Figura 3.6 Probe experimentale .....	80
Figura 3.7 Lampă de fotopolimerizare care emite lumină cu halogen .....	80
Figura 3.8 Direcțiile de iradiere timp de câte 10 secunde a materialului fotopolimerizabil [W10].....	81
Figura 3.9 Înregistrarea procesului de fotopolimerizare cu camera termografică ...	81
Figura 3.10 Termograma probei la fotopolimerizarea cu halogen.....	83
Figura 3.11 Variația temperaturilor la fotopolimerizarea cu lampa cu halogen .....	83
Figura 3.12 Lampă de fotopolimerizare cu plasmă.....	84

---

Figura 3.13 Termograma probei la fotopolimerizarea cu plasmă .....	86
Figura 3.14 Variația temperaturilor la fotopolimerizarea cu lampa cu plasmă .....	86
Figura 3.15 Lampă de fotopolimerizare cu LED .....	87
Figura 3.16 Ordinea de aplicare a unui strat MMA .....	88
Figura 3.17 Termograma probei la fotopolimerizarea cu LED .....	89
Figura 3.18 Variația temperaturilor la fotopolimerizarea cu lampă cu LED .....	89
Figura 3.19 Variația temperaturilor la nivelul PMMA.....	91
Figura 3.20 Variația temperaturilor la nivelul cavității pulpare.....	91
Figura 3.21 Anatomia genuchiului [W12] .....	94
Figura 3.22 Traumatisme LIA [W12] .....	95
Figura 3.23 Termograma genunchiului stâng în cazul rupturii de LIA [Amarandei, 2009] .....	96
Figura 3.24 Evoluția ligamentelor artificiale [W13] .....	97
Figura 3.25 LIA artificial: .....	99
Figura 3.26 Analiza cantitativă [keV]; b. Analiza din punct de vedere microscopică electronică de baleaj.....	100
Figura 3.27 Standul experimental .....	100
Figura 3.28 Graficul forta-deplasari .....	101
Figura 3.29 Termograma LIA în momentul ruperii .....	102
Figura 3.30 Distribuția temperaturilor în timpul tracțiunii .....	102
Figura 4.1 Antene de telecomunicații mobile Kathrein [W14] .....	107
Figura 4.2 Mașina de lipire prin inducție – stânga, Ansa de lipire – dreapta .....	108
Figura 4.3 Cablul coaxial – stânga , Conector – dreapta;.....	108
Figura 4.4 Schema de principiu a unei instalații de lipire prin inducție [W14] .....	109
Figura 4.5 Distribuția temperaturii fără inel Mașina 1 Cota 0 .....	111
Figura 4.6 Distribuția temperaturii fără inel Mașina 1 Cota +1mm față de 0 .....	111
Figura 4.7 Distribuția temperaturii fără inel Mașina 1 Cota -0,5mm față de 0.....	112
Figura 4.8 Distribuția temperaturii fără inel Mașina 2 Cota 0 .....	112
Figura 4.9 Distribuția temperaturii fără inel Mașina 2 Cota +1mm față de 0 .....	113

## 10 Lista de figuri

---

Figura 4.10 Distribuția temperaturii fără inel Mașina 2 Cota -0,5mm față de 0 ...	113
Figura 4.11 Temperaturi maxime înregistrate pe Mașina 1. Influența poziției ansei în plan vertical.....	115
Figura 4.12 Temperaturi maxime înregistrate pe Mașina 2. Influența poziției ansei în plan vertical.....	115
Figura 4.13 Temperaturi maxime înregistrate pe Mașina 2 la cota -0.5 mm pe verticală. Influența poziției ansei în plan orizontal.....	116
Figura 4.14 Standul experimental .....	118
Figura 4.15 Probă Necuron 1001.....	118
Figura 4.16 Termograma probei în prima fază de expunere .....	119
Figura 4.17 Termograma probei în faza a doua de expunere .....	119
Figura 4.18 Stand experimental.....	120
Figura 4.19 Termograma probei în faza a treia de expunere .....	120
Figura 4.20 Datele înregistrate în cursul revenirii la temperatura ambiantă după un ciclu de încălzire – sus, după un ciclu de răcire – jos.....	122
Figura 4.21 Blocul de necuron după răcire la o temperatură de 9,2°C.....	122
Figura 4.22 Blocul de necuron după încălzire la o temperatură de 45,5°C .....	123
Figura 4.23 INSTRON MTS 810 .....	127
Figura 4.24 Epruvete cu și fără defect .....	127
Figura 4.25 Epruvete rupte .....	128
Figura 4.26 Curba caracteristică pentru Necuron 1001 cu și fără defect .....	129
Figura 4.27 Modelul de calcul .....	131
Figura 4.28 Condițiile de contur .....	131
Figura 4.29 Discretizarea modelului .....	132
Figura 4.30 Distribuția temperaturilor în vederea frontală-stânga, scala de temperaturi-dreapta .....	132
Figura 4.31 Distribuția câmpului termic la nivelul defectelor .....	132
Figura 4.32 Adâncime parțială 1 .....	133
Figura 4.33 Adâncime parțială 2 .....	133
Figura 4.34 Adâncimi totale.....	133
Figura 4.35 Distribuția defectelor la suprafața probei la simulare .....	134

---

Figura 4.36 Date experimentale după încălzire .....	134
Figura A.1 Rezultate mașina 1, ansa cota 0, înregistrarea 1 .....	150
Figura A.2 Rezultate mașina 1, ansa cota 0, înregistrarea 2 .....	150
Figura A.3 Rezultate mașina 1, ansa cota 0, înregistrarea 3 .....	151
Figura A.4 Rezultate mașina 1, ansa cota 0, înregistrarea 4 .....	151
Figura A.5 Rezultate mașina 1, ansa cota +1 mm, înregistrarea 1.....	152
Figura A.6 Rezultate mașina 1, ansa cota +1 mm, înregistrarea 2.....	152
Figura A.7 Rezultate mașina 1, ansa cota +1 mm, înregistrarea 3.....	153
Figura A.8 Rezultate mașina 1, ansa cota +1 mm, înregistrarea 4.....	153
Figura A.9 Rezultate mașina 1, ansa cota -0,5 mm, înregistrarea 1 .....	154
Figura A.10 Rezultate mașina 1, ansa cota -0,5 mm, înregistrarea 2 .....	154
Figura A.11 Rezultate mașina 1, ansa cota -0,5 mm, înregistrarea 3 .....	155
Figura A.12 Rezultate mașina 1, ansa cota -0,5 mm, înregistrarea 4 .....	155
Figura A.13 Rezultate mașina 2, ansa cota 0, înregistrarea 1.....	156
Figura A.14 Rezultate mașina 2, ansa cota 0, înregistrarea 2.....	156
Figura A.15 Rezultate mașina 2, ansa cota 0, înregistrarea 3.....	157
Figura A.16 Rezultate mașina 2, ansa cota 0, înregistrarea 4.....	157
Figura A.17 Rezultate mașina 2, ansa cota +1 mm, înregistrarea 1 .....	158
Figura A.18 Rezultate mașina 2, ansa cota +1 mm, înregistrarea 2.....	158
Figura A.19 Rezultate mașina 2, ansa cota +1 mm, înregistrarea 3 .....	159
Figura A.20 Rezultate mașina 2, ansa cota +1 mm, înregistrarea 4 .....	159
Figura A.21 Rezultate mașina 2, ansa cota -0,5 mm, înregistrarea 1 .....	160
Figura A.22 Rezultate mașina 2, ansa cota -0,5 mm, înregistrarea 2 .....	160
Figura A.23 Rezultate mașina 2, ansa cota -0,5 mm, înregistrarea 3 .....	161
Figura A.24 Rezultate mașina 2, ansa cota -0,5 mm, înregistrarea 4 .....	161

## LISTA DE TABELE

Tabelul 2.1 Regiunile spectrului electromagnetic .....	18
Tabelul 2.2 Efectele interacțiunii radiației electromagnetice cu structurile materiale .....	23
Tabelul 2.3 Valori orientative ale unor mărimi radiometrice .....	31
Tabelul 2.4 Asocierea culorii cu temperatura corpului negru .....	41
Tabelul 2.5 Efecte ale interacțiunii radiației termice.....	41
Tabelul 2.6 Caracteristicile camerelor de termografie FLIR .....	47
Tabelul 2.7 Tensiunile la ieșire.....	56
Tabelul 3.1 Elementele odontonului.....	71
Tabelul 3.2 Lămpile de fotopolimerizare și numărul probelor .....	80
Tabelul 3.3 Temperaturi măsurate în procesul de fotopolimerizare cu lampa cu halogen.....	82
Tabelul 3.4 Temperaturi măsurate în procesul de fotopolimerizare cu lampa cu plasmă.....	85
Tabelul 3.5 Temperaturi măsurate în procesul de fotopolimerizare cu lampa cu LED .....	88
Tabelul 3.6 Centralizator date experimentale.....	104
Tabelul 4.1 Rezultate Mașina 1 .....	110
Tabelul 4.2 Rezultate Mașina 2 .....	110
Tabelul 4.3 Rezultate comparative între cele două mașini .....	114
Tabelul 4.4 Parametrii testelor de termografie .....	121
Tabelul 4.5 Dimensiunea pentru fiecare probă de Necuron .....	128
Tabelul 4.6 Densitatea pentru Necuron 1001 .....	129
Tabelul 4.7 Valorile proprietăților mecanice pentru Necuron 1001 .....	129
Tabelul 4.8 Parametrii simulării câmpului termic .....	130



# 1. INTRODUCERE

Tehnicile bazate pe termografie sau termoviziune au apărut cu doar câteva decenii în urmă și, pe măsură ce s-au perfecționat, au ocupat o arie tot mai largă de aplicabilitate. Implementarea tehnicilor termografice a început ca aplicație în domeniul militar, s-a extins la uz industrial și, începând din anii 1990, a devenit o metodă de investigare medicală.

Termografia a devenit instrument de lucru în mediul medical numai în urma unui proces de continuă perfecționare și rafinare, atât în aplicarea principiilor, cât și în ceea ce privește metodele de achiziție și prelucrare a imaginilor preluate digital. Acest proces de acumulare, în sensul îmbunătățirii tehnicii, se află în plină dezvoltare la nivel mondial.

Prin această teză s-a arătat că termografia poate fi folosită în scopul de a vizualiza procese nu ca și până acum de a prelua imagini pentru a obține doar forma obiectelor.

Analizând conținutul materialelor cu caracter descriptiv rezultă câteva concluzii importante, și anume:

- tehnica termografică se bazează pe proprietatea corpurilor materiale de a emite radiație în domeniul infraroșu
- distribuția în frecvență și radianță a radiației infraroșii este convertită într-un semnal electric variabil
- la nivel senzorial, radiația termică este percepută ca fiind căldură, pentru care parametrul de stare măsurabil este temperatura
- variația semnalului electric, prin asocierea convențională cu o scară sau o paletă de culori, permite generarea unei imagini sesizabile în domeniul vizibil, care reproduce distribuția termică a obiectului vizat
- imaginea termică a obiectelor are deja multiple aplicații, care includ domenii diverse printre care astronomia, meteorologia, medicina, tehnica aeronautică, tehnica militară, verificarea calității în procese industriale și altele
- pentru toate exemplele de utilizare existente trebuie remarcat aspectul important că imaginea termografică furnizează instantanee ale unor procese naturale sau tehnice prin convertirea unei distribuții de temperatură într-o distribuție de culoare. În acest mod, termografia extinde posibilitatea observatorului uman de a sesiza distribuția radiației în frecvență și iradianță în afara domeniului vizibil pentru care este înzestrat cu un receptor natural. Această ultimă observație atrage atenția asupra faptului că, în prezent, termografia este limitată la preluarea unor imagini statice sau dinamice ale unor scene extinse, pentru care se urmărește doar variația locală sau/și în timp a temperaturii. Imaginile sunt doar mărturii ale unor stări de fapt. Termografia, în prezent, este utilizată în foarte mică măsură pentru studierea și explicarea fenomenelor care determină modificarea temperaturii.

Echipamentele ce funcționează pe principiul termoviziunii se bazează pe conversia radiației infraroșii (din domeniul termic) în semnal de ieșire de tip imagine. Aceste echipamente se pot clasifica cel puțin în două categorii distincte, astfel:

- echipamente cu răcirea sistemului de detectori;
- echipamente fără răcirea sistemului de detectori;

Camerele de termoviziune moderne se bazează pe o matrice detectoare bidimensională care generează semnale electrice atunci când sunt expuse la energie termică. Matricea de detectori este expusă într-un timp bine stabilit, denumit timpul de expunere sau timp de integrare, iar semnalul analogic generat de fiecare pixel este convertit în semnal digital. Detectorii, după principiul de funcționare se pot împărți în detectori termici (microbolometre) și detectori cuantici.

Prin urmare, echipamentele de termoviziune se bazează pe contrastul termic pe care îl prezintă obiectele în raport cu mediul în care se află (fundal), când au o temperatură sau emisivitate diferită de aceea a mediului în cauză.

Dezvoltarea acestui tip de echipament s-a realizat într-un timp destul de scurt, cu performanțe foarte mari și cu domenii de utilizare dintre cele mai diverse. Cercetările viitoare se canalizează în special pe îmbunătățirea performanțelor și extinderea domeniilor de utilizare a acestei tehnologii.

Având în vedere cele de mai sus, scopul major al prezentei teze este *extinderea aplicațiilor termografiei în domeniul cercetării proceselor fizice sau/și chimice, respectiv extinderea utilizării sale de la domeniul macro la domeniul micro în medicină și industrie*. La nivel macroscopic, termografia translatează imaginea termică în domeniul vizibil sau înlătură inconveniente cum ar fi absența luminii pe timp de noapte sau caracterul opac în vizibil al unor compuși chimici. La nivel microscopic, imaginea termografică își pierde semnificația tradițională de copie a formei și culorii obiectelor dintr-o scenă și devine un instrument de cercetare a stărilor fizice sau chimice în diverse procese, aplicația tehnică intrând în domeniul non-imaging.

Din multitudinea de direcții spre care se poate îndrepta cercetarea în acest sens, teza își propune următoarele **obiective** punctuale:

- *perfecționarea procedurilor stomatologice care utilizează materiale fotopolimerizabile, în scopul înlăturării complicațiilor post-restaurare a molarilor*
- *studiul camerelor de fotopolimerizare folosite în stomatologie în scopul determinării variației de temperatură la nivelul materialului fotopolimerizat și la nivelul cavității pulpare*
- *desfășurarea unui studiu de eficiență, biocompatibilitate și fiabilitate a ligamentului artificial încrucișat al articulației genunchiului*
- *introducerea termografiei în tehnica de încercare a materialelor, în scopul determinării caracteristicilor mecanice ale acestora printr-un procedeu neconvențional, care să permită observații mai detaliate și mai profunde privind comportarea materialelor*
- *implementarea termografiei într-un proces industrial de control al calității pieselor mecanice.*

În domeniul medical, pe lângă îmbunătățirea performanțelor de vizualizare și reducerea dimensiunilor de gabarit, o direcție de cercetare, destul de greu de atins, este punerea în aplicabilitate a termografiei în investigații mai profunde, prin folosirea ei de a vizualiza și analiza procese și nu structură, ca de exemplu partea de aplicabilitate din stomatologie. Aici, nu s-a folosit tehnica termografică de a vizualiza molarul, ci pentru a vedea ce se întâmplă în timpul procesului de fotopolimerizare la nivelul celor două zone de interes, material respectiv camera pulpară.

În domeniul industrial, termografia reprezintă un atu important în depistarea problemelor de proces, pentru evitarea reparațiilor costisitoare sau a opririlor neplanificate ale instalațiilor și în special pentru reducerea costurilor de logistică în cazul montării și demontării repetate a unor piese fabricate, ca de exemplu în cap.3 aplicația din cadrul firmei Kathrei unde prin termografie s-a depistat mașina ce nu funcționa la parametrii termici corespunzători, chiar dacă cei mecanici erau bine setați.

Acestui subiect îi sunt dedicate zeci de articole științifice dar toate pe partea de imagistică și utilizare în scopul de a vedea forma obiectului studiat, nu în scopul de vizualizare de procese.

Cercetările din acest domeniu au început abia în anii 1990, odată cu explozia diagnosticării pacienților cu cancer. Acest fapt a permis dezvoltarea termografiei în scopul de imagistică și nu de proces. La ora actuală se lucrează în mai multe direcții și se speră a se ajunge la un nivel foarte avansat.

Lucrarea de față se încadrează în acest domeniu în plină dezvoltare și inovație prin faptul că aduce o contribuție majoră materializată printr-o propunere proprie asupra unei metode de vizualizare și testare a unor procese tehnologice atât în medicină cât și în industrie.

Mai mult de atât, datorită faptului că oferă o sintematizare a studiului actual al cercetării în domeniul termografic, teza de doctorat aduce un plus de valoare în țara noastră, unde fenomenul termografic este foarte puțin abordat.

Teza de doctorat este structurată pe cinci capitole.

După analiza oportunității lucrării și a obiectivelor urmărite în **Capitolul 2** se prezintă stadiul actual al cercetării în domeniul termografic. După expunerea unor generalități de natură teoretică a radiației în infraroșu, se sintetizează fenomenul de formare a imaginii utilizând sistemele de termoviziune, prin prezentarea aspectelor teoretice privind emisia, propagarea și detecția radiației electromagnetice din domeniul infraroșu, a elementelor și proceselor ce contribuie la formarea imaginii, iar în partea a doua modelele de evaluare a fenomenului de detecție și modelele de evaluare a caracteristicilor de performanță specifice sistemelor de termoviziune. Prin structura sa, lucrarea abordează aspecte de testare a echipamentelor de termoviziune utilizate, în principal, în domeniul medical și industrial. La sfârșitul capitolului se face o enumerare amplă a tuturor domeniilor de folosire a termografiei, după care se trece la o analiză amănunțită a camerelor de termografie discutându-se în detaliu camera FLIR A40M.

**Capitolul 3** prezintă două aplicații ale investigațiilor termografice în studiul unor materiale folosite frecvent în medicină. Prima parte a capitolului se referă la optimizarea parametrilor de proces ai procedurii de restaurare dentară cu materiale compozite. Este prezentată o descriere succintă a elementelor de anatomie și de știință a materialelor implicate în procesul vizat. În a doua parte a capitolului este prezentată partea experimentală care a constat în măsurarea temperaturii la nivelul materialului de restaurare, respectiv la nivelul cavității pulpare în timpul procesului de fotopolimerizare cu ajutorul tehnicii termografice. S-a calculat diferența de temperatură transferată funcție de valorile parametrilor de proces. S-a introdus măsurarea termografică, prima de genul acesta, deoarece în articole de specialitate sau site-uri acreditate nu s-au găsit studii asemănătoare.

Partea a doua a capitolului este dedicată studiului ligamentelor artificiale folosite în ortopedie. În această parte experimentală s-au realizat încercări la tracțiune asupra firelor care intră în compoziția unui ligament cât și asupra unui ligament utilizat în prezent în implantologie în scopul de a cunoaște cauzele ruperii acestora într-un timp scurt de la implantare. Testele la tracțiune a unui ligament

artificial, s-a vizualizat termografic deoarece diferențele de temperatură. Tot prin metodă termografică s-a aratat că rupțura ligamentară se produce din interior către exterior, astfel înlăturându-se supoziția unei ruperi bruște și violente a ligamentului artificial în interiorul articulației. Toate datele experimentale reprezintă cercetări importante în crearea unei noi generații de ligament artificial.

În **Capitolul 4** se prezintă două aplicații ale investigațiilor termografice în studiul unor aplicații în domeniul industrial. Prima parte a capitolului se referă la rezolvarea și soluționarea unor probleme de producție în cadrul firmei Kathrein România care are ca profil de activitate producția de antene de comunicații mobile, antene de recepție terestră, antene de broadcast și antene comerciale de recepție terestră. În cadrul firmei Kathrein s-a determinat prin metodă termografică de ce una din cele trei mașini de lipire prin inducție, genera un procentaj mare de rebuturi ale antenelor după montarea acestora. Astfel, poziționarea ansei în plan orizontal influențează în mai mare măsură distribuția temperaturilor decât poziționarea în plan vertical. Dacă înainte de măsurări poziționarea ansei se făcea în mod neexact, fapt ce ducea la o lipire necorespunzătoare, după experiment s-a demonstrat importanța poziționării ansei într-un mod cât mai exact. Ca urmare a observațiilor făcute firmei printr-un raport s-a realizat un dispozitiv optoelectronic de centrare prin care poziționarea în înălțime a ansei se face exact față de centrul de lipire a cablului coaxial în conector.

Partea a doua a capitolului este dedicată studiului termografic pentru identificarea și evaluarea defecte de mărimi și adâncimi diferite într-un bloc de NECURON 1001. S-a dovedit că ciclurile de încălzire sunt mai eficiente în obținerea de informații legate de defectele materialelor. Toate găurile au fost vizibile cu camera IR în decursul ciclurilor de încălzire, spre deosebire de ciclurile de răcire, când s-au putut identifica doar 90% din defecte. Rezultatele au fost simulate prin metoda elementului finit în Abaqus pentru a vizualiza distribuția câmpului termic și în interiorul structurii materialului.

**Capitolul 5** al lucrării cuprinde concluziile și principalele contribuții originale ale autorului.

Elaborarea lucrării a reprezentat o permanentă conlucrare între autor și conducătorul științific, domnul prof.univ.dr.ing. Ioan NICOARĂ, alături de prof.dr.ing. Liviu MARȘAVINA și conf.dr.ing, Corina GRUESCU care și-au arătat disponibilitatea pe tot parcursul stagiului de pregătire, oferind reperele esențiale pentru realizarea unei cercetări teoretice complexe și pentru aplicarea unei analize integrate a metodelor de calcul utilizate.

## 2. STADIUL ACTUAL PRIVIND UTILIZAREA TERMOGRAFIEI

### 2.1. Radiația electromagnetică

Radiația este un concept general, care definește propagarea energiei purtate de particule sau unde prin spațiu. Radiație electromagnetică este emisă sau absorbită într-un proces dinamic continuu de orice structură materială aflată la o temperatură diferită de 0K. Cu cât temperatura este mai ridicată, cu atât fenomenele sunt mai complexe, iar energiile implicate sunt mai importante cantitativ. La temperatura mediului ambiant, radiația electromagnetică rezultă ca urmare a proceselor de tranziție ale electronilor între niveluri energetice diferite (radiație în domeniul ultraviolet și vizibil) și ale moleculelor între niveluri de vibrație și rotație diferite (radiație în domeniul infraroșu și microunde).

Conform regulilor din mecanica cuantică, electronii din structura atomului ocupă niveluri energetice bine definite. Salturile între niveluri sunt posibile numai dacă sunt respectate anumite reguli de selecție, bazate pe ipoteza că energia necesară tranziției este cunatificată. Aceeași ipoteză, a cunatificării, este aplicată stărilor de vibrație sau rotație a moleculelor.

În prezent, este acceptată natura duală, corpuscular – ondulatorie a radiației electromagnetice. În funcție de fenomenul observat, unul dintre caractere – corpuscular sau ondulatoriu – este mai pregnant, astfel încât teoriile dezvoltate pe baza celor două aspecte sunt utilizate selectiv pentru explicarea fenomenului și susținerea observațiilor experimentale.

Atât teoria ondulatorie, cât și cea corpusculară oferă descrieri satisfăcătoare ale unor fenomene cum ar fi refracția și reflexia, cazuri în care ambele teorii pot fi considerate corecte și utile. Pentru alte fenomene, însă, se pot face delimitări clare. Difracția, interferența și polarizarea se manifestă prin aspectul ondulatoriu al radiației electromagnetice, astfel încât tratarea teoretică a acestora este bazată exclusiv pe teoria ondulatorie. În cazul interacțiunii radiației electromagnetice cu structurile materiale, este evident caracterul corpuscular al radiației, astfel încât explicarea fenomenelor generate de interacțiune utilizează exclusiv conceptele și legile din teoria corpusculară.

Teoria corpusculară a radiației electromagnetice are la bază conceptul de foton. Energia care însoțește absorbția sau emisia unui foton este descrisă de legea lui Planck (relația 2.1), care arată că această energie este proporțională cu frecvența radiației:

$$E = h\nu = h \frac{c}{\lambda} = hc\bar{\nu} \quad (2.1)$$

unde  $h$  este constanta lui Planck ( $h = 6.6256 \cdot 10^{-34}$  Js)

$\nu$  - frecvența radiației [Hz]

$\lambda$  - lungimea de undă a radiației [m]

$\bar{\nu}$  - numărul de undă al radiației [ $m^{-1}$ ]

18 Stadiul actual privind utilizarea termografiei - 2

c – viteza radiației electromagnetice în vid ( $c = 299792458$  m/s;  
în majoritatea aplicațiilor curente se acceptă aproximarea  
 $c \cong 3 \cdot 10^8$  m/s).

Între mărimile fizice care caracterizează radiația există relația:

$$v = \frac{c}{\lambda} = c\bar{\nu} \quad (2.2)$$

Radiația de o anumită frecvență se numește monocromatică.

Teoria corpusculară este utilizată în special pentru a explica fenomene la care participă un număr mic de fotoni. Teoria ondulatorie este aplicabilă cu succes unor procese care implică un număr foarte mare de fotoni.

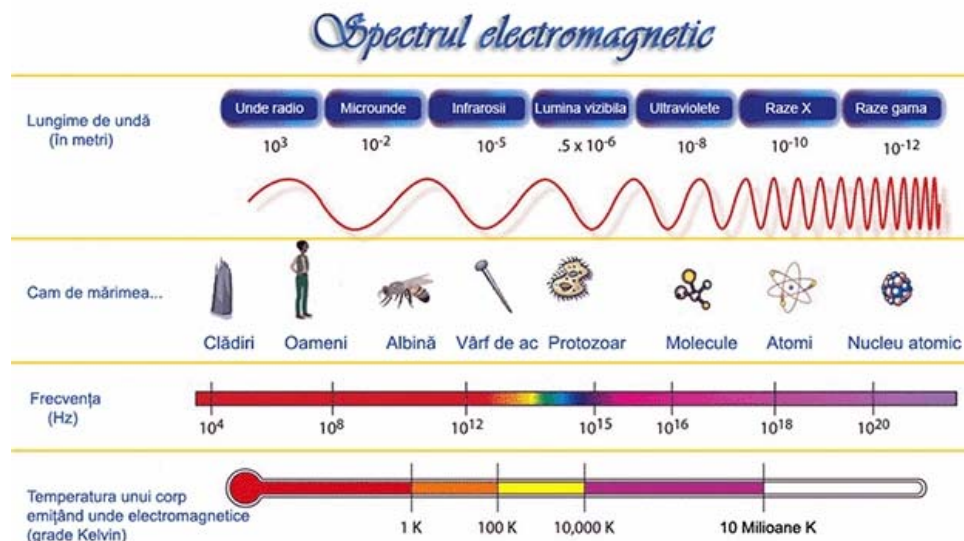
Pe întreg spectrul de frecvențe, radiația electromagnetică este caracterizată de aceleași mărimi fizice și de legea lui Planck. Lungimea de undă poate fi definită în ambele teorii. Din punct de vedere corpuscular, reprezintă distanța medie dintre doi fotoni. Din punct de vedere ondulatoriu, ea măsoară distanța dintre punctele în care vectorii intensitate electrică, respectiv magnetică, ating valori maxime.

Spectrul de frecvențe al radiației electromagnetice este foarte larg (teoretic infinit). Din considerente practice, respectiv pe criteriul modului practic (experimental) de obținere și detectare a radiației, se operează o împărțire a spectrului pe regiuni. În tabelul 2.1 și figura 2.1 sunt prezentate regiunile din spectrul electromagnetic și valorile aproximative ale limitelor de frecvențe, respectiv lungimi de undă ale acestora.

**Tabelul 2.1 Regiunile spectrului electromagnetic**

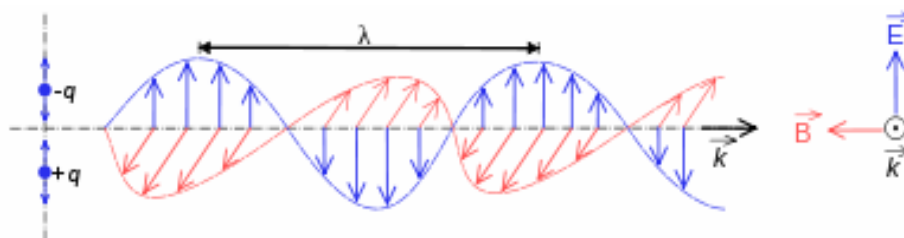
Denumirea regiunii din spectru	Lungimi de undă la limitele domeniului	UM	Frecvențe la limitele domeniului [Hz]
Raze $\gamma$	-	-	$>10^{20}$
Raze x	$10^{-2} - 10^2$	Å	$10^{20} - 3 \cdot 10^{16}$
Ultraviolet îndepărtat (FUV)*	10 – 200	nm	$3 \cdot 10^{16} - 1.5 \cdot 10^{15}$
Ultraviolet apropiat (NUV)*	200 – 380	nm	$1.5 \cdot 10^{15} - 7,9 \cdot 10^{14}$
Vizibil (VIS)*	380 – 780	nm	$7,9 \cdot 10^{14} - 3.8 \cdot 10^{14}$
Infraroșu apropiat (NIR) *	0,78 – 2,5	$\mu\text{m}$	$3.8 \cdot 10^{14} - 1,2 \cdot 10^{14}$
Infraroșu mediu (MIR)*	2,5 – 50	$\mu\text{m}$	$1,2 \cdot 10^{14} - 6 \cdot 10^{12}$
Infraroșu îndepărtat (FIR)*	50 – 1000	$\mu\text{m}$	$6 \cdot 10^{12} - 3 \cdot 10^{11}$
Microunde (MW)*	0,1 -100	cm	$3 \cdot 10^{11} - 3 \cdot 10^8$
Unde radio	1 -100	m	$3 \cdot 10^8 - 3 \cdot 10^5$

\*prescurtare din limba engleză



**Figura 2.1** Regiunile spectrului electromagnetic [W10]

Radiația electromagnetică este descrisă prin ecuațiile lui Maxwell, într-o formulare care implică mărimi caracteristice câmpurilor electric și magnetic, definite prin legile lui Faraday, Gauss și Ampere și care demonstrează faptul că, într-un mediu omogen și izotrop, radiația este o undă transversală, caracterizată printr-un vector electric și unul magnetic, cu interacțiuni permanentă reciprocă. Vectorii intensitate electrică  $\vec{E}$  și intensitate magnetică  $\vec{H}$  oscilează în plane perpendiculare între ele și perpendiculare pe direcția de propagare a undei  $\vec{u}$ , astfel încât vectorii  $\vec{E}$ ,  $\vec{H}$ ,  $\vec{u}$  formează un triedru drept (figura 2.2).



**Figura 2.2** Oscilația vectorilor electric ( $\vec{E}$ ) și magnetic ( $\vec{B}$ ) [W11]

Proprietățile optice ale radiației electromagnetice, respectiv procesele care se manifestă la interacțiunea radiație-materie sau radiație-radiație (transmisie, reflexie, absorbție, difuzie, interferență, difracție, polarizare) sunt determinate de caracteristicile vectorului intensitate electrică și frecvența de oscilație.

O undă electromagnetică plană, monocromatică, propagată printr-un mediu omogen și izotrop, este descrisă prin ecuația:

$$\vec{E} = \vec{E}_0 e^{i(\vec{k}\vec{r} - \omega t)} \quad (2.3)$$

unde  $\vec{E}$  - vectorul intensitate electrică a câmpului electric asociat undei

$\vec{E}_0$  - vectorul amplitudine al intensității electrice în vid

$\vec{k}$  - numărul de undă (mărime vectorială care are direcția și sensul direcției de propagare a undei și modulul:  $k = \frac{\omega}{v} = \frac{2\pi\nu}{v}$ , cu  $\omega$  - pulsația undei,  $v$  - viteza de propagare,  $\nu$  - frecvența)

$\vec{r}$  - vectorul de poziție spațială a undei

$t$  - timpul.

O ecuație formal identică relației (2.3) poate fi scrisă și pentru vectorul oscilant intensitate magnetică, pentru a caracteriza câmpul magnetic asociat undei.

Câmpul electric al unei unde electromagnetice care se propagă într-un mediu liniar, omogen și izotrop, verifică ecuația:

$$\Delta \vec{E} = -\mu \frac{\partial}{\partial t} \left( \sigma \vec{E} + \varepsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \right) \quad (2.4)$$

unde  $\mu$  - permeabilitatea magnetică a mediului ( $\mu = \mu_0 \mu_r$ ,  $\mu_0 =$  permeabilitatea magnetică a vidului,  $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$  H/m,  $\mu_r =$  permeabilitatea relativă a mediului),

$\sigma$  - conductivitatea mediului ( $\sigma = 0$  pentru dielectrici),

$\varepsilon$  - permitivitatea electrică a mediului ( $\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r$ ,  $\varepsilon_0 =$  permitivitatea electrică a vidului,  $\varepsilon_0 = 8.854187187 \cdot 10^{-12}$  F/m).

Condiția (2.4) pentru expresii ale vectorului intensitate electrică a câmpului de forma (2.3) conduce la ecuații de forma:

$$k_0 \tilde{n}^2 (\vec{k}E) = 0 \quad (2.5)$$

unde:

$$\tilde{n}^2 = c^2 \left[ \mu (\varepsilon + i\sigma\omega^{-1}) \right] = (n + i\chi)^2 = \tilde{\varepsilon}_t = \varepsilon' + i\varepsilon'' \quad (2.6)$$

Mărimea notată cu simbolul  $\tilde{n}$  reprezintă indicele de refracție complex, a cărei parte reală  $n$  este indicele de refracție real. În partea imaginară a expresiei indicelui de refracție complex, mărimea  $\chi$  se numește coeficient de amortizare sau atenuare.



Vectorul de undă în vid  $k_0$  are forma:

$$k_0 = \frac{\omega}{c} \quad (2.7)$$

unde  $c$  este viteza luminii în vid:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\epsilon_0 \mu_0}} = 299792458 \text{ m/s} \quad (2.8)$$

Simbolurile  $\epsilon'$  și  $\epsilon''$  constituie partea reală, respectiv imaginară a permitivității electrice totale a mediului  $\tilde{\epsilon}_t$  și, conform relației (2.6), aceste mărimi se pot exprima funcție de indicele de refracție real și coeficientul de amortizare sub forma:

$$\epsilon' = n^2 - \chi^2 \quad (2.9)$$

$$\epsilon'' = 2n\chi \quad (2.10)$$

Într-un mediu diferit de vid, indicele de refracție și coeficientul de amortizare se definesc funcție de permitivitatea electrică, după următoarele legi:

$$n = \sqrt{\frac{1}{2} \left[ \sqrt{\epsilon'^2 + \epsilon''^2} + \epsilon' \right]} \quad (2.11)$$

$$n = \sqrt{\frac{1}{2} \left[ \sqrt{\epsilon'^2 + \epsilon''^2} + \epsilon' \right]} \quad (2.12)$$

$$\chi = \sqrt{\frac{1}{2} \left[ \sqrt{\epsilon'^2 + \epsilon''^2} - \epsilon' \right]} \quad (2.13)$$

Viteza de propagare a frontului de undă asociat luminii în mediul cu indice de refracție real  $n$  este:

$$v = \frac{c}{n} \quad (2.14)$$

Din relația (2.14) rezultă că indicele de refracție real este de forma:

$$n = \frac{c}{v} \quad (2.15)$$

Ca o concluzie, se poate afirma că viteza de propagare și valorile mărimilor caracteristice ale câmpului electric purtat de radiația electromagnetică depind și sunt influențate de proprietățile mediului în care are loc propagarea.

Reciproc, proprietățile mediilor pe care este incidentă radiația electromagnetică vor reprezenta efecte ale interacțiunii câmpurilor electrice proprii cu câmpul electric oscilant asociat radiației.

## **2.2. Procese fizice care stau la baza interacțiunii radiației electromagnetice cu structurile materiale**

În mediul înconjurător, radiația electromagnetică este omniprezentă. Ea provine atât de la sursa naturală, soarele, care este o sursă integrală (emite pe întreg spectrul de frecvențe), cât și de la o multitudine de artefacte, care, în general, sunt surse selective, emițătoare pe diverse domenii de frecvențe. O serie largă de produse tehnice sunt special proiectate și executate în scopul obținerii unor fascicule cu proprietăți impuse privind compoziția spectrală și magnitudinea energetică. Din această categorie fac parte sursele de iluminare, existente într-o gamă foarte variată, sursele de radiație termică, sursele laser cu diverse destinații etc.

Atât pentru crearea artefactelor radiante utile, cât și pentru prevederea elementelor de siguranță împotriva efectelor negative ale radiației este necesară cunoașterea modului și nivelului de interacțiune radiație – structură materială.

Conform legii lui Planck, energia unei cunate de radiație este proporțională cu frecvența acesteia. Ca urmare, și efectul unui fascicul radiant va depinde de frecvența sa. Cu cât acesta este mai mare, cu atât materia va fi afectată la nivel mai profund.

În tabelul 2.2 [Ewing, 1975] este prezentat schematic modul în care radiația electromagnetică interacționează la diverse niveluri de profunzime cu structurile materiale.

Se observă că cele mai penetrante sunt razele  $\gamma$  și  $x$ . Acestea afectează materia la nivel nuclear și în straturile electronice profunde, ceea ce pentru substanța vie poate echivala cu distrugerea. Radiațiile  $\gamma$  și  $x$  ajung pe Pământ într-un procent redus, la care organismele vii sunt adaptate. În mediile industriale unde se lucrează cu materiale radioactive, prezența radiațiilor penetrante este mai accentuată și necesită măsuri speciale de protecție.

**Tabelul 2.2 Efectele interacțiunii radiației electromagnetice cu structurile materiale**

<b>Efectul interacțiunii</b>	<b>Regiune spectrală</b>		<b>Frecvență la limita inferioară a regiunii [Hz]</b>
Excitația nucleului atomic	Raze $\gamma$		$10^{20}$
Tranziții ale electronilor din straturile interioare	Raze x		$10^{16}$
Tranziții ale electronilor din straturile de valență	FUV	UV	$10^{15}$
	NUV		
	VIS		
Vibrații moleculare	NIR	IR	$10^{11}$
	MIR		
	FIR		
Rotații moleculare	MW		$10^8$
Rezonanța electrică de spin	unde radio		$10^5$
Rezonanța magnetică de spin			

Radiația ultravioletă este suficient de puternică pentru a afecta straturile electronice exterioare ale atomilor. Ea este prezentă în radiația solară cu o densitate de putere relativ ridicată, dar în cantități mai mari decât cele naturale devine nocivă și necesită, de asemenea, măsuri de protecție pentru organismele vii.

În domeniul vizibil, radiația nu mai are puterea de a afecta structura atomică decât la nivelul straturilor electronilor de valență.

În domeniul infraroșu, radiația se mai numește și radiație termică, datorită efectelor sale, cu precădere asupra temperaturii corpurilor. Interacțiunea radiației se manifestă prin efecte asupra vibrației și rotației atomilor legați în structuri moleculare.

Principalele fenomene prin care se manifestă interacțiunea radiației cu structurile materiale sunt transmisia, reflexia și absorbția. Corpurile pe care este incident un fascicul de radiație electromagnetică pot fi opace, transparente sau reflectante, integral sau spectral selectiv.

La nivel de structură atomică a substanței, caracterul de transparent, opac sau reflectant este determinat de măsura în care radiația electromagnetică incidentă stimulează trei procese fizice de bază: tranziții electronice în banda de valență, vibrații ale rețelei cristaline și efecte ale purtătorilor liberi. Procesul dominant depinde de natura materialului și de caracteristica spectrală a radiației. Absorbția este, în principal, determinată de tranzițiile electronice. În principiu, saltul electronului de valență pe nivelul energetic superior are loc prin absorbția unei cuante de energie luminoasă, care corespunde unei anumite frecvențe

spectrale. Cantitatea de energie absorbită de substanță este proporțională cu concentrația speciei atomice sensibile la frecvența respectivă, astfel încât radianța spectrală în fasciculul emergent va fi mai mică decât în cel incident, ceea ce din punct de vedere optic definește o scădere a transmitanței spectrale. Totuși, transparența (în special a semiconductorilor în infraroșu) este afectată și de absorbția datorată vibrațiilor la nivelul rețelei cristaline. Frecvențele din domeniul infraroșu stimulează tranziții de vibrație ale moleculelor, scăzând radianța spectrală emergentă, respectiv transmitanța. Efectul purtătorilor liberi este important pentru semiconductori și metale ale căror proprietăți privind transmisia și absorbția depind mai ales de acest efect.

La un nivel mai profund, transparența unui material este influențată și de prezența impurităților care induc efecte locale de absorbție, ca și procesele multifoton care cauzează pierderi energetice radiante în cazul metalelor expuse unor fascicule în domeniul infraroșu.

Transparența este strict legată de poziția benzii interzise pe o scară a energiei (figura 2.3).

Radiația nu este absorbită de material în măsura în care frecvența sa îi asigură o energie care se încadrează în banda interzisă a materialului, astfel încât absorbția la nivel electronic, de vibrație sau prin efect al purtătorilor liberi să nu aibă loc, iar radianța spectrală să se conserve într-o mare măsură.

Pentru frecvențe mai mici decât cele care corespund energiilor din banda interzisă, materialul este total sau parțial, integral sau selectiv din punct de vedere spectral, absorbant, funcție de caracteristicile concrete ale atomilor și rețelei de dispunere a acestora. La frecvențe corespunzătoare benzii de conducție, materialele dielectrice sunt preponderent reflectante.

Metalele, în domeniul optic (UV-VIS-IR) sunt opace și pot prezenta reflectanță spectrală selectivă în anumite condiții de finisare a suprafeței de incidență. La metale, benzile de valență și conducție sunt alăturate sau parțial suprapuse, neexistând banda interzisă. Aceasta are o extindere relativ îngustă la materialele semiconductoare, care pot fi transparente pe domenii relativ restrânse.

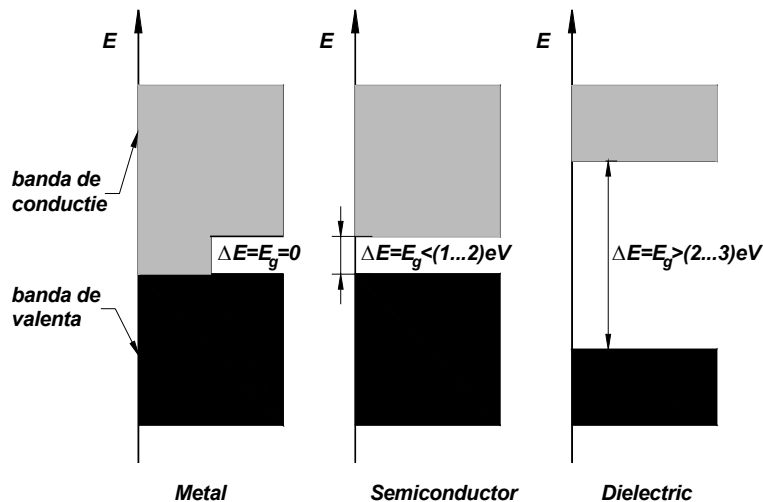


Figura 2.3 Poziția și mărimea benzii interzise la metale, semiconductoare și dielectrice (izolatoare) [W11]

Având în vedere popularea statistic-probabilistică a nivelurilor energetice ale structurilor materiale, prezența aleatoare ca natură și distribuție a unor impurități, precum și o directă determinare spectrală, rezultă că materialele optice nu vor avea niciodată coeficienți radiometrici ideal unitari, ci valori medii mai mult sau mai puțin apropiate de cele ideale, funcție de structura concretă a materialului, de compoziția spectrală și intensitatea radiației cu care interacționează.

### 2.3. Mărimi și unități de măsură radiometrice

Radiometria este o ramură a fizicii care definește un sistem de concepte, legi și unități de măsură, care să descrie energetic radiația electromagnetică.

Radiometria operează cu cinci mărimi fundamentale, care pot fi definite în varianta integrală (referitoare la întreg spectrul de radiație) sau spectrală (referitoare la o singură lungime de undă).

Standardul european SR CEI 60050-845/2005 definește energia radiantă, fluxul radiant, intensitatea radiantă, iradianța și radianța. Atributul "radiant" poate fi înlocuit cu "energetic", mărimea având aceeași semnificație. Pentru iradianță și radianță se mai pot utiliza termenii echivalenți iluminare energetică, respectiv luminanță energetică.

1. *Energia radiantă*,  $W_e$ , reprezintă cantitatea de energie emisă sau primită sub formă de radiație. Marimea presupune includerea tuturor frecvențelor și un interval de timp finit de emisie sau recepție. Energia radiantă este utilizată în special pentru a exprima "doza" sau "expunerea radiantă" necesară inițierii unor modificări biochimice.

Unitatea de măsură pentru energia radiantă este Joule:

$$\langle W_e \rangle = [J] \quad (2.16)$$

Energia radiantă spectrală exprimă fracțiunea din energia radiantă totală care revine unei anumite lungimi de undă. Asemeni tuturor mărimilor spectrale, se exprimă matematic prin diferențierea relației de definiție în raport cu lungimea de undă:

$$W_{e,\lambda} = \frac{dW_e}{d\lambda} \quad (2.17)$$

Energia radiantă spectrală se măsoară în J/nm.

2. *Fluxul radiant* (sau fluxul energetic),  $\Phi_e$ , reprezintă energia radiantă emisă sau primită sub formă de radiație în unitatea de timp. Matematic, fluxul radiant se exprimă prin relația:

$$\Phi_e = \frac{dW_e}{dt} \quad (2.18)$$

și se măsoară în watt:

$$\langle \Phi_e \rangle = [W] \quad (2.19)$$

Fluxul radiant este echivalentul puterii definite în raport cu energia mecanică sau electrică.

În aplicațiile practice se operează în mod curent cu fluxul radiant și mai puțin cu energia radiantă.

Fluxul radiant spectral, exprimat sub forma:

$$\Phi_{e,\lambda} = \frac{d\Phi_e}{d\lambda} = \frac{dW_e}{dtd\lambda} \quad (2.20)$$

și măsurat în watt/nm este important, cu precădere, în cazul detectorilor de radiație spectral selectivi.

*Intensitatea radiantă* (sau intensitatea energetică),  $I_e$ , este definită ca densitate a fluxului radiant pe unitatea de unghi solid, care conține direcția de propagare.

Unghiul solid se definește ca fiind aria proiecției unei curbe spațiale ( $S$ ) pe suprafața unei sfere având raza  $R$  unitară, centrul de proiecție fiind centrul  $C$  al sferei (figura 2.4).

Unitatea de măsură pentru unghiul solid, notat cu simbolul  $\Omega$ , este steradianul:

$$\langle \Omega \rangle = [\text{sr}] \quad (2.21)$$

Având în vedere faptul că aria unei sfere este  $4\pi R^2$ , unghiul solid corespunzător întregii sfere (în condițiile în care raza este unitară) este  $4\pi$  sr.

Pentru determinarea unghiului solid subîntins de o curbă oarecare este necesară cunoașterea ecuației acesteia și utilizarea calculului integral pentru aflarea ariei proiecției pe sfera corespunzătoare depărtării de centrul de proiecție. În majoritatea cazurilor, însă, fasciculele de radiație sunt emise de surse teoretic punctiforme și, ca urmare, radiația emisă are o distribuție spațială de formă conică.

În acest caz determinarea unghiului este mult simplificată, deoarece se poate apela la utilizarea semiunghiului plan din secțiunea principală a conului. În figura 2.5 este reprezentat un fascicul de radiație emis din punctul  $C$ , de formă conică și care subîntinde unghiul solid  $\Omega$ .

Considerând o sferă oarecare de centru  $C$  și rază  $R$  și notând cu  $\alpha$  semiunghiul din secțiunea principală a conului, se poate scrie aria calotei sferice corespunzătoare unghiului solid  $\Omega$ :

$$A = 2\pi R h \quad (2.21)$$

unde

$$h = R - r \cos \alpha \quad (2.22)$$

este înălțimea calotei sferice.

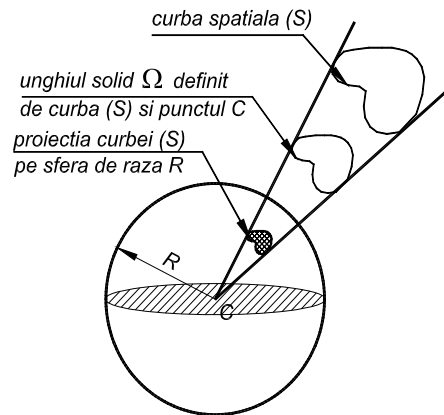


Figura 2.4 Elemente geometrice de definire a unghiului solid [W11]

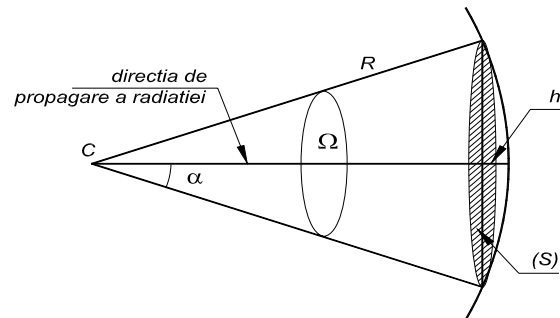


Figura 2.5 Elemente geometrice de calcul al unghiului solid în cazul conului circular drept [W11]

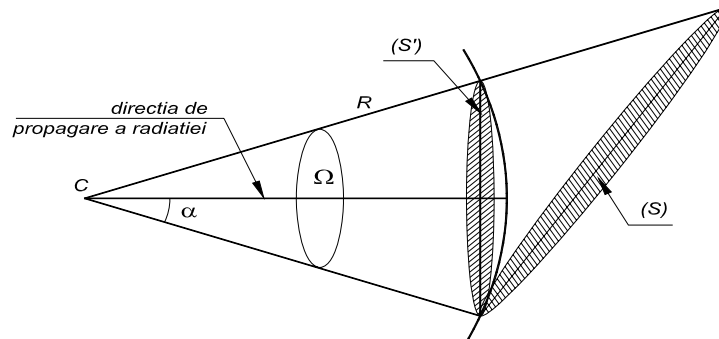
Din relațiile (2.21) și (2.22) rezultă:

$$A = 2\pi R^2(1 - \cos \alpha) \quad (2.23)$$

Unghiul solid  $\Omega$  se obține introducând condiția ca sfera de proiecție să fie de rază egală cu unitatea:

$$\Omega = \frac{A}{R^2} = 2\pi(1 - \cos \alpha) \quad (2.24)$$

În cazul conurilor înclinate, suprafața de bază se proiectează într-un plan normal pe dreapta determinată de centrul C și direcția de propagare a radiației (figura 2.6).



**Figura 2.6 Elemente de determinare a unghiului solid în cazul conurilor de radiație înclinate [W11]**

Având în vedere dezvoltarea de mai sus privind definirea unghiului solid, semnificația intensității radiante, ca mărime fizică, devine mai clară. Expresia matematică a intensității radiante are forma:

$$I_e = \frac{d\Phi_e}{d\Omega} \quad (2.25)$$

Intensitatea radiantă se măsoară în watt/steradian:

$$\langle I_e \rangle = [W/sr] \quad (2.26)$$

Este important de subliniat faptul că intensitatea radiantă este o funcție de direcție și că este o caracteristică potrivită numai pentru sursele punctiforme sau pentru cele care pot fi asimilate conceptului de punct. În această categorie de surse se încadrează obiectele luminoase din spațiu pe timp de noapte (stele, planete, sateliți), filamentele unor lămpi cu incandescență, arcul electric al lămpilor cu descărcare în gaze. Conceptul de sursă punctiformă nu poate fi atribuit soarelui pentru a descrie caracteristicile luminii de zi și nici lămpilor cu filamente lungi sau corpurilor de iluminat cu geometrie filiformă și extensie spațială largă.

Intensitatea radiantă este utilizată în proiectarea unor aplicații în care termenii de punct și direcție sau direcții de propagare sunt consistenti. De exemplu, în iluminatul stradal, lămpile sunt asimilate unor surse punctiforme. Distribuția unghiulară a radiației, care face obiectul unor normative, impune o anumită înălțime a stâlpilor de susținere a lămpilor și o anumită distanță între ei.

Mai trebuie menționată o observație importantă menită a clarifica o confuzie frecventă de termeni. Intensitatea este o mărime utilizată și în alte ramuri ale fizicii, cum ar fi electrotehnica sau optica ondulatorie. În aceste domenii intensitatea este echivalentă cu iradianța din radiometrie, respectiv iluminarea din fotometrie. Ca urmare, trebuie avut în vedere faptul că intensitatea are un înțeles specific în radiometrie și fotometrie, astfel încât să fie eliminate confuziile de termeni.



Intensitatea radiantă spectrală,  $I_{e,\lambda}$ , reprezintă fluxul radiant pe unitatea de unghi solid și pe unitatea de lungime de undă, la o anumită lungime de undă și într-o direcție dată. Ecuația de definiție a intensității radiante spectrale este:

$$I_{e,\lambda} = \frac{dI_e}{d\lambda} = \frac{d^2\Phi_{e,\lambda}}{d\Omega d\lambda} \quad (2.27)$$

Intensitatea radiantă spectrală se măsoară în watt/steradian/nm:

$$\langle I_{e,\lambda} \rangle = [\text{W/sr}\cdot\text{nm}] \quad (2.28)$$

S-□ *Iradianța* (sau iluminarea energetică),  $E_e$ , reprezintă fluxul radiant pe unitatea de suprafață și este o mărime dependentă de poziția punctului de interes de pe o suprafață, datorită faptului că este variabilă cu depărtarea și orientarea față de sursa de radiație.

Matematic iradianța se exprimă prin relația:

$$E_e = \frac{d\Phi_e}{dS_n} \quad (2.29)$$

unde  $dS_n$  – element infinetizimal de suprafață, normal la direcția de propagare.

Analiza dimensională a relației de definiție arată că unitatea de măsură a iradianței este  $\text{watt/m}^2$ :

$$\langle E_e \rangle = [\text{W/m}^2] \quad (2.30)$$

Termenul de iradianță se referă la puncte de pe suprafețe pe care cad fascicule de radiație. Pentru surse, care emit radiație se utilizează mărimea numită exitanță (numită în standardele anterioare emitanță),  $M_e$ , definită ca flux energetic care părăsește un element infinetizimal de suprafață, conținând un punct dat. Formal, ecuația care definește emitanța este identică relației (2.29), iar unitatea de măsură este, de asemenea,  $\text{W/m}^2$ .

Iradianța este cel mai important parametru de descriere cantitativă a radiației incidente sau emergente unei suprafețe, cu excepția cazurilor în care este esențială și cunoașterea distribuției unghiulare.

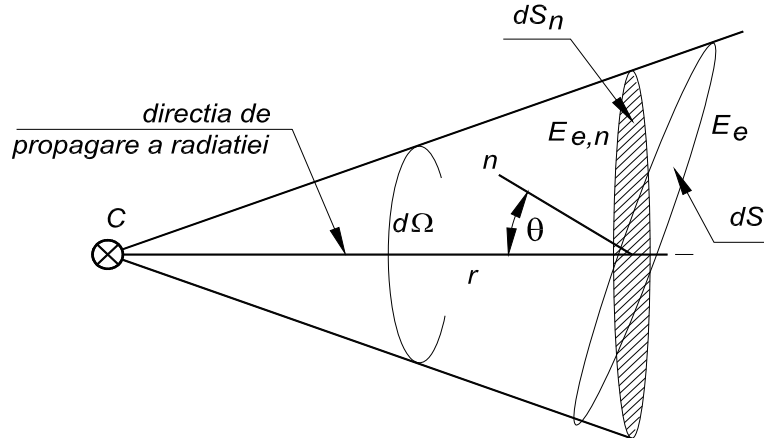
De remarcat este faptul că iradianța este o caracteristică semnificativă și completă numai în măsura în care este precizat și punctul la care se referă. Specificarea punctului de interes poate fi omisă numai în ipoteza că iradianța este constantă pe întreaga arie de interes. De exemplu, se poate vorbi despre iradianța la suprafața unui perete exterior de clădire, iradianță provenită de la soare, o sursă extinsă, de la care se poate prezuma că iluminarea la nivelul de mărime al suprafeței peretelui este uniformă.

Relația de definiție (2.29) se referă la o suprafață de recepție a radiației, care este perpendiculară pe direcția de propagare. Relația se poate generaliza pentru înclinări oarecare ale suprafeței în raport cu această direcție.

Pentru demonstrație, se consideră o sursă punctiformă C, care emite un fascicul de radiație conic sub unghiul solid elementar  $d\Omega$  (Figura 2.7). La distanța r de sursă, iradianța pe o suprafață elementară  $dS_n$ , perpendiculară pe direcția de

propagare este  $E_{e,n}$ . La aceeași distanță  $r$ , se consideră suprafața elementară înclinată  $dS$ . Normala la suprafața înclinată și direcția de propagare determină unghiul plan  $\theta$ . Conform reprezentării din figura 2.7,  $dS_n$  este proiecția elementului  $dS$ , între acestea existând relația:

$$dS_n = dS \cos \theta \quad (2.31)$$



**Figura 2.7 Elemente geometrice ilustrative pentru demonstrarea Legii Kepler – Lambert [W11]**

Aproximând suprafața elementară  $dS_n$  cu o suprafață elementară de calotă sferică, provenită din sfera de rază  $r$  și corespunzătoare unghiului solid  $d\Omega$ , se poate scrie:

$$dS_n = r^2 d\Omega \quad (2.32)$$

Cu aceste observații, expresia generalizată a iradianței, relativă la o suprafață de înclinare oarecare  $\theta$ , se poate dezvolta sub forma:

$$E_e = \frac{d\Phi_e}{dS} = \frac{d\Phi_e}{d\Omega} \cdot \frac{1}{r^2} \cdot \cos \theta = I_e \cdot \frac{1}{r^2} \cdot \cos \theta \quad (2.33)$$

Relația (2.33) reprezintă expresia matematică a Legii Kepler-Lambert, care arată că iradianța dată de o sursă punctiformă pe o suprafață este proporțională cu intensitatea radiantă, cu cosinusul unghiului dintre normala la suprafață și direcția de propagare și invers proporțională cu distanța față de sursă.

O suprafață pentru care iradianța este constantă, indiferent de mărimea unghiului  $\theta$ , se numește lambertiană.

Iradianța spectrală,  $I_{e,\lambda}$ , exprimă fluxul radiant pe unitatea de suprafață și pe unitatea de lungime de undă, la o lungime de undă dată. Transcrisă matematic, această definiție are forma:

$$E_{e,\lambda} = \frac{dE_e}{d\lambda} = \frac{d^2\Phi_e}{dS_n d\lambda} \quad (2.34)$$

Iradianța spectrală se măsoară în watt/m<sup>2</sup>·nm:  
 $\langle E_{e,\lambda} \rangle = [W/m^2 \cdot nm]$  (2.35)

5. *Radianța* (sau iluminarea energetică),  $L_e$ , reprezintă densitatea de suprafață și unghi solid a fluxului radiant.

Se definește prin relația:

$$L_e = \frac{d^2\Phi_e}{dS_n d\Omega} = \frac{d^2\Phi}{dS d\Omega \cos\theta} = \frac{dI_e}{dS \cos\theta} = \frac{dE_e}{d\Omega} \quad (2.36)$$

După cum rezultă din relațiile echivalente (2.36) radianța poate fi interpretată și ca intensitate radiantă pe unitatea de suprafață normală pe direcția de propagare sau ca iradiență pe unitatea de unghi solid.

Se observă faptul că radianța depinde de poziția și înclinarea suprafeței, precum și de distribuția unghiulară a radiației. Este mărimea care caracterizează în modul cel mai detaliat caracteristicile energetice ale unei suprafețe pe care cade sau care emite un fascicul de radiație.

Radianța spectrală,  $L_{e,\lambda}$ , este definită ca mărimea fluxului radiant pe unitatea de suprafață, unitatea de unghi solid și unitatea de lungime de undă, la o lungime de undă dată.

Această mărime se exprimă prin relația:

$$L_{e,\lambda} = \frac{dL_e}{d\lambda} = \frac{d^3\Phi}{d\Omega dS \cos\theta d\lambda} \quad (2.37)$$

Câteva valori orientative ale unor mărimi radiometrice sunt redate în Tabelul 2.3.

**Tabelul 2.3 Valori orientative ale unor mărimi radiometrice**

Mărime	Valoare
Fluxul radiant al unui bec cu filament de tungsten de 100W	82W
Fluxul radiant al unei lămpi cu fluorescență de 40W	23W
Iradianța soarelui la jumătatea distanței de Pământ	1367W/m <sup>2</sup>
Iradianța solară la nivelul solului, în emisfera nordică, iarna, la amiază	852W/m <sup>2</sup>
Radianța soarelui la suprafața sa	2.3·10 <sup>7</sup> W/m <sup>2</sup> ·sr
Radianța aparentă a soarelui de la suprafața solului	1.4·10 <sup>7</sup> W/m <sup>2</sup> ·sr

## 2.4. Coeficienți radiometrici

Analiza energetică a unui sistem care conține un mediu în interacțiune cu radiația electromagnetică presupune determinarea coeficienților radiometrici (sau fotometrici) de transmisie (internă și externă), de reflexie și de absorbție (internă sau totală), integrali sau spectrali, care caracterizează numeric transmitanța, reflectanța, respectiv absorbanta sistemului.

În cazul cel mai general, se consideră o piesă de forma unei lamele plan paralele (figura 2.8) pe care este incident fluxul spectral  $(\Phi_{e,\lambda})_i$ .

În interiorul piesei, efectiv, pătrunde fluxul  $(\Phi_{e,\lambda})_{in} < (\Phi_{e,\lambda})_i$ , datorită reflexiei pe prima față. Pe a doua față cade fluxul  $(\Phi_{e,\lambda})_{ex} < (\Phi_{e,\lambda})_{in}$ , diminuarea fiind cauzată de absorbția pe parcursul lungimii  $d$ . Din fața a doua a piesei emerge  $(\Phi_{e,\lambda})_t < (\Phi_{e,\lambda})_{ex}$ , pierderea fiind determinată de reflexia pe suprafața a doua a lamei.

Între valorile fluxurilor energetice sau luminoase de la incidența pe prima față până la emergența din a doua suprafață, se pot scrie relații care definesc coeficienții radiometrici (sau fotometrici).

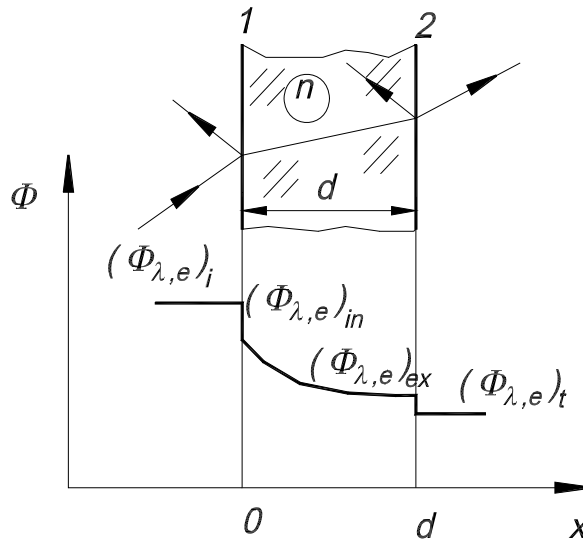


Figura 2.8 Pierderi de radiație prin mediile speculare transmitante [W11]

În forma cea mai cuprinzătoare, care are în vedere și determinarea spectrală a reflexiei, absorbției și transmisiei, aceștia au următoarele expresii:

□ *coeficientul spectral de transmisie externă:*

$$\tau_{ext}(\lambda) = \frac{(\Phi_{e,\lambda})_t}{(\Phi_{e,\lambda})_i} \quad (2.38)$$

unde  $(\Phi_{e,\lambda})_t$  - fluxul radiant transmis de probă  
 $(\Phi_{e,\lambda})_i$  - fluxul radiant incident

- *coeficientul spectral de reflexie:*

$$\rho(\lambda) = \frac{(\Phi_{e,\lambda})_r}{(\Phi_{e,\lambda})_i} \quad (2.39)$$

unde  $(\Phi_{e,\lambda})_r$  – fluxul radiant reflectat de probă

- *coeficientul spectral de absorbție:*

$$a(\lambda) = \frac{(\Phi_{e,\lambda})_a}{(\Phi_{e,\lambda})_i} \quad (2.40)$$

unde  $(\Phi_{e,\lambda})_a$  este fluxul radiant absorbit de probă

- *coeficientul spectral de transmisie internă:*

$$\tau_{int}(\lambda) = \frac{(\Phi_{e,\lambda})_{ex}}{(\Phi_{e,\lambda})_{in}} \quad (2.41)$$

unde  $(\Phi_{e,\lambda})_{ex}$  – fluxul radiant incident pe a doua față a lamelei

$(\Phi_{e,\lambda})_{in}$  – fluxul radiant care intră în probă după pierderea prin reflexie pe prima față a acesteia

- *coeficientul spectral de absorbție internă:*

$$a_{int}(\lambda) = \frac{(\Phi_{e,\lambda})_{in} - (\Phi_{e,\lambda})_{ex}}{(\Phi_{e,\lambda})_{in}} \quad (2.42)$$

Între acești coeficienți există relațiile:

$$\tau_{ext}(\lambda) + \rho(\lambda) + a(\lambda) = 1 \quad (2.43)$$

$$\tau_{int}(\lambda) + a_{int}(\lambda) = 1 \quad (2.44)$$

$$\tau_{int}(\lambda) = e^{-a_{int}(\lambda)d} \quad (2.45)$$

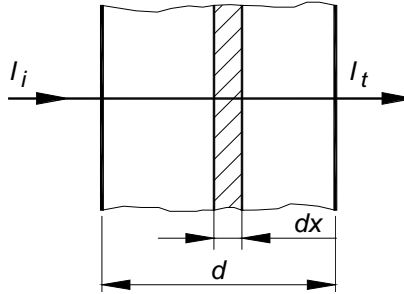
Se observă că:

$$a_{int}(\lambda) > a_{ext}(\lambda) \quad (2.46)$$

$$\tau_{int}(\lambda) > \tau_{ext}(\lambda) \quad (2.47)$$

Expresia coeficientului de transmisie internă se deduce din legea Bouguer – Lambert, care arată că intensitatea radiației care traversează un mediu absorbant este diminuată proporțional cu coeficientul liniar de absorbție și lungimea materialului traversat.

În figura 2.9 este reprezentată o porțiune de material absorbant, cu grosimea  $d$ , pe care este incidentă o radiație cu intensitatea  $I_i$ . Aceasta este diminuată, astfel încât radiația emergentă are valoarea  $I_t$ . Factorul de proporționalitate relativ la lungimea parcursă,  $\mu_a$ , este denumit coeficient liniar de absorbție.



**Figura 2.9 Elemente energetice și de geometrie pentru modelarea absorbției [W11]**

Pe baza legii se poate scrie:

$$-dI = \mu_a \cdot I \cdot dx \quad (2.48)$$

unde  $I$  - intensitatea radiației la intrarea pe segmentul elementar  $dx$   
 $dI$  - variația intensității pe parcursul  $dx$ .

Prin integrare rezultă:

$$-\int_{I_i}^{I_t} \frac{dI}{I} = \mu_a \int_0^d dx \quad (2.49)$$

$$\ln \frac{I_t}{I_i} = -\mu_a d \quad \text{sau} \quad I_t = I_i e^{-\mu_a d} \quad (2.50)$$

Factorul de transmisie internă va fi:

$$\tau_{int} = \frac{\Phi_t}{\Phi_i} = \frac{I_t}{I_i} e^{-\mu_a d} \quad (2.51)$$

Mărimea  $\mu_a$  este dependentă spectral conform legii:

$$\mu_a = \frac{4\pi\nu}{c} \chi = \frac{4\pi}{\lambda} \chi \quad (2.52)$$

unde  $\chi$  - coeficientul de amortizare variabil funcție de natura substanței, lungimea de undă a radiației și concentrația ionilor absorbantă din masa transparentă.

Coeficientul liniar de absorbție,  $\mu_a$ , reprezintă inversul parcursului pentru care intensitatea undei se reduce de  $e$  ori. Se măsoară în  $[m^{-1}]$ , așa cum rezultă din analiza dimensională a relației (2.52). În mod curent, cataloagele de materiale optice indică valori exprimate în  $[cm^{-1}]$ . Coeficientul liniar de absorbție scade dacă intensitatea radiației este suficient de ridicată pentru a conduce la saturarea proprietăților de absorbție ale mediului.

Coeficientul de reflexie al unei suprafețe de separație aer-mediu optic dens poate fi pus în legătură cu indicele de refracție de referință al mediului pe baza ecuațiilor Fresnel [Gruescu, 2010].

Acestea sunt dezvoltate pornind de la observația că lumina este polarizată atât prin reflexie cât și prin refracție. Vectorul intensitate electrică  $\vec{E}$  este proiectat pe două plane perpendiculare (unul paralel, p și unul perpendicular, s pe planul de incidență). Amplitudinea vectorului E în planele p și s, în unda reflectată, respectiv transmisă rezultă scriind ecuația de continuitate a proiecțiilor în cele două plane și este de forma:

$$E_r^p = E_i^p \left[ \frac{\tan(\varepsilon' - \varepsilon)}{\tan(\varepsilon' + \varepsilon)} \right] \quad (2.53)$$

$$E_t^p = E_i^p \left[ \frac{2 \sin \varepsilon' \cos \varepsilon}{\sin(\varepsilon' + \varepsilon) \cos(\varepsilon - \varepsilon')} \right] \quad (2.54)$$

$$E_r^s = E_i^s \left[ \frac{\sin(\varepsilon' - \varepsilon)}{\sin(\varepsilon' + \varepsilon)} \right] \quad (2.55)$$

$$E_t^s = E_i^s \left[ \frac{2 \sin \varepsilon' \cos \varepsilon}{\sin(\varepsilon' + \varepsilon)} \right] \quad (2.56)$$

unde  $E_i^p, E_i^s$  - componentele p și s ale amplitudinii intensității electrice corespunzătoare unei incidente,

$E_r^p, E_r^s, E_t^p, E_t^s$  - componentele p și s ale amplitudinii intensității electrice a unei reflectate, respectiv transmise,

$\varepsilon, \varepsilon'$  - unghiurile de incidență, respectiv emergență legate prin legea refracției:

$$n \sin \varepsilon = n' \sin \varepsilon' \quad (2.57)$$

unde n și n' - indicii de refracție de referință ai mediilor separate de suprafața pe care are loc reflexia, respectiv refracția.

În relațiile (2.53...2.56) factorii din paranteză reprezintă coeficienții Fresnel, care pentru incidență aproximativ normală și o suprafață de separație aer - mediu optic (cu indicele de refracție n) - au expresiile:

$$r_p = r_s = \frac{1 - n}{1 + n} \quad (2.58)$$

$$t_p = t_s = \frac{2}{1 + n} \quad (2.59)$$

Coeficienții de reflexie, respectiv transmisie aferenți planelor p și s sunt:

$$\rho_p = r_p^2 = \rho_s = r_s^2 \quad (2.60)$$

$$\tau_p = nt_p^2 = \tau_s nt_s^2 \quad (2.61)$$

În ambele plane este satisfăcută condiția de conservare a energiei:

$$\rho_p + \tau_p = 1 \quad (2.62)$$

$$\rho_s + \tau_s = 1 \quad (2.63)$$

Coeficienții de reflexie și transmisie globali depind de unghiul de polarizare al unde incidente  $\alpha_i$ :

$$\rho = \rho_p \cos^2 \alpha_i + \rho_s \sin^2 \alpha_i \quad (2.64)$$

$$\tau = \tau_p \cos^2 \alpha_i + \tau_s \sin^2 \alpha_i \quad (2.65)$$

unde

$$\tan \alpha_i = \frac{E_{is}}{E_{ip}} \quad (2.66)$$

În lumina naturală, gradul de polarizare este foarte scăzut ( $\sim 0.04$ ) astfel încât se pot face aproximațiile  $E_{is} \approx E_{ip}$  și  $\alpha_i = \pi/4$ , rezultând:

$$\rho = \frac{1}{2} \rho_p + \frac{1}{2} \rho_s = \frac{1}{2} r_p^2 + \frac{1}{2} r_s^2 = r_p^2 = r_s^2 = \frac{(1-n)^2}{(1+n)^2} \quad (2.67)$$

$$\tau = \frac{1}{2} \tau_p + \frac{1}{2} \tau_s = \frac{1}{2} nt_p^2 + \frac{1}{2} nt_s^2 = nt_p^2 = nt_s^2 = \frac{4n}{(1+n)^2} \quad (2.68)$$

Revenind la componenta analizată în Figura 2.9 se poate scrie expresia fluxului radiant transmis de piesă și a factorului de transmisie externă:

$$(\Phi_{eI\lambda})_t = [(\Phi_{eI\lambda})_i - (\Phi_{eI\lambda})_i \rho] e^{-a_i d} (1 - \rho) \quad (2.69)$$

respectiv

$$\tau_{ext}(\lambda) = (1 - \rho) e^{-a_i d} \cdot (1 - \rho) = (1 - \rho)^2 e^{-a_i d} \quad (2.70)$$

## 2.5. Legile de radiație ale corpului negru

Caracteristicile energetice ale surselor de radiație se raportează la un emițător de referință denumit corp negru, pentru care se enunță legile radiației electromagnetice. Corpul negru, ca emițător ideal, este un radiator integral (emite un spectru continuu).

Densitatea spectrală a energiei emise de corpul negru este descrisă de legea lui Planck, care stabilește o expresie explicită pentru radianța spectrală [Schröder, 1990]:



$$L_{e,\lambda,n} = \frac{C_1}{n} \cdot \frac{1}{\lambda^5} \cdot \frac{1}{\frac{C_2}{e^{\lambda T}} - 1} \cdot \frac{1}{\Omega}, [\text{W/m}^3 \text{ sr}] \quad (2.71)$$

unde  $L_{e,\lambda,n}$  este radianța spectrală a corpului negru,

$$C_1 = 3.741832 \cdot 10^{-16} \text{ Wm}^2,$$

$$C_2 = 1.438786 \cdot 10^{-2} \text{ mK},$$

$\lambda$  - lungimea de undă, [m],

T - temperatura absolută, [K],

$\Omega$  - unghiul solid, [sr].

Curbele care descriu radianța spectrală a corpului negru, având ca parametru temperatura T, sunt prezentate în figura 2.10.

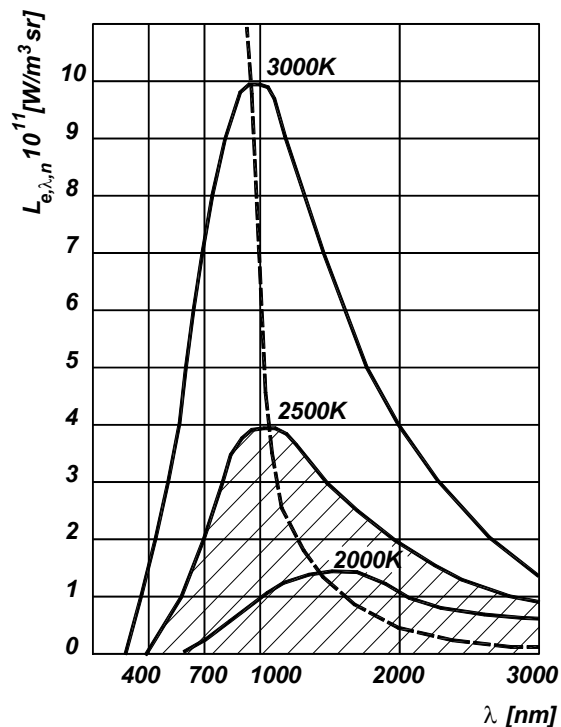


Figura 2.10 Curbele de radianță spectrală a corpului negru [W11]

Legea lui Planck permite următoarele observații:

- maximele de radianță spectrală se deplasează spre lungimi de undă mici, pe măsură ce temperatura corpului crește. Integrând legea (2.71) funcție de lungimea de undă pe domeniul  $(0, \infty)$ , pentru o temperatură dată, se obține radianța integrală (numeric egală cu aria hașurată de sub curba corespunzătoare), a cărei expresie este cunoscută ca Legea Stefan - Boltzmann:

$$L_{e,n} = \frac{\sigma}{n} \cdot T^4 \cdot \frac{1}{\Omega}, \text{ [W/m}^2 \text{ sr]} \quad (2.72)$$

unde  $\sigma$  - este constanta lui Boltzmann ( $\sigma = 5.67032 \cdot 10^{-8} \text{ W/m}^2 \text{K}^4$ ).

- prin diferențierea în raport cu lungimea de undă a relației (2.71) se obțin valorile  $\lambda_{\max}$  pentru care  $L_{e,\lambda,n}$  prezintă maxime. Curba pe care se află aceste maxime (reprezentată cu linie întreruptă în Figura 2.10) are o expresie de forma:

$$\lambda_{\max} \cdot T = 2.8978 \cdot 10^{-3}, \text{ [mK]} \quad (2.73)$$

cunoscută ca Legea lui Wien.

Cunoscând  $\lambda_{\max}$  pentru o temperatură dată a corpului negru, din relația (2.71) se poate determina radianța spectrală maximă:

$$L_{e,n}(\lambda_{\max}) = C_3 \cdot T^5 \quad (2.74)$$

unde  $C_3 = 4.09561 \cdot 10^{-6} \text{ W/m}^3 \text{ sr K}^5$ .

Legile (2.71)...(2.74) arată că la creșterea temperaturii, radianța este proporțională cu  $T^4$ , astfel încât aria închisă de curbe crește foarte rapid și ocupă tot mai mult spațiu în zona lungimilor de undă mici. Mărimea maximelor de radianță depinde și mai accentuat de temperatură, fiind proporțională cu  $T^5$ , ceea ce imprimă curbelor o alură asimetrică având pantă tot mai abruptă.

În natură, singurul corp cu radiație asemănătoare corpului negru este soarele. Acesta radiază asemenea unui corp negru cu temperatura de 5800K, care are radianța spectrală maximă la  $\lambda_{\max} = 480 \text{ nm}$ .

Emisia corpurilor reale naturale nu urmărește legile descrise pentru corpul negru. Au fost create artefacte, cum ar fi filamentul lămpilor cu incandescență, plasma formată între electrozii unei lămpi cu descărcare în gaze etc., care, pe domenii mai largi sau mai restrânse, au o emisie asememnea cu cea a corpului negru. Radianța spectrală a unei surse artificiale, reale, față de radianța corpului negru este de forma:

$$L_{e,\lambda} = \varepsilon(\lambda, T) L_{e,\lambda,n} \quad (2.75)$$

unde  $\varepsilon(\lambda, T)$  – emisivitatea spectrală.

Prin definiție, emisivitatea spectrală este raportul dintre radianța corpului real și radianța corpului negru, aflate la aceeași temperatură. Emisivitatea corpului negru este egală cu unitatea, indiferent de temperatură și pentru toate lungimile de undă. Corpul negru este total neselectiv, perfect opac ( $\tau = 0$ ), nu reflectă radiația ( $\rho = 0$ ) și, ca urmare, are emisivitatea echivalentă cu absorbanta, conform Legii lui Kirchoff:

$$\varepsilon_n = a_n = 1 \quad (2.76)$$

La sursele reale, pentru care reflectanța și transmitanța sunt totdeauna nenule, emisivitatea este subunitară. Cei trei coeficienți radiometrici sunt legați prin relația:

$$\varepsilon(\lambda, T) + \rho(\lambda, T) + \tau(\lambda, T) = 0 \quad (2.77)$$

unde  $\varepsilon(\lambda, T)$ ,  $\rho(\lambda, T)$ ,  $\tau(\lambda, T)$  – emisivitatea, reflectanța, respectiv transmitanța spectrale la o temperatură dată.

Emisivitatea corpurilor reale depinde, în general, atât de temperatură, cât și de lungimea de undă. Corpurile a căror emisivitate este constantă în raport cu lungimea de undă se numesc corpuri gri. Curbele de radianță ale corpurilor gri sunt asemenea cu ale corpului negru, factorul de asemănare fiind emisivitatea. Asemănarea se manifestă, în general, pe domenii spectrale de largime oarecare, dar niciodată pe întreg spectrul. Din punct de vedere practic, acest aspect este satisfăcător, având în vedere că sursele se construiesc cu destinație spectrală precizată.

Sursele a căror emisivitate depinde și de lungimea de undă se numesc surse selective.

Pentru caracterizarea surselor reale se mai definește temperatura de culoare, ca fiind temperatura corpului negru a cărei curbă de radianță se suprapune peste curba de radianță a sursei reale pe un domeniu spectral dat.

## 2.6. Radiația termică

Radiația termică este radiația electromagnetică generată de agitația termică a particulelor materiale (atomi, electroni, ioni) care sunt purtători de sarcini electrice [Ciobanu, 2004].

Conform modelului Planck, toate corpurile negre aflate la temperaturi diferite de 0K emit radiație spectral continuă, cu frecvențe cuprinse între 0 și  $+\infty$ , incluzând deci și zona infraroșie, a radiațiilor numite termice. Energia integrală purtată de radiația termică depinde, însă, de temperatura corpului negru (figura 2.11).

Legile de radiație ale corpului negru includ și domeniul radiațiilor termice, pentru care se acceptă ipoteza echilibrului termic. Se numește radiație de echilibru radiația termică aflată într-o regiune limitată din spațiu în echilibru termic cu corpurile vecine.

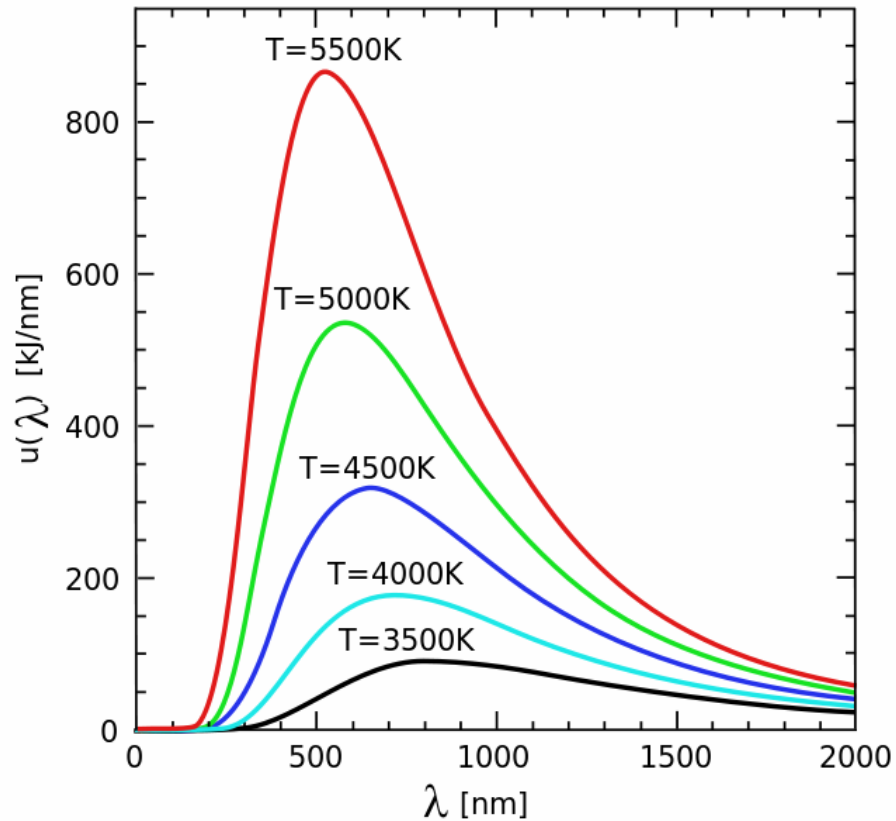
Pentru generarea radiației de echilibru se consideră o incintă închisă [Selvarasu, 2009]. Fiecare zonă interioară a incintei emite și absoarbe energie, astfel încât la echilibrul termic (temperatura în incintă devine uniformă) cantitatea de energie emisă de o anumită zonă este egală cu cantitatea de energie absorbită de zona respectivă. În starea de echilibru schimbul de energie nu încetează, fluxurile energetice emise și absorbite fiind egale.

Pe lângă mărimile radiometrice standardizate, pentru radiația termică se mai utilizează și puterea termică radiantă, definită ca radianță pe unitatea de unghi solid și unitatea de frecvență, sub forma:

$$E_{v,T} = \frac{2n}{c^2} \cdot \frac{hv^3}{e^{kT} - 1} \quad (2.78)$$

La temperatura mediului ambiant, radianța corpului negru are maximul de aproximativ  $50 \text{ mW/cm}^2$  și se află în jurul valorii  $\lambda_{\text{max}} = 9.8 \text{ }\mu\text{m}$ .

Corpurile reale, care nu materializează modelul corpului negru decât în măsura descrisă prin emisivitate, radiază spectre continui care, desigur, conțin și radiație termică. Aceasta nefiind percepută de ochi, poate fi estimată prin caracteristicile părții vizibile a spectrului din care face parte. Practic, funcție de culoarea corpurilor radiante se poate aprecia temperatura acestora și indirect puterea termică radiantă.



**Figura 2.11 Puterea radiantă a corpului negru la diferite temperaturi [W11]**

Emisia radiației termice devine importantă cantitativ în jurul temperaturii de  $600^\circ\text{C}$ , la care radiația în domeniul vizibil este bine sesizabilă [Badea, 1982]. În tabelul 2.4 [w11] sunt prezentate orientativ culorile asociate corpului negru la diverse temperaturi. Culoarea trebuie interpretată ca linie spectrală la care curba de radianță prezintă maximumul.

**Tabelul 2.4 Asocierea culorii cu temperatura corpului negru**

°C	Culoare subiectivă
480 °C	strălucire slabă roșiatică
580 °C	roșu închis
730 °C	roșu strălucitor spre portocaliu
930 °C	portocaliu strălucitor
1,100 °C	portocaliu gălbui pal
1,300 °C	alb gălbui
> 1,400 °C	alb

Radiația termică interacționează cu structurile materiale și poate determina inițierea unor procese ireversibile, care prezintă importanță deosebită atunci când sunt implicate țesuturile vii. În Tabelul 2.5 [wikipedia.org] sunt prezentate ilustrativ efectele radiației termice la diverse niveluri ale fluxului radiant.

**Tabelul 2.5 Efecte ale interacțiunii radiației termice**

kW/m <sup>2</sup>	Efect
80	Nivel asigurat de echipamentele de protecție destinate echipelor de intervenție
29	Aprinderea lemnului prin expunere îndelungată
16	Durere și bășici de arsură la nivelul pielii în 5 secunde
10.4	Durere la nivelul pielii după 30 de secunde și arsuri de gradul II după 9 secunde
6.4	Arsuri de gradul II la nivelul pielii după 18 secunde
4.5	Arsuri de gradul II la nivelul pielii după 30 secunde
2.5	Arsuri ale pielii după expunere îndelungată în apropierea incendiilor
1.4	Arsuri prin expunere la soare peste 30 minute

Efectele radiației termice asupra corpurilor materiale sunt exploatate prin numeroase aplicații tehnice, implementate în diverse domenii industriale, în medicină, în cercetare etc.

Printre cele mai noi tehnici care utilizează radiația termică se numără și termografia, al cărui potențial de exploatare este extrem de valoros. Termografia oferă un instrument neconvențional de prelevare de informație, care prin metodele tradiționale este inaccesibilă.

## 2.7. Echipamente termografice

### 2.7.1. Generalități

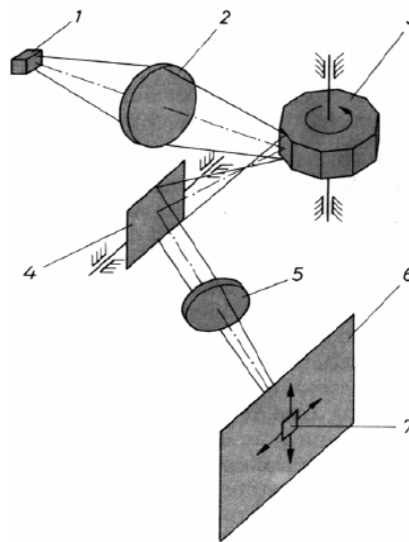
Termografia presupune preluarea imaginii termice a obiectului și convertirea imaginii obținute în frecvențe din domeniul vizibil, pentru care ochiul prezintă sensibilitate spectrală [Diakides, 2008].

Imaginea care rezultă este digitală și necesită un echipament de preluare, prelucrare și stocare a informației. Toate termografele fabricate în prezent sunt livrate cu softuri de compatibilizare cu sisteme de calcul comune, de largă răspândire, de tip PC.

Echipamentele pe bază de termoviziune au ca principiu de funcționare transformarea radiației infraroșii colectată de obiectiv în semnal electric, procesat și afișat pe un display.

Principial, un echipament pe bază de termoviziune, figura 2.12 [Țurcanu, 2009], se compune din:

- *detector (1)*, care detectează radiația infraroșie;
- *oglinzi tip detector (2, 3, 4, 5)*, care transmite energia radiației infraroșii către matricea de detectori;
- *obiectiv (6)*, care colectează radiația infraroșie și o focalizează pe matricea de detectori;
- *matricea de detectori (7)*, care procesează semnalul electric și afișează imaginea rezultată pe un *display*.

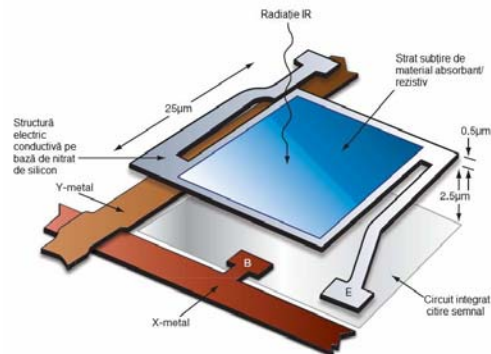


**Figura 2.12 Schema aparatului de termografie [Țurcanu, 2009]**

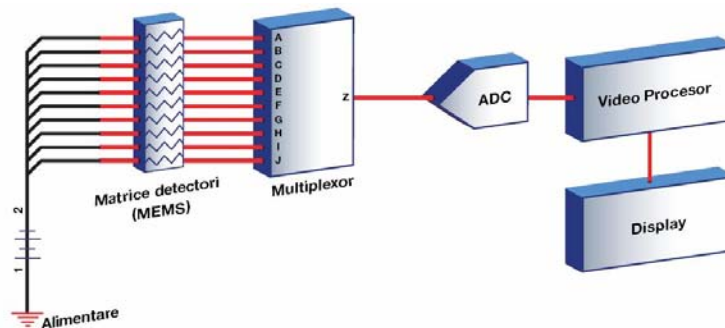
1 - detector; 2, 5 - lentile; 3 - oglindă tip detector orizontal; 4 - oglindă tip detector vertical;  
6 - obiectiv; 7 - matrice de detectori

Obiectivul echipamentului pe bază de termoviziune este o componentă esențială care, aleasă cu rigurozitate, contribuie decisiv la calitatea imaginilor furnizate

[Naumann, 1992]. Materialele utilizate sunt, în principal, germaniul și siliciul. În jurul detectorului s-au conturat, de-a lungul timpului, generațiile de echipamente pe bază de termoviziune. În prezent, ultima generație de astfel de echipamente este caracterizată de matricea de detectori. Elementul de bază al matricei de detectori este detectorul, prezentat schematic în figura 2.13 [Țurcanu, 2009].



**Figura 2.13** Prezentare schematică a detectorului [Țurcanu, 2009]



**Figura 2.14** Echipamentul pe bază de termoviziune [Crețu, 1995] din punct de vedere electric

Din punct de vedere electric, un echipament pe bază de termoviziune are în componerea sa, conform figura 2.14 [Crețu, 1995], un circuit de alimentare (sursă internă, de la baterii/acumulatori sau sursă externă), matricea de detectori formată din micro-senzori mecano-electrici (MEMS), un multiplexor de semnal, un convertor analog / digital, video procesor și display [Dumitrescu, 2010].

Echipamentele bazate pe detectori de radiație IR se bazează fie pe conversia radiației IR (ca semnal de intrare) în semnal electric de ieșire de tip analogic sau digital convertit în semnal de ieșire de tip  $\alpha$ -numeric (de ex. temperatură pentru pirometre), fie în semnal de ieșire de tip imagine (camere termale sau echipamente de termoviziune), fie sub formă de imagine și  $\alpha$ -numeric, simultan (termografe).

Actualmente echipamentele de termoviziune utilizate se pot clasifica în două categorii distincte:

- *echipamente cu răcire* (termoelectrică sau prin destindere) a sistemului de detectori;
- *echipamente fără răcire* a sistemului de detectori.

În funcție de aplicație, echipamentele de conversie a radiației IR (generic camere termale) pot fi împărțite în două grupe de bază:

- camere termale destinate *supravegherii*, utilizate în special în aplicațiile militare pentru observarea în întuneric și în condiții meteorologice dificile, prin crearea unei distribuții relative de temperaturi a scenei care se observă [Copot, 1995; Crețu, 1993];
- camere termale destinate *măsurării*, utilizate în aplicațiile civile de diagnoză industrială și medicală, pentru măsurarea distribuțiilor de temperatură ale obiectului studiat, de la distanță [Heusch, 2004].

În prezent, granița dintre aceste două tipuri de camere a devenit poate ceva mai greu de delimitat, deoarece există unele tipuri de camere care pot fi utilizate atât pentru supraveghere cât și pentru măsurare. Totuși, această situație este încă o excepție de la regulă, deoarece marea majoritate a camerelor de supraveghere nu au capabilitatea de a măsura temperatura obiectelor observate iar calitatea imaginilor camerelor de măsurare este inferioară celor destinate observării.

*Calitatea imaginii* este cel mai important criteriu de evaluare a performanței unei camere termale de supraveghere; în cazul camerelor termale de măsurare (comerciale) situația este mai complexă, aplicațiile acestora fiind de două categorii:

- echipamente utilizate în aplicații în care este necesară *măsurarea de temperaturi relative* (diagnoză nedistructivă), caz în care calitatea imaginii termale obținute reprezintă cel mai important criteriu de evaluare a performanței;
- echipamente utilizate în aplicații în care este necesară *măsurarea de temperaturi absolute*, caz în care acuratețea măsurătorii efectuate reprezintă criteriul principal de evaluare.

*Tendințele actuale* de dezvoltare a acestor echipamente constau în:

- accelerarea cercetărilor în domeniul matricelor de detectori fără răcire, astfel încât aceștia să înlocuiască în cel mai scurt timp sistemele cu răcire;
- utilizarea de matrice de detectori cu sensibilitate în mai multe domenii spectrale (chiar quadricolor).

Principiul de funcționare a unui astfel de echipament se bazează pe contrastul termic pe care îl prezintă obiectele în raport cu mediul în care se află (fundal), când au o temperatură sau emisivitate diferită de aceea a mediului în cauză [Copot, 1995; Crețu, 1993].

Pentru a fi detectată și apoi recunoscută și identificată, o țintă (un obiect) trebuie să prezinte față de fundal, o diferență de temperatură suficient de mare pentru a fi distinsă de alte variații termice ale fundalului. Atmosfera nu trebuie să atenueze în mod excesiv acest semnal. Apoi, utilizatorul sistemului de detecție trebuie să utilizeze o astfel de procedură de căutare care să-i permită să orienteze sistemul în direcția țintei. Elementul de detecție al echipamentului trebuie să colecteze semnalul (prin intermediul unui sistem optic), să-l convertească în semnal electric (cu un raport semnal – zgomot





- sistemele termale bazate pe detectori InSb au o sensibilitate foarte bună (valori mici pentru NETD – diferența de temperatură echivalentă zgomotului) chiar și pentru optică ce are un  $f$  number relativ mare.

*Dezavantajele echipamentelor pe bază de termoviziune cu răcire:*

- consum mai mare de energie electrică;
- timp relativ mare de răcire a detectorilor până la temperatura de funcționare (câteva minute);
- timp mediu de bună funcționare – MTBF – scăzut, din cauza duratei de viață a sistemului de răcire;
- prețul mai ridicat.

*Avantajele echipamentelor pe bază de termoviziune fără răcire:*

- folosesc radiația infraroșie din domeniul spectral 8-12 $\mu$ m, care se caracterizează printr-o mai bună penetrabilitate prin obscuranți naturali și artificiali (fum, ceață, praf, vapori de apă etc.) datorită lungimilor de undă mai mari din acest domeniu spectral;
- dimensiunile de gabarit sunt reduse. Pentru sistemele dedicate aplicațiilor la distanțe mici, se pot atinge dimensiuni foarte reduse, permițând astfel montarea sistemelor termale pe cască;
- oferă semnal video chiar de la pornire;
- consumul de energie electrică este mai mic;
- valori foarte mari pentru MTBF;
- mai puțin scumpe.

*Dezavantajele echipamentelor pe bază de termoviziune fără răcire:*

- principalul dezavantaj al echipamentelor pe bază de termoviziune fără răcire este dat de faptul că necesită optică cu  $f$  number scăzut.

Pe plan mondial, dezvoltarea echipamentelor pe bază de termoviziune este încă de actualitate, marii producători fiind într-o luptă continuă în dezvoltarea de noi tehnologii și descoperirea de noi materiale care să le permită obținerea unor echipamente pe bază de termoviziune competitive. Este greu de anticipat cum va arăta în viitor configurația unui echipament pe bază de termoviziune, însă pot fi identificate anumite cerințe care sigur vor sta la baza dezvoltării ulterioare a echipamentelor pe bază de termoviziune, și anume:

- rezoluție mare (matrici mai mari cu senzori de dimensiuni mai mici);
- dezvoltarea circuitelor de citire a semnalului la ieșirea din detector;
- creșterea temperaturilor de funcționare;
- uniformitate spațială ridicată;
- stabilitate temporală ridicată;
- detecția multispectrală;
- rezolvarea problemei identificării țintelor;
- reducerea costurilor de producție a echipamentelor;
- reducerea timpului de producție;
- reducerea dimensiunilor de gabarit;

- abordarea aplicațiilor de tipul micro UAV, echipamente de termoviziune montate pe cască;
- reducerea zgomotului și a energiei consumate;
- creșterea selectivității lungimilor de undă.

### 2.7.2. Caracteristici ale termografelor pentru diferite domenii de utilizare

Caracteristici comune:  
 spectrul IR: 7.5 – 13μm standard  
 tip sensor: FPA microbolometru fără răcire  
 setare emisivitate: 0.10 – 1.00 ajustabilă

**Tabelul 2.6 Caracteristicile camerelor de termografie FLIR**

Termograf	Domeniul de temperatură (°C)	Precizie	Câmp de vedere	Distanța minimă de focalizare (m)	Sensibilitatea termică (NETD) (°C)	Rezoluție detector IR (pixeli fizici)	Zoom digital	Observații
FLIR 160	-20....+360	±2°C ( %din indicație)	25°x25°	<0.10	<0.07	180x180		Termografe folosite la scanarea termică a instalațiilor electrice, termice și mecanice
FLIR 150								
FLIR 140								
FLIR 17	-20....+2500			<0.60				
FLIR 15			17°x17°			80x80		

FLIR P640		FLIR P620	FLIR T425	FLIR T365	FLIR T335	FLIR T250	Termograf
-40...+500 (opțional +1500...+2000)			-20....+1200	-20....+650		-20....+350	Domeniul de temperatură (°C)
±1°C ( %din indicație)							Precizie
24°x18°			25°x190°				Câmp de vedere
<0.30			<0.14				Distanța minimă de focalizare (m)
<0.05		<0.06	<0.05				Sensibilitatea termică (NETD) (°C)
640x480			324x256			240x180	Rezoluție detector IR (pixeli fizici)
1x-8x	1x-2x		1x-8x	1x-4x	1x-2x		Zoom digital
termograficele sunt generate folosite la scanarea termică a instalațiilor electrice,							Observații

FLIR B335		FLIR B250	FLIR b60	FLIR b50	FLIR b40	FLIR P660	Termograf
-20...+120 (opțional +1500...+2000)							
±2°C ( %din indicație)							
25°x19°	25°x25°						
<0.14	<0.10						
<0.05	<0.07	<0.09 (tipic 0.08)	<0.10 (tipic 0.09)				
324x256	240x180	180x180	140x140	120x120			
1x-2x	1x-2x						
detectarea defectelor de izolare, a punțiilor termice, a infiltrațiilor, a zonelor cu potențial		Termograme folosite la scanarea termică a clădirilor					
		Zoom digital					
		Observații					

FLIR HS324 cu extender x2		FLIR HS324	FLIR B660	FLIR B640	FLIR B620	FLIR B425	FLIR B365	Termograf
-20....+60			-40...+120 (opțional +1500...+2000)					Domeniul de temperatură (°C)
0.5metrii			±2°C ( %din indicație)			±1°C ( %din indicație)		Precizie
790m om-2150m mașină	450m om - 1280m mașină		24°x18°					Câmp de vedere
0.5			<0.3					Distanța minimă de focalizare (m)
<50metrii			<0.04	<0.05	<0.06			Sensibilitatea termică (NETD) (°C)
320x240			640x480					Rezoluție detector IR (pixeli fizici)
2x			1x-8x		1x-2x	1x-8x	1x-4x	Zoom digital
Termografe folosite în aplicații aviatice, auto, navigație, militare, de securitate și supraveghere			Termografe de ultimă generație folosite la scanarea termică a clădirilor					Observații

FLIR A320F		FLIR A320	FLIR B50	Therma CAM B4	FLIR HS307	Termograf
-20....+55		-20....+60				<b>Domeniul de temperatură (°C)</b>
±1°C (%din indicație)						<b>Precizie</b>
25°x19°		25°x25°		-----	1450m om-3900m mașină	<b>Câmp de vedere</b>
0.1		-----				<b>Distanța minimă de focalizare (m)</b>
<0.05	<0.07	<0.10(tipic 0.09)		<0.08		<b>Sensibilitatea termică (NETD) (°C)</b>
324x256		140x140	320x240			<b>Rezoluție detector IR (pixeli fizici)</b>
1x-8x		-----	Lentile inter-schimbabile			<b>Zoom digital</b>
Termograme folosite în doemniul medical						
<b>Observații</b>						

Termograf	Domeniul de temperatură (°C)	Precizie	Câmp de vedere	Distanța minimă de focalizare (m)	Sensibilitatea termică (NETD) (°C)	Rezoluție detector IR (pixeli fizici)	Zoom digital	Observații
FLIR A40M	-40.....+70	±2°C ( %din indicație)	24°x18°	7° Telescope (7° x 5.3°/4m) 12° Telescope (12° x 9°/1.2m) 45° Wide angle (45° x 34°/0.1m) 80° Wide angle (80° x 60°/ 0.1m) Close up: 64/150 mm (FOV=64 x 48 mm at 150 mm); 34/80 mm (FOV=34 x 25 mm at 80 mm) Macro: 50 micron (14.3 to 18.7 mm focus; FOV=14.3 x 10.8mm at 14.3 mm; FOV=15.1 x 11.2 mm at 18.7 mm; IFOV=45µm at 14.3 mm; 47 µm at 18.7 mm)				În orice domeniu de cercetare

### 2.7.3. Termograful FLIR A40M

FLIR are o experiență de 30 de ani și peste 30.000 de camere în IR fabricate, ce au putut fi utilizate în orice domeniu de activitate.

Printre aceste termografe se numără și modelul A40M (dimensiunile camerei cu tot cu lentile: 207x92x109mm, greutate 1.4kg. Acest termograf este un echipament fără răcire. Camera a fost creată astfel în cât să poată fi montată în orice loc și în orice poziție și să depindă doar de factorii din încăperea, cum ar fi temperatura și umiditatea. Adaptabilă la orice tip de măsurători, are rezoluția de 320x240 pixeli, interfață IEEE-1394 ce captează pe PC o imagine monocromă de 8/16 bit cu o viteză de 60Hz [ThermoVision™, 2004].

Software folosite:

P/N 1 195784/1: operator manual 1 557 773 / 1 557 774

Programe și aplicații cu FLIR sistem SDK și Visual Basic / C++ (P/N 1 195710: operator manual 1 557 738)

ThermoVision LabView Digital Toolkit (P/N 1 195709: operator manual 1 557 739)

Imaginile la ieșire sunt de mai multe tipuri:



Video – CVBS

Monocromă – 320x240 (1:0:0) – pentru interfața IEEE 1394 DCAM

Color – 640x480 (4:2:2) – pentru interfața IEEE 1394 DCAM

Radiometric monocrom – 16 bit – pentru interfața IEEE 1394 (FFF)

Radiometric temperatură liniară monocromă 16 bit – pentru interfața IEEE 1394 (FFF).

ThermoVision A40M (figura 2.16) este o cameră în infraroșu, accesibilă, cu precizie, care produce imagini mai clare decât camerele precedente și are posibilitatea de măsurare a temperaturii în domeniul industrial și în procesele de monitorizare în verificarea produselor și în aplicații de securitate [[www.flir.com](http://www.flir.com)].



**Figura 2.16 Camera de termoviziune FLIR A40M [W2]**

Ultra-compactă, camera în infraroșu A40M realizează imagini în infraroșu cu o rezoluție mare cu ajutorul meniului configurat intuitiv, alături de cursoare multiple și alarme independente, filmare color în timp real, multiple interfațe de conexiuni și configurații de rețele de conectare și redare. Cu grup de lentile interschimbabile și alte accesorii, sistemul A40M este un aparat de vizualizare și cu comandă de monitorizare care poate identifica problemele termice care altfel sunt neidentificabile.

Aparatul are următoarele avantaje:

- precizia temperaturii măsurate
- vizualizarea în timp real al filmării
- scanare cu spoturi multiple și posibilitate de avertizare
- conexiune / Interfața FireWire
- sistem de răcire încorporat, care reduce costurile întreținerii
- folosește softurile LabView și C++ / Visual Basic
- utilizatori diferiți pot accesa date de la diferite camere

Predecesorul camerelor A40M este FLIR, aceasta înseamnă încorporarea experienței de peste 30 de ani a camerelor Flir privind imaginea în infraroșu. Capătă calitate ergonomică superioară, procesare avansată a semnalului, controlul

temperaturii ambientale și deține caracteristici exclusive față de alte modele. Flir oferă o gamă largă de camere în IR și imagini termice, cel mai bun suport tehnic vândut și organizație de pregătire cea mai mare și cea mai experimentată în IR – Infrared Training Center – cu premiul de “serviciu pentru clienți”.

Variațiile fine de temperatură, nedetectabile de către orice altă metodă de măsurare, sunt vizualizate cu acest aparat. Găsind și soluționând problemele devreme pot îmbunătăți calitatea produsului și să reducă din pierderi.

A40M a fost proiectat de la început – de la nivelul de detectoare – ca să producă imagini radiometrice clare și măsurători termice repetabile. Fiecare imagine termică este alcătuită din 76.800 de elemente de imagine individuală care sunt preluate de 60 de ori pe secundă de către senzorii camerei și de către softul de măsurare a temperaturii. Informațiile pot fi folosite de către operator ca să monitorizeze și să controleze procesul de producție sau aparatul poate genera autonom multiple alarme digitale independente sau chiar să controleze echipamentul.

Camera folosește o tehnică de detecție avansată prin microbolometrul FPA produce imagini intense pe o undă lungă într-o paletă de culori multiple care îți permit să observi variațiile mici de temperatură, cum ar fi  $0,08^{\circ}\text{C}$ . Captarea imaginii în timp real la camerele standard (60Hz) pot identifica rapid evenimente tranzitorii termice și pot genera imagini clare al obiectelor aflate în mișcare. [ThermoVision™, 2004]

#### 2.7.4. Funcționarea aparatului de termografie

Precum menționat anterior, camera primește radiație și din alte surse decât obiectul în sine. Ea colectează informație și de la mediul reflectat prin intermediul suprafețelor obiectului. Ambele radiații sunt atenuate de către atmosfera întâlnită pe direcția de măsurare. La aceasta se adaugă o a treia sursă de radiație provenită din atmosfera înconjurătoare [ThermoVision™, 2004].

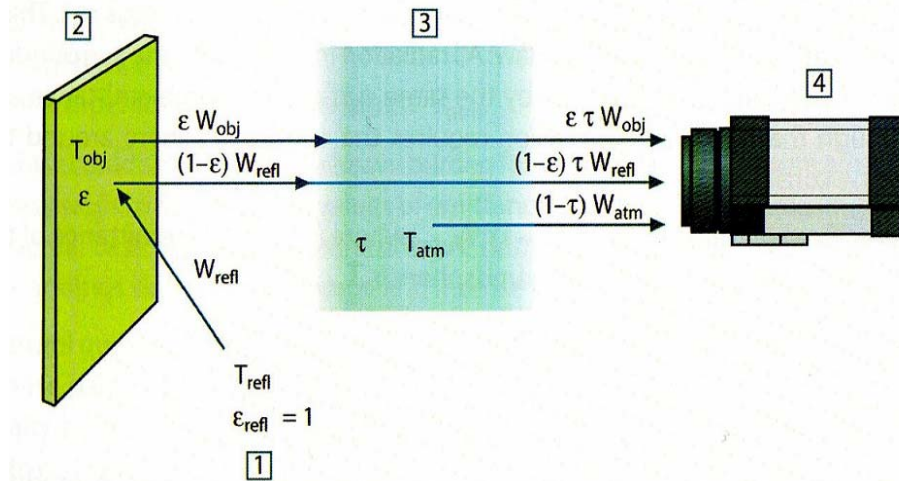


Figura 2.17 Schemă a activității de măsurare termografică generală [W2]  
1: Ambient; 2: Obiect; 3: Armosferă; 4: Cameră

În descrierea situației de măsurare, din figura 2.17, se prezintă o descriere aproape adevărată a condițiilor reale. Ce s-a neglijat sunt razele solare din atmosferă sau o sursă de radiații ce s-ar putea afla în afara câmpului vizual. Astfel de perturbații sunt greu de cuantificat, dar din fericire în majoritatea cazurilor sunt destul de mici pentru a fi neglijate. În cazul în care nu sunt neglijabile, configurația de măsurare poate fi astfel încât riscul unei perturbații să fie vizibil, cel puțin unui operator cu experiență. Astfel devine responsabilitatea operatorului de a modifica situația de măsurare pentru a evita perturbațiile fie prin modificarea direcției de privire a camerei, prin protecția de surse cu radiație intensă, etc.

Acceptând descrierea precedentă, putem utiliza Figura 2.17 pentru a realiza o formula de calcul a temperaturii obiectului cu ajutorul informațiilor de ieșire a camerei calibrate [ThermoVision™, 2004].

Presupunând că puterea radiației  $W$  percepută de la un corp negru, sursă de temperatură  $T_{sursă}$  pe o distanță scurtă, generează un semnal de ieșire  $U_{sursă}$  care este proporțional cu puterea de intrare a camerei (cameră cu putere liniară), putem scrie:

$$U_{sursă} = CW(T_{sursă}) \quad (2.79)$$

Sau, cu notații simplificate:

$$U_{sursă} = CW_{sursă} \quad (2.80)$$

unde  $C$  – constantă.

În cazul în care sursa este un corp gri cu emitanță  $\epsilon$ , radiația percepută ar fi  $\epsilon W_{sursă}$ .

Acum se pot scrie termenii de putere a celor trei radiații:

*Emisia de la obiect* =  $\epsilon \tau W_{obiect}$ , unde  $\epsilon$  este emitanță obiectului iar  $\tau$  este transmitanță atmosferei. Temperatura obiectului este  $T_{obiect}$ .

*Emisia reflectată de sursele ambientale* =  $(1 - \epsilon) \tau W_{refl}$ , unde  $(1 - \epsilon)$  este refractanța obiectului. Sursele ambientale au temperatura  $T_{refl}$ .

S-a presupus aici că temperatura  $T_{refl}$  este aceeași pentru toate suprafețele de emisie din cadrul unei emisfere privite dintr-un punct de pe suprafața obiectului [www2.flirthermography.com].

Aceasta este câteodată, bineînțeles, o simplificare a situației reale. Este totuși o simplificare necesară pentru a obține o formulă utilizabilă, iar  $T_{refl}$  poate – cel puțin teoretic – să primească o valoare care reprezintă o temperatură eficientă a unui ambient complex.

A se observa că s-a presupus că emitanță mediului înconjurător este egală cu 1. Acest fapt este corect în concordanță cu legea lui Kirchhoff: Toate radiațiile ce influențează suprafețele înconjurătoare vor fi absorbite, în cele din urmă, de aceleași suprafețe. Astfel emitanța = 1. (A se nota totuși ca ultima discuție necesită ca întreaga sferă din jurul obiectului să fie luată în considerare.)

*Emisia atmosferei* =  $(1 - \tau) \tau W_{atm}$ , unde  $(1 - \tau)$  este emitanța atmosferei. Temperatura atmosferei este  $T_{atm}$ .

Întreaga putere a radiației percepute este:

$$W_{tot} = \epsilon \tau W_{obiect} + (1 - \epsilon) \tau W_{refl} + (1 - \tau) W_{atm} \quad (2.81)$$

Înmulțim fiecare termen cu constanta C din ecuația 2.79 și înlocuim fiecare produs CW cu U corespunzătoare din aceeași ecuație 2.79 și obținem ecuația:

$$U_{tot} = \varepsilon\tau U_{obiect} + (1 - \varepsilon)\tau U_{refl} + (1 - \tau)U_{atm} \quad (2.82)$$

Scoatem din ecuația 2.82  $U_{obiect}$  și obținem ecuația:

$$U_{obiect} = \frac{1}{\varepsilon\tau} U_{tot} - \frac{1 - \varepsilon}{\varepsilon} U_{refl} - \frac{1 - \tau}{\varepsilon\tau} U_{atm} \quad (2.83)$$

Aceasta este formula generală utilizată pentru echipamentul termografic din sistemele FLIR. Tensiunile formulei sunt prezentate în tabelul 2.7 [ThermoVision™, 2004]:

**Tabelul 2.7 Tensiunile la ieșire**

$U_{obiect}$	Tensiune de ieșire a camerei calculată pentru o temperatură $T_{obiect}$ a unui corp negru (o tensiune ce poate fi direct transformată în temperatura cerută reală a obiectului)
$U_{tot}$	Tensiunea de ieșire a camerei măsurată pentru cazul actual
$U_{refl}$	Tensiunea de ieșire teoretică a camerei pentru o temperatură $T_{refl}$ a unui corp negru conform calibrării
$U_{atm}$	Tensiunea de ieșire teoretică a camerei pentru o temperatură $T_{atm}$ a unui corp negru conform calibrării

Operatorul trebuie să furnizeze o serie de valori ale parametrilor pentru calculare:

- emitanța obiectului  $\varepsilon$ ,
- umiditatea relativă  $T_{atm}$
- distanța până la obiect ( $D_{obiect}$ )
- temperatura (efectivă) a mediului din jurul obiectului sau temperatura ambientală reflectată  $T_{refl}$
- temperatura atmosferei  $T_{atm}$

Această sarcină poate fi dificilă pentru operator deoarece nu există moduri ușoare de a găsi valori precise pentru emitanța și transmitanța atmosferică pentru cazul efectiv. Cele două temperaturi sunt în mod normal o problemă mai mică dacă ambientul nu conține surse de radiații mari și intense.

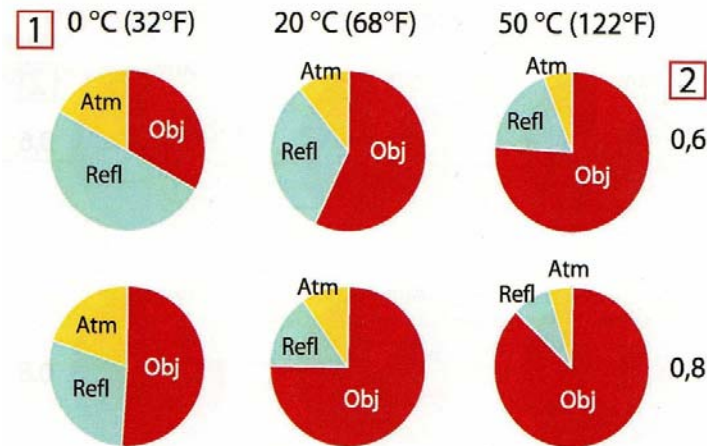
O întrebare care rezultă din aceste conexiuni este: Cât de important este să se cunoască valorile corecte ale acestor parametrii? Ar putea fi de interes să se înțeleagă această problemă prin studierea aici a câtorva cazuri de măsurători diferite și să se compare mărimile relative a trei termeni ai radiației. Aceasta va da indicații despre când este de important să se folosească valorile corecte și pentru care parametrii.

Figurile 2.18 și 2.19 [ThermoVision™, 2004] ilustrează mărimile relative pentru trei contribuții de radiații a trei temperaturi diferite ale unor obiecte, două emitanțe și două intervale spectrale: SW și LW. Restul parametrilor au următoarele valori fixe:

$$T = 0.88$$

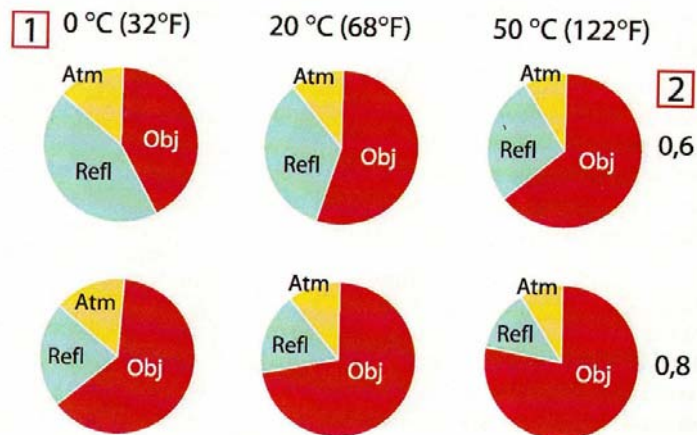
$$T_{refl} = +20 \text{ }^\circ\text{C} (+68 \text{ }^\circ\text{F})$$

$$T_{\text{atm}} = +20 \text{ }^{\circ}\text{C} (+68 \text{ }^{\circ}\text{F}).$$



**Figura 2.18 Mărimi relative ale surselor de radiații în condiții variate de măsurare (cameră SW) [W2]**

1: Temperatura obiectului; 2: Emitanța; Obj: Radiația obiectului; Refl: Radiația reflectată; Atm: Radiația atmosferică. Parametrii fixați:  $\tau = 0.88$ ;  $T_{\text{refl}} = +20 \text{ }^{\circ}\text{C} (+68 \text{ }^{\circ}\text{F})$ ;  $T_{\text{atm}} = +20 \text{ }^{\circ}\text{C} (+68 \text{ }^{\circ}\text{F})$ .



**Figura 2.19 Mărimi relative ale surselor de radiații în condiții variate de măsurare (cameră LW) [W2]**

1: Temperatura obiectului; 2: Emitanța; Obj: Radiația obiectului; Refl: Radiația reflectată; Atm: Radiația atmosferică. Parametrii fixați:  $\tau = 0.88$ ;  $T_{\text{refl}} = +20 \text{ }^{\circ}\text{C} (+68 \text{ }^{\circ}\text{F})$ ;  $T_{\text{atm}} = +20 \text{ }^{\circ}\text{C} (+68 \text{ }^{\circ}\text{F})$ .

Este evident că măsurarea unei temperaturi scăzute pentru un obiect este mai critică decât măsurarea pentru o temperatură a obiectului ridicată deoarece sursele de radiații ce disturbă sunt relativ mai puternice în primul caz. Iar dacă emitanța obiectului este scăzută situația devine și mai dificilă.

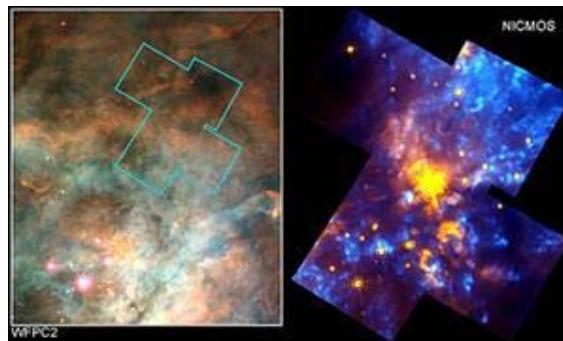
În final trebuie să răspundem la întrebarea legată de importanța extrapolării, dacă putem folosi curba de calibrare peste cel mai înalt punct de calibrare. Să luăm în considerare cazul în care se măsoară  $U_{\text{tot}} = 4.5$  volți. Cel mai înalt punct de calibrare a camerei este în jurul a 4.1 volți, o valoare necunoscută de operator. Astfel, și dacă obiectul s-ar putea să fie un corp negru prin  $U_{\text{obiect}} = U_{\text{tot}}$  facem o extrapolare a curbei de calibrare când convertim 4.5 volți în temperatură.

Să presupunem ca corpul nu este negru și are o emitanță de 0.75 și o transmitanță de 0.92. De asemenea presupunem că cei doi termeni secundari din ecuația 4 au valoarea sumată de 0.5 volți. Rezultatul ecuației 4 ar fi:  $U_{\text{obiect}} = 4.5 / 0.75 / 0.92 - 0.5 = 6.0$ . Aceasta este o extrapolare exagerată considerând că amplificatorul video limitează semnalul de ieșire la 5 volți! A se nota faptul că aplicația curbei de calibrare este o procedură teoretică unde nu există limite electronice sau de altă natură. Dacă nu ar fi fost limite în privința camerei, și aceasta s-ar putea calibra peste 5 volți, curba rezultată ar fi fost asemănătoare ca și curba noastră reală extrapolată peste 4.1 volți, cu acțiunea că algoritmul de calibrare este bazat pe fizica radiațiilor ca algoritmul sistemelor FLIR. Bineînțeles că trebuie să existe limite în privința unor extrapolări de genul acesta.

## 2.8. Aplicații ale termografiei în diverse domenii

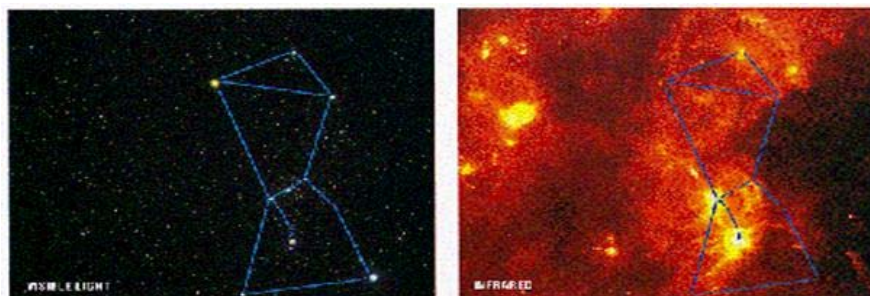
### *Astronomie*

Astronomia furnizează noi descoperiri și o mai bună înțelegere despre Univers cu ajutorul radiațiilor infraroșii. În afară de galaxii, stele, planete, Universul este plin de praf și gaz. Cu ajutorul termografiei se pot detecta imagini în spațiu, utilizând telescoapele în infraroșu. Aceste dispozitive pot prelua imagini prin diferite grosimi de nori, praf, întuneric și gaze. În figura 2.20 [w1] la stânga este vizualizat un spațiu cu nori utilizând telescopul cu lumina vizibilă. Se observă că nu se pot vedea detaliile din spatele norilor. Cu ajutorul dispozitivelor cu infraroșu (dreapta) se pot capta imagini prin nori și descoperi stele tinere, luminoase.



**Figura 2.20** Zonă de gaz și praf, în spațiu spectru vizibil – stânga și spectru IR – dreapta [W1]



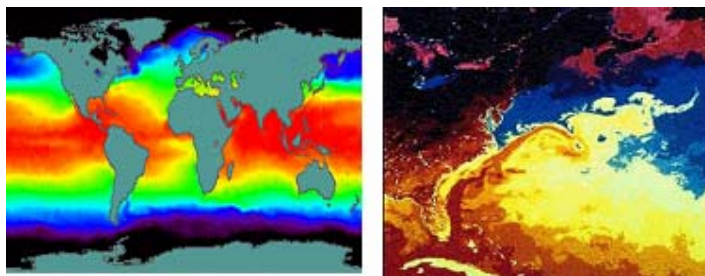


**Figura 2.21 Nebuloasa Orion [W1]**  
spectru vizibil – stânga și spectru IR – dreapta

### **Oceanografie**

Camerele în infraroșu sunt de asemenea utilizate de către sateliții din spațiu pentru a măsura temperatura oceanelor, pentru a monitoriza fenomenele meteorologice ale Pământului.

Aceste fotografii evidențiază transferul termic al oceanelor prin curenți, ducând căldura de la tropice peste regiunile polare, contribuind la reglarea temperaturii de pe Pământ [w1].



**Figura 2.22 Harta globală în infraroșu a oceanelor [W1]**  
Dreapta – hartă a temperaturilor apei în timpul El Nino din 1983

Infraroșul termic de imagini de pe sateliții care orbitează în jurul Pământului este folosit pentru a determina de la distanță temperatura lacurilor și oceanelor. Aceste studii din Oceanul Pacific de Est sunt deosebit de importante în a face previziuni meteorologice pe termen lung. Temperaturile de pe suprafața mărilor sunt folosite pentru a studia cât de multă căldură primește oceanul de la iradierea solară. Mai mult, el arată cât de mult dioxid de carbon absoarbe oceanul, un element important în înțelegerea încălzirii globale. Datele termice în infraroșu sunt folosite pentru a studia la scară largă circulația curenților oceanului și monitorizarea undelor de rupere, un indicator al mărilor furtunoase. Imaginile infraroșii prin satelit sunt folosite pentru a determina locația și circulația icebergurilor în oceanele polare.

În sfârșit, harta temperaturilor oceanelor, este un instrument valoros pentru comerț și pescari amatori. Bancurile de pești preferă să rămână în ape cu o anumită temperatură. Detectoarele infraroșii din satelitele de observații furnizează informații privind zonele potențiale pentru capturarea anumitor tipuri de pește – sau pentru evitarea acestor zone.

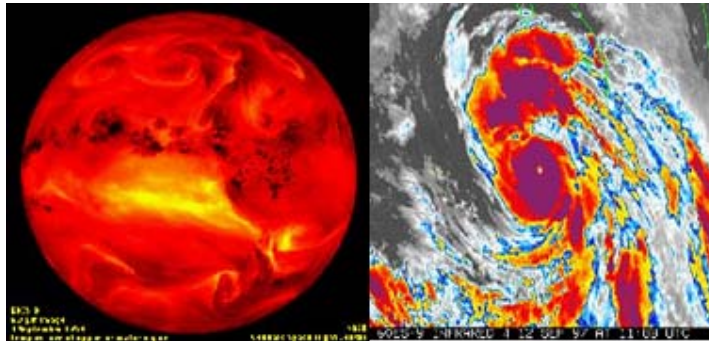
### ***Meteorologie***

Hărțile utilizate în starea vremii sunt hărți în infraroșu. Senzorii infraroșii ai sateliților sunt folosiți pentru a studia uraganele și tornadele.

Noaptea, imaginile captate în infraroșu sunt utilizate pentru a detecta supercelulele de tornadă producătoare de furtuni, care nu pot fi văzute la lumină vizibilă [w1].

Senzori de temperatură infraroșii de la NOAA / NASA sunt, de asemenea sunt folosiți pentru a detecta și controla răspândirea norilor vulcanici. Acest lucru este deosebit de important pentru companiile aeriene – numeroase zboruri au întâlnit nori vulcanici, și pentru unii acest lucru a dus la reducerea puterii motorului.

O altă aplicație importantă a senzorilor în infraroșu este studiul radiației pământului. Pământul primește și reflectă radiații de la soare și, de asemenea, radiază propria energie în infraroșu.



**Figura 2.23** Stânga – Pământul în infraroșu; dreapta – imagine în infraroșu al uraganului Linda [W1]

Culoarea norilor depinde de altitudinea (înălțimea) și temperatura norilor: culoarea violet arată temperatura din zona caldă la altitudine joasă, cea albă fiind temperatura la altitudine mai ridicată și rece.

### ***Domeniul de monitorizare a mediului***

Camerele digitale termo-sensoare sunt utilizate pentru a detecta poluarea termică în râuri, pete petro-chimice, scurgeri septice, deșeuri îngropate precum și pentru a monitoriza norul de fum al emisiilor și al deșeurilor din apă. Camere în infraroșu de la bordul elicopterelor sunt folosite pentru a monitoriza temperaturile râurilor, sprijinind eforturile de a ușura drumul somonului în migrație [w1].

Datele aeriene în infraroșu de la camerele digitale au fost utilizate pentru a vedea distribuția de căldură în zonele urbane [Mânzu, 1995].

### ***Domeniul de geologie, studierea vegetației și solului***

Măsurarea diferențelor de temperatură ale solului în infraroșu, utilizând sateliți, arată distribuția de roci și minereuri. Minereurile absorb și emit radiații termice în infraroșu. Spectrul acestor minereuri acționează ca și amprente digitale. Datele sunt folosite la studierea vulcanelor, pentru anticiparea erupțiilor vulcanice,



pentru cartografierea temperaturilor din sol, compoziția fluxurilor de lavă, și a dioxidului de sulf în gazele vulcanice. Aceste date sunt foarte utile pentru a detecta când vulcanul începe să erupă. NASA a dezvoltat metode (de la avioane și nave spațiale), pentru a studia activitatea termică a vulcanilor de la o distanță sigură.

Cartografierea în infraroșu este, de asemenea, folosită pentru a evalua vegetația solului și a modelelor de umiditate, pentru studii de irigare, pentru detectarea fructelor și legumelor bolnave. De exemplu, imaginile termice în infraroșu sunt utilizate pentru a ajuta agricultorii să diagnosticheze problemele solului și recoltei.

### **Arheologie**

Imaginile termice infraroșii au fost folosite pentru descoperirea a sute de kilometri de drumuri și cărări vechi, furnizând informații valoroase pentru arheologi. Aceste drumuri au fost descoperite prin măsurători de temperatură aproape de sol. Cea mai veche cărare găsită vreodată, datând din aproximativ 500 î.Hr. în Costa Rica, au fost descoperite de către un satelit orbital cu senzori de infraroșu [www.lomoimpex.ro]. Aceste cărări s-au detectat peste o junglă deasă de vegetație. Peste 200 de mile de drumuri s-au găsit la Chaco Canyon, New Mexico datând din 900 -1000 alături de clădiri, ziduri, și câmpuri agricole, oferind informații valoroase despre civilizații dispărute [w1].

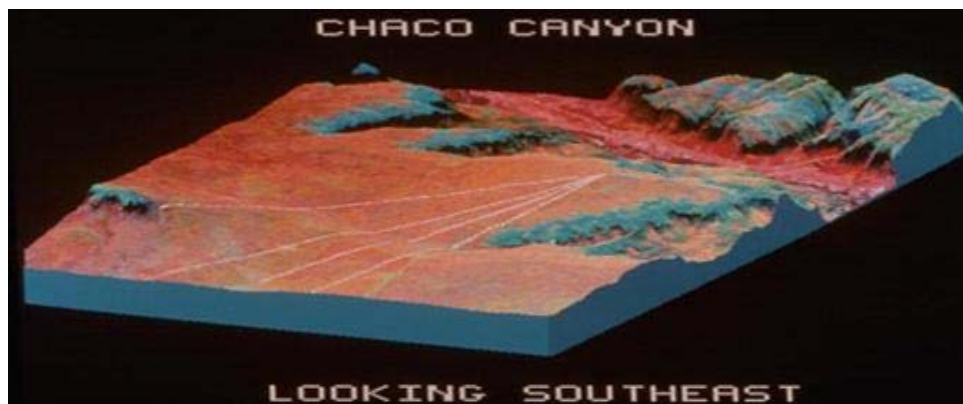


Figura 2.24 Harta în infraroșu cu drumuri antice în Chaco Canyon, New Mexico [W1]

### **Studii de istorie și de artă**

Imaginile termice în infraroșu au fost utilizate pentru a colecta informații noi despre obiecte istorice și de a contribui la conservarea și restaurarea lor.

În 1993, un cercetător a utilizat fotografierea infraroșie (JPL) utilizată anterior pentru a dezvălui detalii invizibile pe fragmentele din manuscrisele de la Marea Moartă (figura 2.25) [W1].



**Figura 2.25 Text invizibil dintr-un manuscris găsit la Marea Moartă [W1]**

Imaginile în infraroșu sunt de obicei folosite în artă pentru activități de conservare, autentificare și datare. Tehnologia infraroșie este utilizată pentru a dezvălui imagini pictate sub alte picturi de către artiști celebri din trecut, precum și de a detecta pigmenți de culori în picturile murale din peșteri.

### ***Ancheta incendiilor***

Utilizarea camerelor digitale infraroșii de pe elicoptere, avioane și sateliți, pot face fotografiile și descoperii unde este căldura cea mai intensă (zone fierbinți), astfel permițând pompierilor să se concentreze pe zonele cele mai periculoase. FireMapper, divizie a Departamentului de Agricultură/Pădure Servicii, utilizează imagini termice infraroșii pentru detectarea flăcărilor, care sunt deseori ascunse de fumul dens. Inginerii NASA au dezvoltat o "mână" în infraroșu, care nu numai că poate vedea prin fumul dens, dar poate de asemenea detecta flăcări de alcool și de hidrogen [w1].

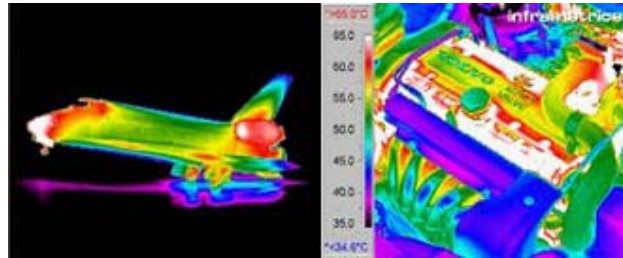
Pompierii utilizează camerele digitale în infraroșu pentru vizibilitatea de navigare prin fumul gros spre a găsi oameni și animale aflate în pericol. Sistemele de avertizare timpurii sunt, de asemenea, un important instrument de prevenire a incendiilor, care permit detectarea și repararea circuitelor electrice înainte de a provoca un incendiu.



**Figura 2.26 Imagine în IR în timpul unui incendiu [W1]  
ce indică o persoană aflată în pericol**

### **Monitorizarea și întreținerea sistemelor mecanice**

Imaginile termice infraroșii joacă un rol important în testarea și monitorizarea sistemelor mecanice. Măsurarea emisiei de energie termică în diverse părți ale unui sistem pot arăta componentele individuale slabe sau defecte, permițând astfel reparații ad-hoc. În industria de automobile, testarea IR se face pe motoare, anvelope, frâne, precum și la aer condiționat și sisteme de încălzire [w1].

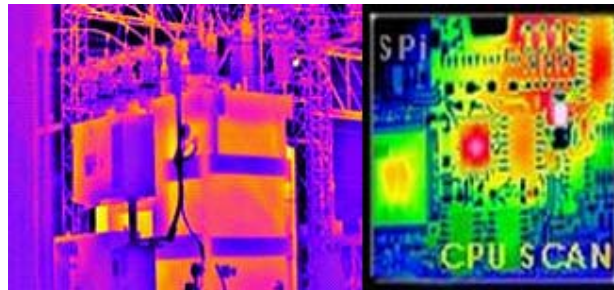


**Figura 2.27** În stânga, vedere în infraroșu a navetei spațiale, la revenirea pe Pământ, iar în dreapta a unui motor auto [W1]

### **Inspectarea sistemelor electrice**

Coeфициantul în infraroșu la imagini este utilizat în sisteme electrice de inspecție pentru a verifica defecțiunile de conexiuni, circuite în uz și alte probleme periculoase a fluxului electric.

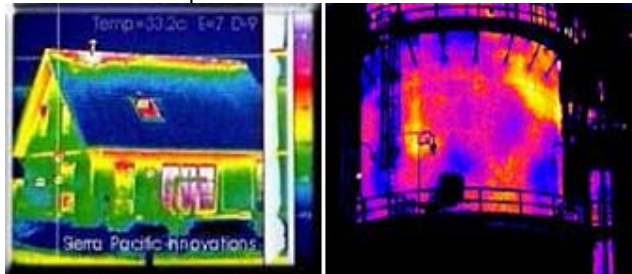
Măsurarea producției de energie termică în diverse părți ale unui sistem poate demonstra dacă sistemul este slab, defect sau supraîncălzit, prin urmare, să permită reparații în sistem fără decuplări. Companiile mari utilizează imagini în infraroșu pentru a detecta defecte de conexiuni și starea transformatoarelor în substații. Imaginile în infraroșu sunt, de asemenea, utilizate pe scară largă în industrie pentru testarea circuitelor plăcilor PC.



**Figura 2.28** Imagini în infraroșu dintr-un transformator electric (stânga) și o placă circuit PC (dreapta) [W1]

### ***Detectarea / pierderea de căldură în structuri***

Infraroșul de imagini este folosit pentru a detecta pierderile de căldură în clădiri, pentru a testa gradul de stres și defecte în sistemele mecanice și electrice, precum și pentru monitorizarea poluării.



**Figura 2.29** Imaginea termică în infraroșu a unei case (stânga) și al unui reactor de vas dreapta [W1]

Figura 2.29 scoate în evidență pierderi de căldură, indicând neizolarea pentru casă și slăbiciuni structurale în reactor. Detectarea pierderilor de căldură în alte structuri pot fi folosite pentru a identifica problemele mai devreme, astfel încât reparațiile pot fi făcute înainte de a se agrava și a produce daune mai costisitoare.

În fabrici, scanarea în infraroșu este folosită pentru a detecta slăbiciuni, fisuri în diguri, baraje, poduri și permite să se facă reparații înainte ca situația să devină periculoasă. Eficiența energetică în camere frigorifice și congelatoare este, de asemenea studiată, folosind detectoare în infraroșu.

### ***Navigatie***

Camerele digitale în infraroșu sunt instalate pe bordul mașinilor pentru a vedea mai clar pe timp de noapte sau în condiții de ceață. Din cauza vizibilității mai reduse, condusul pe timp de noapte este asociat cu un risc crescut de accidente [Pleșa, 2006]. Cu o cameră în infraroșu instalată pe bord, cu proiecția de imagini pe ecran mai mic, un șofer poate „vedea” de trei până la cinci ori mai departe decât normal pe timp de noapte. Detectoarele infraroșii sunt, de asemenea, folosite în navigația maritimă pentru a monitoriza traficul, iar pentru avioane, la zboruri de joasă altitudine. Deoarece cu infraroșu se poate pătrunde adânc în spațiul aerian, piloții pot vizualiza distanțe de teren, prin ceața densă sau nori [Pleșa, 2008].

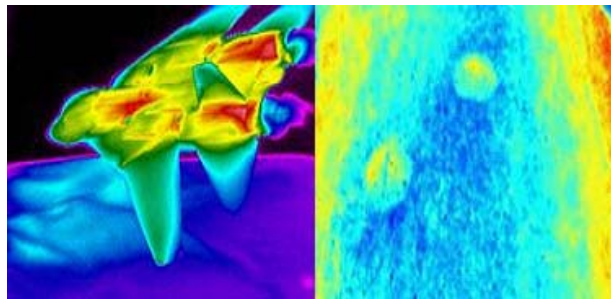


**Figura 2.30** Imagini în trafic în infraroșu [W1]

În figura 2.30 se observă, în stânga, o imagine în infraroșu de pe de cockpit de avion, la pregătirea terenului, într-o ceață densă. Dreapta se vede o imagine în infraroșu, noaptea, cu o cameră instalată într-un automobil avertizează soferul că în drum se afla o mașină nesemnalizată.

### ***Domeniul militar***

În domeniul aplicațiilor militare astfel de echipamente sunt utilizate pentru observarea, supravegherea și conducerea echipamentelor militare (terestre, aeriene sau navale) în orice condiții meteorologice, precum și operațiuni de identificare a țintelor camuflate.



**Figura 2.31 Stânga – vedere în infraroșu al unui F-14 cu jet; dreapta- imagine în infraroșu ce indică locația a două mine anti-tanc îngropate [W1]**

Armata a folosit imagini în infraroșu din al doilea război mondial pentru a permite militarilor de a „vedea” în întuneric. În timpul Războiului din Golf din 1991, tehnologia termică de imagini a ajutat cu succes forțele militare să îndeplinească misiunile de noapte. Serviciile militare utilizează senzori termici prin infraroșu pentru localizarea și urmărirea obiectivele, cât și pentru arme de orientare.

Imaginile în infraroșu sunt de asemenea utilizate pentru a detecta minele terestre ascunse și în sistemele de avertizare timpurii.

### ***Industria alimentară și agricolă***

Tehnologia senzorilor în infraroșu este aplicată în industria alimentară pentru a măsura umiditatea, uleiul, grăsimile, hidrații de carbon, proteine, zaharuri, cafeina din produsele alimentare. Măsurările în infraroșu sunt efectuate rapid și fără a intra în contact direct cu produsele alimentare.

Razele infraroșii sunt folosite pentru a dezvălui insecte ascunse sau infestări în produse, cum ar fi în cazul grâului. Testarea infraroșie se face și pe echipamentele implicate în tratarea și depozitarea produselor alimentare. Aceste teste au salvat milioane de dolari prin sprijinirea prevenirii alimentelor infestate.

### ***Medicina veterinară***

Fotografierea și camerele video în infraroșu sunt folosite pentru a studia comportamentul și mișcarea animalelor fără a perturba habitatul lor. Imaginile în infraroșu sunt utilizate pentru a studia modul de reglare al căldurii la animale. Medicii veterinari utilizează imagini în infraroșu pentru a studia sănătatea animalelor și pentru a depista eventuale leziuni. Utilizarea unor astfel de diagnosticări non-invasive reduce

stresul animalelor în timpul examenelor medicale și este deosebit de utilă mai ales atunci când se examinează animale de talie mare.



Figura 2.32 Imagine în infraroșu a unor picioare de cal [W1]

### Medicina umană

Măsurarea temperaturii unei persoane oferă informații de bază asupra sănătății lor. NASA a dezvoltat un Termometru cu radiații infraroșii, care înregistrează temperatura pacientului în două secunde [Jiang, 2005]. Tehnologia este utilizată pentru analiza non-invazivă a fluidelor și țesuturilor organismului. Informațiile medicale despre leziuni prin studierea de căldură, despre cum este distribuită în organism, cum ar fi sindromul de canal carpian și de boli, cum ar fi artrita și cancerul de sân.

Termografia este utilizată pentru a determina adâncimea arsurilor, precum și în analiza fluxului de sânge și al performanțelor musculare. Sensorul infraroșu este util în monitorizarea bolilor care sunt răspândite prin țânțari, a căror prezență este asociată cu anumite caracteristici de teren sau de vegetație. La NASA este în derulare un proiect care va permite efectuarea de către chirurghi a unor operații și în întuneric [Francis, 2009].

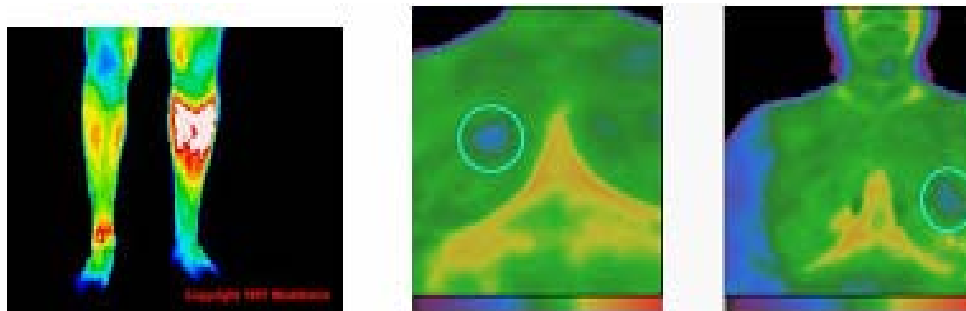


Figura 2.33 Imagini termografice pentru diagnostic medical [Amarandei, 2009]

În figura 2.33. sunt reprezentate imagini termografice a unor patologii medicale. În partea stângă se observă termografic fluxul de sânge din picioare. Se constată traumatismul gleznei drepte și transferul greutății pe piciorul stâng. În dreapta este redată termograma sânilor în stadiile incipiente de dezvoltare a formațiunilor tumorale benigne [Amarandei, 2009; Cupceancu, 1986].

## 2.9. Concluzii

Capitolul 2 prezintă fundamentele teoretice și aplicațiile actuale ale termografiei. Principial, termografia exploatează proprietatea corpurilor de a emite radiații în domeniul infraroșu. Aplicabilitatea largă este asigurată de faptul că orice corp la temperatură diferită de 0K emite un spectru de radiații, care include într-o măsură mai mare sau mai mică și domeniul infraroșu.

Întrucât emisia de radiație electromagnetică este guvernată de legi care modelează matematic comportamentul unui emițător ideal numit corp negru, prima parte a capitolului este destinată sintezei cunoștințelor cu caracter fundamental din fizica radiațiilor. Sunt descrise mărimile fizice și legile care caracterizează radiația electromagnetice, insistându-se pe modelul corpuscular al acesteia, model care răspunde mai bine în explicarea interacțiunii radiație – structuri materiale.

Sunt definite mărimile radiometrice standardizate la nivel internațional, mărimi care sunt apelate în legile radiației electromagnetice, respectiv în modelul matematic al emisieii corpului negru.

*Deși pe întreg spectrul electromagnetic radiația este descrisă de aceleași legi, este alocat un paragraf separat radiației termice, ca denumire distinctivă pentru radiația în domeniul infraroșu, radiație de interes în termografie. Radiația termică prezintă particularitatea de a fi sesizată de către observatorul uman prin variația temperaturii, așa cum radiația în domeniul vizibil, sau lumina, este percepută ca variație de culoare.*

Partea a doua a capitolului este dedicată descrierii principale a camerei termografice și analizei comparative detaliate a soluțiilor de produse din oferta pieței de profil. Într-un paragraf separat s-a prezentat construcția, modul de funcționare și caracteristicile tehnice ale camerei FLIR A40M, care urmează să fie utilizată în determinările experimentale.

În finalul capitolului sunt ilustrate câteva utilizări curente ale termografiei, care acoperă cele mai variate domenii de activitate.

Analizând conținutul materialelor cu caracter descriptiv rezultă câteva concluzii importante, și anume:

- tehnica termografică se bazează pe proprietatea corpurilor materiale de a emite radiație în domeniul infraroșu
- distribuția în frecvență și radianță a radiației infraroșii este convertită într-un semnal electric variabil
- la nivel senzorial, radiația termică este percepută ca fiind căldură, pentru care parametrul de stare măsurabil este temperatura
- variația semnalului electric, prin asocierea convențională cu o scară sau o paletă de culori, permite generarea unei imagini sesizabile în domeniul vizibil, care reproduce distribuția termică a obiectului vizat
- imaginea termică a obiectelor are deja multiple aplicații, care includ domenii diverse printre care astronomia, meteorologia, medicina, tehnica aeronautică, tehnica militară, verificarea calității în procese industriale și altele
- pentru toate exemplele de utilizare existente trebuie remarcat aspectul important că imaginea termografică furnizează instantanee ale unor procese naturale sau tehnice prin convertirea unei distribuții de temperatură într-o distribuție de culoare. În acest mod, termografia extinde posibilitatea observatorului uman de a sesiza distribuția radiației în frecvență și iradianță în afara domeniului vizibil pentru care este



înzestrat cu un receptor natural. Această ultimă observație atrage atenția asupra faptului că, în prezent, termografia este limitată la preluarea unor imagini statice sau dinamice ale unor scene extinse, pentru care se urmărește doar variația locală sau/și în timp a temperaturii. Imaginile sunt doar mărturii ale unor stări de fapt. Termografia, în prezent, este utilizată în foarte mică măsură pentru studierea și explicarea fenomenelor care determină modificarea temperaturii.

Având în vedere cele de mai sus, scopul major al prezentei teze este *extinderea aplicațiilor termografiei în domeniul cercetării proceselor fizice sau/și chimice, respectiv extinderea utilizării sale de la domeniul macro la domeniul micro*. La nivel macroscopic, termografia translatează imaginea termică în domeniul vizibil sau înlătură inconveniente cum ar fi absența luminii pe timp de nopate sau caracterul opac în vizibil al unor compuși chimici. La nivel microscopic, imaginea termografică își pierde semnificația tradițională de copie a formei și culorii obiectelor dintr-o scenă și devine un instrument de cercetare a stărilor fizice sau chimice în diverse procese, aplicația tehnică intrând în domeniul non-imaging.

Din multitudinea de direcții spre care se poate îndrepta cercetarea în acest sens, teza își propune următoarele obiective punctuale:

- *perfecționarea procedurilor stomatologice care utilizează materiale fotopolimerizabile, în scopul înlăturării complicațiilor post-restaurare a molarilor*
- *studiul camerelor de fotopolimerizare folosite în stomatologie în scopul determinării variației de temperatură la nivelul materialului fotopolimerizat și la nivelul cavității pulpare*
- *desfășurarea unui studiu de eficiență, biocompatibilitate și fiabilitate a ligamentului artificial încrucișat al articulației genunchiului*
- *introducerea termografiei în tehnica de încercare a materialelor, în scopul determinării caracteristicilor mecanice ale acestora printr-un procedeu neconvențional, care să permită observații mai detaliate și mai profunde privind comportarea materialelor*
- *implementarea termografiei într-un proces industrial de control al calității pieselor mecanice.*

Pe parcursul prezentului capitol contribuțiile originale se rezumă la sinteza bibliografică a unor materiale interdisciplinare și analiza critică a conținutului acestora, astfel încât să fie sesizate aspectele generatoare de direcții de cercetare.



## **3. CERCETĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND APLICAREA TERMOGRAFIEI ÎN PROBLEMATICI MEDICALE**

### **3.1. Considerații generale**

Tehnicile bazate pe termografie sau termoviziune au apărut cu câteva decenii în urmă și, pe măsură ce s-au perfecționat, au cunoscut o arie tot mai largă de aplicabilitate. Implementarea tehnicilor termografice a început ca aplicație în domeniul militar, s-a extins la uz industrial și, începând din anii 1990, a devenit o metodă de investigare medicală. Sjoerd P. 2007, Diakides N.A. 2008, Schaefer G. 2007, Jiang, L.J et al. 2005 și Francis R. et al. 2009 prezintă principiile, istoria și perspectivele termografiei în medicină.

În medicină, termografia este o metodă de investigație funcțională nouă.

Ca metodă, termografia a intrat în practica medicală curentă datorită unor *avantaje*, printre care se numără următoarele:

- este o tehnică non – invazivă
- prezintă certitudine absolută pentru pacient și medic. Termografia se încadrează în categoria metodelor de diagnostic pasiv, la care aparatul nu acționează deloc asupra pacientului, ci doar primește informații de la acesta
- este o tehnică non – contact. Pasivitatea și non-contactul metodei creează premisele asigurării că investigația nu are niciun efect direct sau secundar asupra sănătății pacientului
- este o metodă care asigură certitudinea diagnosticului. Această certitudine se bazează pe stabilitatea simptomatologiei termografice, ceea ce recomandă termografia ca metodă obiectivă de monitorizare a evoluției unui proces patologic în organism
- tehnica termografică este o metodă de diagnostic funcțional universal.

Nu este necesară niciun fel de specializare a termograferilor funcție de afecțiunile pe care le pot pune în evidență. Până în prezent sunt stabilite criteriile de diagnostic termografic la peste 150 de afecțiuni și stări patologice, care vizează:

- boli ale aparatului circulator
- boli ale aparatului locomotor
- apariția și dezvoltarea tumorilor maligne. respectiv benigne
- dereglări funcționale și structurale până la apariția simptomelor (perioada în care patologia nu poate fi depistată prin nicio altă metodă)
- screening cu caracter general
- localizarea și precizarea patogenetică a durerii (proces inflamator, dereglări ale vascularizației, procese distrofice, procese distructive (necroza aseptică a oaselor, traume termice)

- diagnosticul primar și diferențial legat de patologia aparatului locomotor, sistemului nervos (pentru care metoda posedă o sensibilitate înaltă), examinarea organelor situate la profunzime mică și/sau cu irigație bogată cum ar fi glandele mamare, structurile maxilo-faciale, glanda tiroidă, ficatul, organele de reproducere etc. [Amarandei, 2009]
- termografia este o metodă de diagnostic funcțională. Este singura metodă care are capacitatea de a diferenția funcția normală de cea anormală a țesuturilor. Alte metode cum ar fi ecografia și radiologia au un caracter structural și pun în evidență, până la un anumit nivel de profunzime, aspectul morfologic al țesuturilor, dar nu oferă informații directe despre funcționalitatea unui țesut sau organ. Termograma, de exemplu, deși nu pune în evidență osteofitele de pe vertebre, indică cert nervii iritați sau comprimați (aspecte care nu pot fi relevate prin radiografie sau ecografie). [Amarandei, 2009]

Desigur, există și dezavantaje ale termografiei, printre care se pot considera și următoarele:

- influența surselor termice din mediul înconjurător, care pot modifica parțial forma și culoarea suprafețelor izocrome
- dificultăți de preluare a imaginii datorită țesutului adipos

## **3.2. Studiul termografic al fotopolimerizării plombelor de polimetilmetacrilat**

### **3.2.1. Noțiuni de anatomie a cavității bucale**

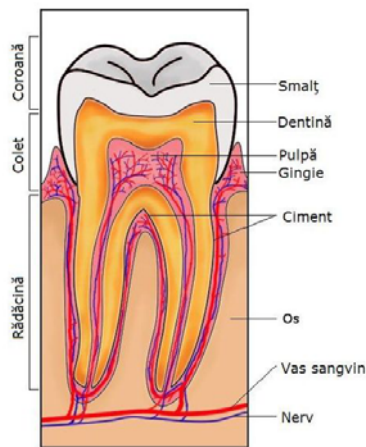
Cavitatea bucală reprezintă primul segment al aparatului digestiv. În limba greacă stomos înseamnă „gaură”, „cavitate” și se află la originea cuvântului stomatologie (ramură a medicinei care studiază cavitatea bucală. Are o constituție anatomică complexă menită să asigure substratul structural al funcțiilor multiple pe care le îndeplinește în cadrul aparatului dento-maxilar [Cârligeriu, 2002].

Cavitatea bucală este formată din cavitatea vestibulară, cavitatea bucală propriu-zisă și arcadele dentare.

*Arcadele dentare* sunt elementele componente de bază ale aparatului masticator. Elementul constitutiv al arcadelor dentare este organul dentar sau odontonul (tabelul 3.1, figura 3.1 [w10]) [Graef, 1983].

**Tabelul 3.1 Elementele odontonului**

ODONTON	ODONȚIU (coroană)	Smalț
		Dentină
		Pulpă
	PARODONȚIU (rădăcină)	De înveliș = gingia
		De susținere: <ul style="list-style-type: none"> <li>• Os alveolar</li> <li>• Ligament (vase de sânge și nervi)</li> <li>• Ciment</li> </ul>
	Parodontiu în apical	

**Figura 3.1 Structură odonton [W10]**

Totalitatea dinților constituie dentiția. Dinții se împart în clase pe baza funcției și forme. Atât dentiția primară, cât și cea permanentă includ [Kraus, 1969]:

- clasa I – incisivii
- clasa II – caninii
- clasa III – molarii
- clasa IV – premolarii, se găsește numai în cadrul dentiției permanente.

*Incisivii* sunt așezați frontal și au funcția de a tăia sau forfecă alimentele. Ei contribuie și la funcția estetică și fonetică [Jordan, 1992].

*Caninii* au cea mai lungă rădăcină și sunt plasați în unghiul arcului dentar. Funcția lor este de a prinde, a tăia, a perfora și de a sfâșia elementele. Imaginea dinspre proximal a coroanei evidențiază o formă triunghiulară cu o muchie incizală subțire. Caninii servesc ca un adevărat ghidaj al ocluziei prin ancorarea și poziția lor în arcul dentar [Pashley, 1991].

*Molarii* sunt voluminoși, multicuspidați, puternic ancorați și servesc ca punct de sprijin în timpul funcțiilor. Acești dinți au un rol major în strivirea, fărâmițarea și mestecarea alimentelor pentru a le aduce la dimensiunile necesare

pentru a fi îngurgitate. Suprafața ocluzată, atât a molarilor cât și a premolarilor, acționează ca o multitudine de foarfece care, în final fărâmițează alimentele. Premolarii și molarii sunt importanți de asemenea în menținerea dimensiunii verticale a feței [Seres-Sturm, 1997].

*Premolarii* au două funcții, una asemănătoare cu a caninilor și alta similară cu a molarilor [Scott, 1974]

### **Grupul molar**

Molarii permanenți sunt în număr de doisprezece (șase superiori și șase inferiori) [Seres-Sturm, 1997].

Caracterele morfologice comune molarilor sunt:

- volumul coronar cel mai mare de pe arcade
- fața ocluzală mai întinsă decât a celorlalți dinți laterali
- fețele vestibulare și orale ca sediu al unor șanțuri de descărcare
- caracter pluriradicular, având două sau trei rădăcini.

Implicațiile clinice și caracterele morfologice referitoare la molari sunt redată mai jos:

- primii molari erup înaintea oricărui dinte permanent
- sunt afectați precoce și frecvent de leziuni carioase
- datorită participării intense la funcția masticatorie, uzura este accentuată la acești dinți
- terapia endodontică impune o mare acuratețe datorită multiplelor variante de poziție a canalelor radiculare
- volumul lor coronar este cel mai mare din cadrul arcadei superioare
- coroanele au formă cuboidală sunt pluricuspidale și prezintă cinci fețe
- molarii superiori prezintă trei rădăcini: palatinală (cea mai mare), mezo-vestibulară (intermediară) și disto-vestibulară (cea mai mică)

### **Molarul prim superior**

Molarul prim superior este caracterizat prin numărul și poziția doi (stânga și dreapta) și, respectiv, poziția a șasea pe hemiarcadele superioare [Brännström, 1982].

Sistem de notare: internațional 1.6 (drept) și 2.6 (stâng)

Numărul lobilor de dezvoltare: patru (doi vestibulari, doi palatinali).

Cronologie: debutul calcificării: la naștere;

: coroana complet formată: 2 ½ - 3 ani

: erupere: 6 - 7 ani

: rădăcină complet edificată: 9 - 10 ani

Dimensiuni: înălțimea coroanei: 7,5mm

: lungimea rădăcinii palatinale: 13mm

: lungimea totală: 20,5mm

: lungimea totală a dintelui în funcție de cele trei rădăcini:  
lungimea minimă 17,6 - lungimea maximă 22,5mm

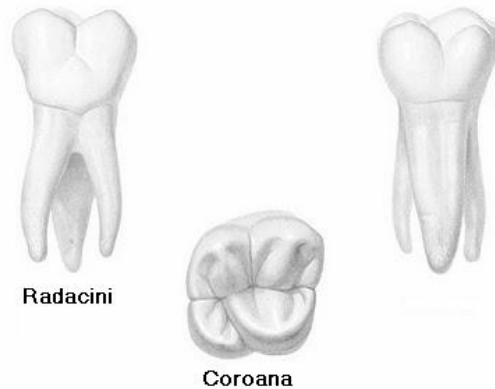
: diametrul: cervical - 8mm, coronar - 11mm, cervical - 10mm

Funcțiile la care participă [Severineanu, 1985]: produce a doua înălțare a ocluziei, contribuie decisiv la stabilizarea ocluziei, participă la realizarea ghidajului de grup când acesta există, a masticației, preluând o mare parte a presiunilor masticatorii, stabilește împreună cu omologul inferior cheia de ocluzie, participă la realizarea calajului ocluzal. Mai deține rol în protecția părților moi.

Primul molar permanent superior este cel mai voluminos dinte superior, fiind situat în poziția a șasea pe hemiarcade.

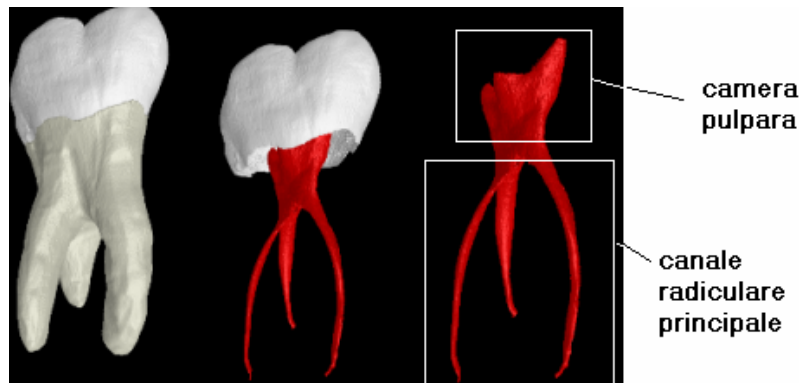
*Coroana* (figura 3.2) [Figur, 2011] are formă cuboidală, cu patru fețe axiale și una ocluzală. Diametrul mezio-distal maxim este de 10mm vestibular și de 11mm palatinal. În sens vestibulo-palatinal coroana măsoară 11mm.

Molarul prim superior are *trei rădăcini* (Figura 3.2) [Figur, 2011] ce pornesc dintr-un trunchi radicular comun, diverg între ele spre apex și au o înclinare variabilă spre distal.



**Figura 3.2 Structura morfologică a molarului superior [Figur, 2011]**

*Camera pulpară* (figura 3.3), are formă asemănătoare coroanei prezentând patru coarne pulpare corespunzătoare celor patru cuspizi. Se continuă cu *trei canale radiculare principale*.



**Figura 3.3 Morfologie internă molar superior [W10]**

*Implicații clinice* [Anthony, 1973]:

- molarul prim superior este primul dinte care erupe pe arcada superioară în jurul vârstei de 6 ani
- este afectat frecvent și precoce de *leziuni carioase* datorită debutului calcificării sale la naștere și lipsei de interes pentru igiena cavității bucale manifestată la vârsta copilăriei
- uzura este mai intensă.

Leziunile carioase sunt cele mai întâlnite. Caria dentară apare atunci când bacteriile din cavitatea bucală produc acizi care atacă dintele. Netratată, caria dentară se poate complica cu infecții și poate duce chiar la pierderea dintelui.

Cariile dentare sunt cauzate de placa bacteriană ce descompune zaharurile în acizi, atacând dintele. Odată ce alimentele dulci au pătruns în cavitatea bucală, sărurile din salivă încep acțiunea de reparare a smalțului. Acest proces durează în jur de 40 de minute. Cariile apar datorită atacurilor acide repetate, când saliva nu reușește să restabilească echilibrul [Ash, 1984].

Nu doar zaharurile sunt un dușman al sănătății orale, ci și mâncărurile cu carbohidrați și băuturile acidulate produc placa bacteriană. Gustările repetate prezintă un risc crescut, deoarece dinții se află sub atac constant și nu au timp să se refacă.

Tratamentul cariei este unul complex în funcție de dimensiunea cariei. În primul rând se va anestezia zona și se va izola dintele cu o membrană de cauciuc, diga, pentru a nu contamina dintele cu saliva (fapt care ar compromite în totalitate tratamentul) și pentru a evita anumite incidente. După anestezie și izolare se va îndepărta tot țesutul cariat. Pentru a fi siguri că a fost îndepărtat tot țesutul afectat există substanțe numite indicatori de carie ce colorează zonele ce trebuie curățate. După curățare se va identifica culoarea și forma corectă a dintelui, se vor alege materialele și se va aplica compozitul, pe straturi, refăcând, încet – încet, dintele. Se ține cont de cromatica dintelui și de morfologia corectă a acestuia. La final se va finisa obturația și se va verifica rezultatul [Bauer, 2004].

### **3.2.2. Materiale și metode folosite în procesul de fotopolimerizare**

Cele patru categorii de materiale dentare sunt metalele, ceramicele, polimerii și compozitele [Bratu, 1991].

*Aliajele metalice* sunt mixturi ale unor metale într-o proporție chimică exactă. În urma amestecului pot rezulta aliaje complet solubile cum ar fi Au-Cu sau parțial solubile, ca Ag-Sn.

*Ceramicele* sunt mixturi chimice de elemente metalice și nemetalice. În stomatologie cele mai comune ceramice sunt aliaje de trei oxizi ( $\text{SiO}_2$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ) sau oxizi și săruri ( $\text{Fe}_2\text{O}_3$ , SnO,  $\text{Ag}_2\text{S}$ ). Cele mai multe metale sunt active și de aceea ceramicele sunt mai răspândite decât metalele. Cheia folosirii metalelor în stomatologie o reprezintă oxizii.

*Polimerii*. Sunt molecule lungi, compuse în principal din elemente nemetalice (C, O, N, H), care din punct de vedere chimic sunt unite prin legături covalente. Distincția față de alte materiale organice obișnuite o face dimensiunea lor mare și greutatea moleculară. Procesul de formare al polimerului din subunități identificabile este numit *polimerizare*. Cuvântul monomer presupune „o unitate”. Cuvântul polimer înseamnă „mai multe unități”. Exemplul cel mai comun și referitor

la stomatologie este polimerizarea monomerului metilmetacrilat în polimer metilmetacrilat.

*Compozitele* sunt o mixtură fizică de metale, ceramice și/sau polimeri. Amestecul clasic pentru restaurarea dentară implică mixarea particulelor ceramice cu o matrice polimerică. Aceasta este numită compozit dentar.

Din punct de vedere stomatologic, sunt importante următoarele proprietăți ale materialelor de restaurare [Fiujita, 1976]:

- *conductibilitatea electrică* este o măsură a ratei relative de transport electric prin masa materialului. Aceasta este importantă pentru restaurările metalice care conduc ușor electricitatea. Dacă sunt prezente celule electrochimice se poate produce un curent electric care poate stimula nervii pulpari
- *masa proprie* a materialului implică densitatea sau gravitația specifică. Cele mai multe materiale metalice au densitatea relativă mare
- *proprietăți optice* ale unei cantități de material includ interacțiunea cu radiația electromagnetică care implică: reflexia, refracția, absorbția (și fluorescența) și/sau transmisia
- *culoarea* este o percepție ce se produce prin diferite spectre de absorbție
- *proprietățile de suprafață*: suprafața este importantă deoarece toate materialele de restaurare dentară se întâlnesc și interacționează cu structura dentară la o suprafață
- *proprietățile mecanice*: ale materialelor dentare descriu răspunsul lor la solicitare. Situațiile clinice implică solicitări tridimensionale, cum ar fi: îndoire, compresiune, tracțiune și torsiune
- *proprietăți chimice*: sunt acele însușiri care implică modificări în adeziunea primară (se întâmplă în timpul reacției chimice și electrochimice) sau secundară (în timpul proceselor de adsorbție și absorbție). Ceramica și polimerii nu sunt subiectul coroziunii, dar modificările din cadrul structurii lor sunt legate de dizolvarea chimică, adsorbție sau absorbție
- *proprietățile biologice*: se referă la reacții de toxicitate și sensibilitate care se produc local, în asociere cu țesuturile vecine
- *proprietățile biomecanice*: în timpul folosirii normale, dinții sunt supuși unor multiple forțe mecanice. Interacțiunea dintre forțele aplicate, forma și structura dinților, structurile de suport și proprietățile mecanice ale componentelor dinților și materialelor restauratoare sunt incluse în proprietățile biomecanice.

În timpul modificărilor termice, din această cauză, materialele dentare vor răspunde diferit. Această rată relativă de modificare este denumită *coeficient termic de expansiune (sau de contracție)*. O altă proprietate fizică importantă implică fluxul de căldură transmis direct prin materiale.

Smalțul și dentina sunt alcătuite din cristale ceramice (ex. hidroxiapatita), care acționează ca izolator termic. Dacă structura dentinei este înlocuită cu o restaurație metalică, care este bună conducătoare de căldură, atunci se impune aplicarea unui strat izolator care va proteja pulpa dentară de variațiile termice rapide din cavitatea bucală. În general cimenturile dentare utilizate ca baze acționează ca izolatori. Unul din avantajele materialelor compozite este slaba lor

conductibilitate termică și din această cauză ele nu necesită baze pentru a furniza izolare termică [Bryant, 1989].

*Fluxul de căldură* al materialelor este măsurat fie prin rata relativă de conducere a căldurii (*conductibilitate termică*), fie prin cantitatea de căldură condusă pe o durată de timp (*difuzibilitate termică*). Această din urmă proprietate este mai importantă pentru că determină cantitatea de flux de căldură pe unitatea de timp prin restaurație spre pulpă. Pulpă dentară poate să reziste la schimbări termice mici (de la 37°C la 42°C) pe o durată scurtă de timp (30-60 de secunde) fără a suferi modificări ireversibile. În anumite situații microcirculația pulpară transportă căldură în alte zone unde este ușor disipată. Oricum temperaturile extreme sau expunerile prelungite pot cauza afectări ireversibile [Romînu, 1997].

### Rășinile compozite dentare

Un compozit este un amestec fizic de materiale. Părțile mixturii generale sunt alese cu scopul de a egala proprietățile părților pentru a obține proprietăți interminabile. Adesea un singur material nu are proprietăți potrivite pentru o aplicație stomatologică specifică [Mount, 1994].

Un compozit dentar este în mod tradițional o mixtură de particule de sticlă cu un monomer acrilic care este polimerizat în timpul aplicării. Particulele de silicat furnizează rezistență mecanică mixturii și asigură transmisia și dispersia luminii, care adaugă transluciditatea smalțului la mixtură. Monomerul acrilic face mixtura inițială fluidă și modelabilă pentru a fi aplicată într-o cavitate pregătită. Matricea moale se adaptează la pereții cavității și penetrează în spațiile micromecanice ale smalțului gravat sau suprafeței dentinară.

Primele materiale de restaurare estetică, care au precedat rășinile acrilice și compozitele, au avut la bază cimenturile de silicat. Aceste cimenturi rezultă în urma reacției acidului fosforic cu particule acido-solubile de sticlă, care formează o matrice de gel silicic ce înglobează particule de sticlă nereacționate. Problema solubilității acestor materiale a condus la introducerea sistemului acrilic neîncărcat axat pe polimetilmetacrilat (PMMA)- figura 3.4.

Monomerul metacrilat (MMA) se contractă excesiv în timpul polimerizării, permitând infiltrații marginale ulterioare. De asemenea, PMMA nu este suficient de rezistent pentru a suporta solicitările ocluzale. De aceea s-a întărit cu particule de ceramică, în principal conținând siliciu [Bratu, 1994].

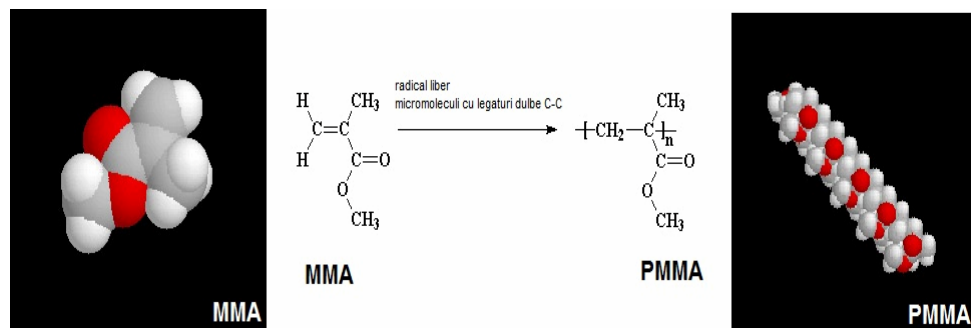


Figura 3.4 Polimerizare MMA în PMMA [Bratu, 1994]



Matricea monomer poate polimeriza în diverse modalități. Compozitele dentare de început au adoptat copolimerizarea. Aceste compozite au fost denumite autopolimerizabile, polimerizate chimic sau sistemul cu două componente. Amina acceleratoare, care s-a utilizat pentru a crește rata de polimerizare, a contribuit la decolorarea restaurației după 3-5 ani de serviciu intraoral. Ca alternativă la acele începuturi, s-a introdus lumina ultravioletă (*polimerizare în lumină U.V.*) pentru a iniția polimerizarea.

Din cauza problemelor de siguranță și de limitare a fiabilității, aceasta a fost înlocuită cu *lumină vizibilă de polimerizare (VLC sau LC=lumină de polimerizare)*. Astăzi este cel mai popular sistem, dar succesul depinde de accesul intensității luminoase la materialul care trebuie polimerizat. Dacă stratul de compozit depășește (1,5 – 2) mm grosime, atunci intensitatea luminoasă poate să fie inadecvată pentru a produce o polimerizare completă, mai ales când culorile sunt de tentă mai închisă.

Particulele de umplură și agenții cromatici tind să disperseze sau să absoarbă lumina de polimerizare în primul milimetru sau al doilea de materie. Culorile închise și microumpluturile sunt mai dificil de polimerizat. Accesul în zonele proximale este limitat și necesită abordarea specifică, care va garanta o energie și o intensitate de polimerizare adecvată [Grivu, 1995].

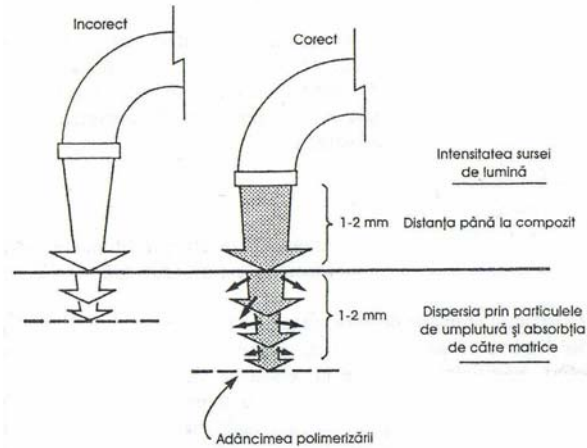
Dacă conținutul de umplură este mai sporit, proprietățile fizice, chimice și mecanice în general se îmbunătățesc.

Dintre proprietățile fizice cea mai importantă este coeficientul liniar de expansiune termică (LCTE). El indică dilatarea structurii dentare și faptul că se contractă cu o rată liniară de cca. 9-11 ppm/<sup>0</sup>C. LCTE pentru compozite este 28-45 ppm/<sup>0</sup>C, astfel în timpul modificărilor termice intraorale extreme, se poate genera un stres semnificativ la interfața dinte-restaurație, unde compozitul este legat micromecanic. Dacă legătura intrafacială se distruge, microinfiltrațiile produc o colorație inestetică, sensibilitate pulpară din cauza fluxului fluidului dentinar, iritație pulpară dată de difuziunea endotoxinelor și/sau predispoziție spre caria secundară [Westland, 1980].

Eficiența polimerizării este strâns legată de eficacitatea penetrării energiei luminoase în compozit.

*Polimerizarea cu lumină vizibilă* implică o energie luminoasă în domeniul de lungime de undă cuprinsă între 410 și 500nm, cu un maxim la 470nm. Această intensitate depinde atât de dispozitivul care o emite cât și de distanța la care se află sursa de lumină față de compozit.

Intensitatea luminii care atinge compozitul este invers proporțională cu distanța de la fibra optică ce emite raza luminoasă la suprafața compozitului (figura 3.5). Ideal, pentru o eficiență optimă, această distanță este sub 2 mm față de materialul compozit. Se recomandă a nu se polimeriza o cantitate mai mare de (1,5-2) mm grosime la o expunere.



**Figura 3.5 Influența adâncimii de polymerizare [Bratu, 1994]**

Gradul de conversie al monomerului în polimer este puternic legat nu numai de intensitatea luminii, dar și de durata de expunere. Cele mai multe fotopolimerizări necesită minim 20 de secunde pentru o polymerizare adecvată.

### 3.2.3. Determinarea experimentală a parametrilor optimi ai procesului de fotopolimerizare

Procesul de fotopolimerizare, pe lângă rezultatul util care constă în crearea macromoleculii, are și un efect secundar nedorit, și anume încălzirea zonei iradiate. Creșterea excesivă a temperaturii poate fi un posibil risc de leziune pulpară ireversibilă [Bagis, 2008]. Riscul este mai mare la energii crescute, comparativ cu sistemele care emit energie redusă [Guiraldo, 2008; Yazici, 2007; Durev, 2008; Millen, 2007].

Iradiația și timpul de expunere sunt cei mai importanți factori care cauzează modificări termice în timpul polymerizării [Guiraldo, 2008; Durev, 2008]. Studiile recente au indicat că, deși aparatele de fotopolimerizare cauzează creșterea temperaturii în camera pulpară, niciunul nu a depășit valoarea critică de 5,5°C [Yazici, 2006; Hubbezoglu, 2008].

Temperatura la nivelul cavității pulpare este de (38 – 39)°C. Dacă se produce o variație a temperaturii cu (4 – 6)°C se inițiază coagularea proteinelor, rezultând inflamația pulpară. Se consideră că o modificare a temperaturii cu mai mult de 4°C în cavitatea pulpară a molarului determină degenerarea ireversibilă a proteinelor cu fenomen de inflamare a pulpei dentare, numit medical *pulpită*. Pulpitele secundare, asociate obturațiilor cu compozite fotopolimerizabile, sunt considerate stări iatrogene.

Cauzele iatrogeniei pot fi:

- subpolimerizarea – polymerizarea insuficientă a materialului
- polymerizarea excesivă care va conduce la un transfer de căldură excesiv generator de pulpită.

Pentru a evita orice leziune termică a pulpei, cele mai importante condiții sunt alegerea corectă a aparatelor de fotopolimerizare și a timpului de polimerizare.

Experimentul urmărește măsurarea temperaturii la nivelul materialului de restaurare, respectiv la nivelul cavității pulpare în timpul procesului de fotopolimerizare cu ajutorul tehnicii termografice și evaluarea diferenței de temperatură transferată funcție de valorile parametrilor de proces.

În scopul determinării parametrilor optimi de proces în cazul restaurărilor dentare cu materiale fotopolimerizabile s-a proiectat un demers experimental, care a avut în vedere următoarele elemente:

- experimentul are un caracter "in vitro", polimerizarea caracterizată prin parametri variabili fiind aplicată unor molari nevitali, rezultați prin extracții
- probele au fost pregătite prin secționarea molarilor și prelucrarea cavităților corespunzător practicii restaurațiilor dentare (Figura 3.6)
- parametrii de proces urmăriți au fost puterea radiantă și iradianța fasciculului, domeniul spectral de emisie a lămpii, timpul de expunere și procedura de aplicare mono sau multistrat a materialului de restaurație
- mărimea fizică a cărei evoluție a fost urmărită este diferența de temperatură între materialul compozit și camera pulpară la inițierea procesului de fotopolimerizare, în timpul acestuia și la finalizarea procedurii de restaurație
- criteriul de optimizare a procesului a avut ca țintă menținerea unei diferențe de temperatură în camera pulpară de maxim 4°C, astfel încât integritatea țesuturilor adiacente restaurației să se păstreze (să nu fie inițiate procese ireversibile de degradare a acestora prin coagulare)
- măsurarea diferenței de temperatură s-a făcut, în premieră prin tehnica termografică. Literatura de specialitate descrie experimente anterioare în care s-au utilizat termocuple (cu dezavantajul detectării temperaturii la nivel punctiform). O altă metodă din literatură [Rominu, 2007] de determinare a temperaturii la nivelul camerei pulpare în timpul fotopolimerizării s-a realizat prin poziționarea unui termistor central în camera pulpară, cu vizualizare radiografică a procesului. Datele referitoare la temperatură obținute cu acest sistem au reprezentat o medie a variațiilor de temperatură de la nivelul camerei pulpare și nu o valoare punctiformă, unitară, concludentă pentru ansamblul pulpar așa cum rezultă cu ajutorul termografului. Un al doilea termistor inserat în grosimea materialului de obturație a permis observarea comparativă a variației de temperatură și în masa acestuia, după finalizarea fotopolimerizării. Având în vedere limitările metodelor deja aplicate s-a optat pentru inițierea programului de cercetare bazat pe termografie.



**Figura 3.6** Probe experimentale

Pentru obținerea unor parametri de proces de valori diferite s-au utilizat trei lămpi de fotopolimerizare. În tabelul 3.2 sunt prezentate caracteristicile de referință ale lămpilor utilizate, respectiv tipul sursei de radiație, denumirea comercială, timpul de expunere recomandat de către producător și numărul de probe integrate în procedura de fotopolimerizare pentru fiecare tip de lampă.

**Tabelul 3.2** Lămpile de fotopolimerizare și numărul probelor prelucrate cu fiecare tip de lampă

Nr.Crt.	Tip lampă de fotopolimerizare	Denumire comercială	Timp de expunere (sec)	Număr probe
1	Halogen	ASTRALIS 3	10	14
2	Plasmă	APOLLO 95E	10	16
3	LED	Dr's LIGHT Wireless Curing Light	9	8

**Lampa cu halogen (ASTRALIS 3 – Ivoclar Vivadent)** este prezentată în figura 3.7. Lampa emite un fascicul cu iradianța de  $530 \text{ mW/cm}^2$ , într-un domeniu spectral de  $100 \text{ nm}$  cuprins între  $400 \text{ nm}$  și  $500 \text{ nm}$ , domeniu selectat prin introducerea unui filtru de bandă largă în sistemul de transport al fluxului radiant emis de o sursă integrală cu putere echivalentă de  $75\text{W}$ .



**Figura 3.7** Lampă de fotopolimerizare care emite lumină cu halogen

Pentru experiment s-au utilizat șapte molari din care, prin secționare longitudinală, au rezultat 14 probe. Pentru fiecare probă a fost practicată o cavitate de clasa I (figura 3.6). S-a menținut un strat de 1 mm grosime de dentină până la camera pulpară.

După aplicarea materialului restaurator s-a procedat la fotopolimerizarea după depunerea întregii cantități de material restaurator, timp de câte 10 de secunde, din direcțiile stânga, dreapta, respectiv sus (figura 3.8).



**Figura 3.8 Direcțiile de iradiere timp de câte 10 secunde a materialului fotopolimerizabil [W10]**

Procesul a fost înregistrat cu camera termografică FLIR A40M (figura 3.9).

Lămpile cu halogen produc lumină atunci când un flux de curent electric trece printr-un filament de tungsten. Prin efect termic al curentului electric, filamentul se încălzește până la incandescență, stare în care emite, practic, un spectru continuu. Lampa cu filament este considerată o sursă integrală. Partea utilă a radiației este selectată prin filtre cu bandă largă. Zona infraroșie a spectrului emis are efecte macroscopice de tip termic și, ca urmare, lămpile de acest tip trebuie să aibă sisteme de ventilație pentru disiparea căldurii, respectiv scăderea temperaturii [Yoshida, 1994].

Camera termografică a fost setată pentru următoarele valori ale parametrilor de referință:

- emisivitate molar = 0.37
- distanță molar – obiectiv = 0.3m
- temperatura atmosferică = 23°C
- umiditatea atmosferică = 26%.



**Figura 3.9 Înregistrarea procesului de fotopolimerizare cu camera termografică**

Rezultatele urmării termografice a procesului de fotopolimerizare sunt redată în tabelul 3.3.

**Tabelul 3.3 Temperaturi măsurate în procesul de fotopolimerizare cu lampa cu halogen**

Nr. probă	PMMA <sub>Halogen</sub>			Cavitate pulpară <sub>Halogen</sub>		
	T <sub>inițial PMMA</sub> (°C)	T <sub>max PMMA</sub> (°C)	T <sub>dif PMMA</sub> (°C)	T <sub>inițial CP</sub> (°C)	T <sub>max CP</sub> (°C)	T <sub>dif CP</sub> (°C)
1	34,5	51,3	16,8	32,8	36,0	3,2
2	37,3	49,2	11,9	36,1	38,1	2,0
3	32,8	45,4	12,6	34,4	37,2	2,8
4	31,9	45,6	13,7	33,2	35,5	2,3
5	30,3	47,9	17,6	29,9	34,7	4,8
6	32,6	47,4	14,8	32,9	37,1	4,2
7	34,8	47,5	12,7	35,3	37,3	2,0
8	32,5	43,9	11,4	34,8	37,0	2,2
9	32,6	47,6	15,0	33,4	36,9	3,5
10	33,7	48,0	14,3	35,3	37,7	2,4
11	29,9	45,5	15,6	29,2	31,4	2,2
12	30,2	45,2	15,0	31,6	36,0	4,4
13	29,7	40,3	10,6	30,6	33,6	3,0
14	29,2	44,3	15,1	29,6	32,0	2,4
Media T <sub>dif</sub> la PMMA = <b>14,1</b> <sup>0</sup> C				Media T <sub>dif</sub> la pulpă = <b>3,0</b> <sup>0</sup> C		

Diferența de temperatură s-a calculat după formulele:

$$T_{\text{dif PMMA}} = T_{\text{max PMMA}} - T_{\text{inițial PMMA}} \quad (3.1)$$

$$T_{\text{dif CP}} = T_{\text{max CP}} - T_{\text{inițial CP}} \quad (3.2)$$

unde T<sub>dif PMMA, CP</sub> este diferența de temperatură între valoarea maximă a acesteia în timpul procesului, respectiv la inițierea acestuia pentru polimer, respectiv camera pulpară

T<sub>inițial PMMA, CP</sub> – temperatura la nivelul PMMA, respectiv al cavității pulpare la începutul experimentului

T<sub>max PMMA, CP</sub> – temperatura maximă în timpul fotopolimerizării la nivelul PMMA, respectiv al cavității pulpare.

Se observă că la nivelul materialului compozit variația de temperatură este de câteva ori mai mare față de cavitatea pulpară (cu o medie de 14.1<sup>0</sup>C față de 3<sup>0</sup>C).

Pentru a se evita cazurile de pulpită este nevoie ca diferența de căldură la nivelul cavității pulpare în timpul procesului de fotopolimerizare să nu depășească (4 – 6)<sup>0</sup>C. Acest criteriu este îndeplinit de lampa de fotopolimerizare cu halogen.

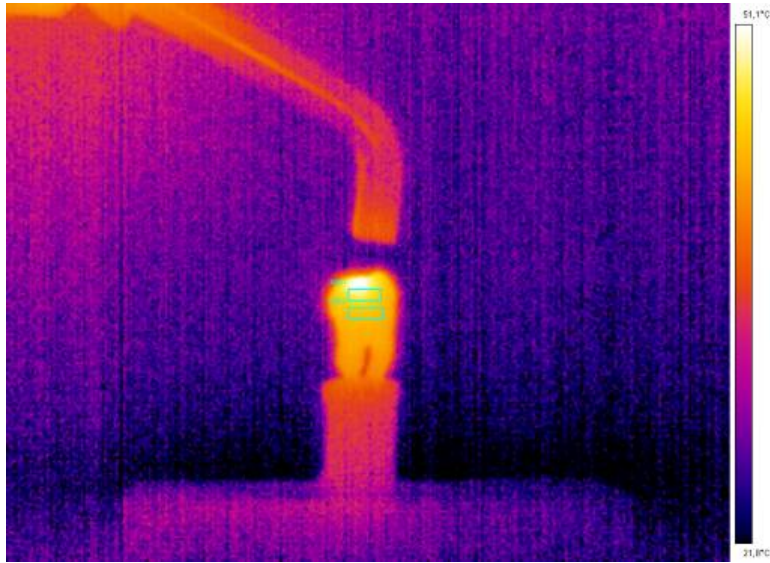


Figura 3.10 Termograma probei la fotopolimerizarea cu halogen

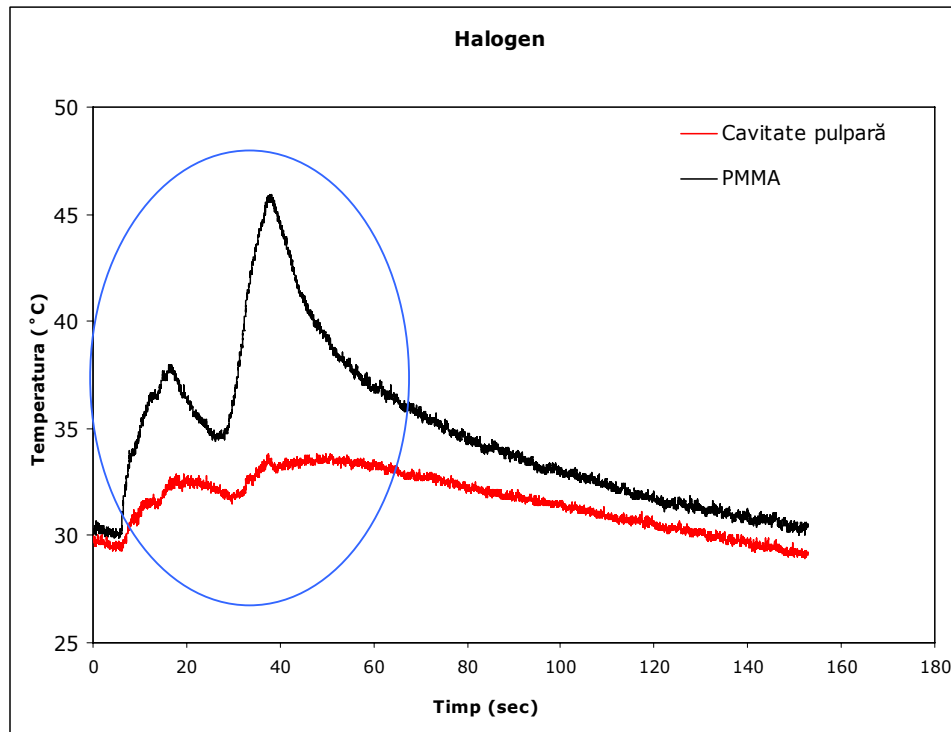


Figura 3.11 Variația temperaturilor la fotopolimerizarea cu lampa cu halogen

Pe baza termogramei prezentate în figura 3.10, se poate observa distribuția temperaturilor pe întreaga suprafață a molarului în timpul procesului de fotopolimerizare. Cele două dreptunghiuri de pe termogramă, notate AR1 respectiv AR2, delimitează zonele cele mai calde la nivelul materialului compozit, respectiv a camerei pulpare.

Variația detaliată a temperaturii ariilor AR1 și AR2 în timp este reprezentată în figura 3.11.

Se observă o creștere rapidă a temperaturii la nivelul PMMA în timpul fotopolimerizării. După încetarea procesului, temperatura începe să scadă constant. La nivelul cavității pulpare se observă o creștere ușoară, respectiv o scădere constantă. Zona încercuită din grafic reprezintă perioada de timp în care are loc fotopolimerizarea.

A doua parte a experimentului a utilizat set de 16 probe și **Lampa cu plasmă Appolo 95E** prezentată în Figura 3.12.

Lampa cu plasmă este, de fapt, o lampă cu descărcare în gaze. În general, între doi electrozi de tungsten, pe baza unei tensiuni de valoare foarte ridicată se amorsează un arc electric. Atomii gazului de umplere a balonului (de obicei, xenon) trec în stări ionizate, în care emit radiații. La presiuni suficient de ridicate în interiorul balonului, spectrul emis are un caracter continuu. Lumina emisă de lămpile cu xenon este foarte albă și strălucitoare. Unitatea de fotopolimerizare utilizată conține o lampă care generează un fascicul cu iradianța de  $2400 \text{ mW/cm}^2$ . Iradianța foarte ridicată este în favoarea scurtării timpului de fotopolimerizare.



Figura 3.12 Lampă de fotopolimerizare cu plasmă

Straturile de material s-au pus identic ca și în cazul lămpii cu halogen, iar numărul de probe a fost tot 14.

În tabelul 3.4 sunt prezentate valorile temperaturilor obținute în urma vizualizării cu camera de termografie, respectiv a diferențelor de temperatură calculate conform formulelor (3.1) și (3.2).



**Tabelul 3.4 Temperaturi măsurate în procesul de fotopolimerizare cu lampa cu plasmă**

Nr. probă	PMMA <sub>plasmă</sub>			Cavitate pulpară <sub>plasmă</sub>		
	T <sub>inițial</sub> PMMA (°C)	T <sub>max</sub> PMMA (°C)	T <sub>dif</sub> PMMA (°C)	T <sub>inițial</sub> CP (°C)	T <sub>max</sub> CP (°C)	T <sub>dif</sub> CP (°C)
1	36,6	44,2	7,6	36,9	35,6	-1,3
2	35,3	41,4	6,1	36,5	39,2	2,7
3	30,8	36,1	5,3	30,9	28,7	-2,2
4	35,4	40,5	5,1	35,8	33,5	-2,3
5	39,0	46,7	7,7	39,4	36,1	-3,3
6	35,8	41,4	5,6	36,4	34,5	-1,9
7	40,2	46,9	6,7	40,6	37,1	-3,5
8	38,4	45,6	7,2	39,8	35,2	-4,6
9	34,9	41,8	6,9	35,5	32,4	-3,1
10	36,1	41,2	5,1	36,2	32,7	-3,5
11	33,3	39,5	6,2	33,7	31,1	-2,6
12	34,3	40,4	6,1	34,4	31,4	-3,0
13	32,1	38,2	6,1	35,2	38,2	3,0
14	36,2	42,2	6,0	36,8	33,4	-3,4
Media T <sub>dif</sub> la PMMA = <b>6.3</b> °C			Media T <sub>dif</sub> la pulpă = <b>-2.1</b> °C			

Pentru termografiere, camera a fost setată la următoarele valori:

- emisivitate molar = 0.37
- distanță molar - obiectiv = 0.3m
- temperatura atmosferică = 23°C
- umiditatea atmosferică = 26%.

Se observă că iradierea cu densități de putere foarte ridicate, chiar pe timpi foarte reduși, determină un comportament termic al materialelor foarte diferit de cazul anterior. La nivelul compozitului variația de temperatură este mai mică (cu o medie de 6.3°C), iar la nivelul cavității pulpare are un aspect oarecum paradoxal, diferența de temperaturi fiind negativă (de -2.1°C).

Pe baza termogramei prezentate în figura 3.13 se poate observa distribuția temperaturilor pe întreaga suprafață a molarului în timpul procesului de fotopolimerizare. Cele două dreptunghiuri de pe termogramă, notate AR1 respectiv AR2, indică zonele de temperatură maximă în timpul procesului la nivelul materialului compozit, respectiv a camerei pulpare. Scara cromatică asociată sugerează o egalizare relativă a temperaturii zonelor, spre deosebire de cazul anterior (Figura 3.10), unde suprafața AR1 indica o zonă termică mai activă.

Aria AR2 din figura 3.13 reprezintă zona de calcul de la nivelul cavității pulpare. Cum prin fotopolimerizare această arie pare a nu fi influențată, se poate presupune că valorile negative ale diferenței de temperatură se datorează schimbului termic al molarului cu atmosfera.

Distribuția de temperaturi în ariile AR1 și AR2 este reprezentată în figura 3.14.

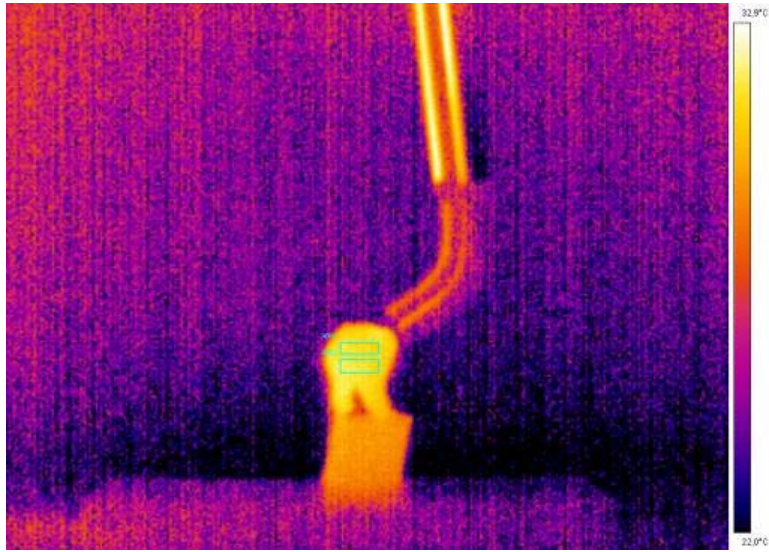


Figura 3.13 Termograma probei la fotopolimerizarea cu plasmă

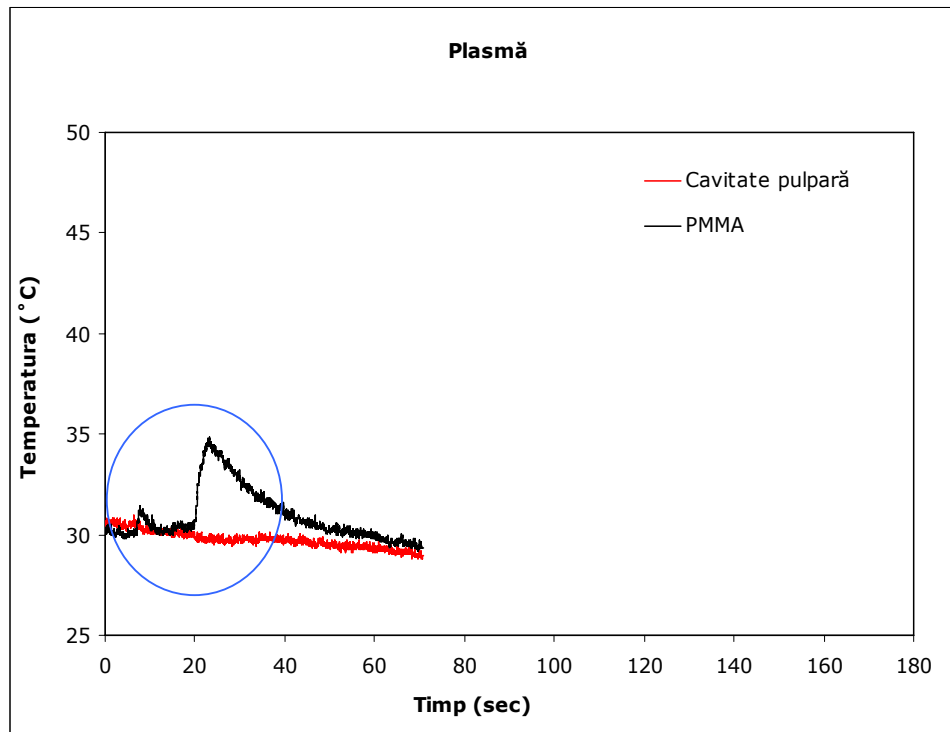


Figura 3.14 Variația temperaturilor la fotopolimerizarea cu lampa cu plasmă

Tinând cont că în cavitatea bucală temperatura este în jurul a  $36^{\circ}\text{C}$ , s-a încercat ca la începutul experimentului molarul să măsoare această temperatură pentru ca datele să fie cât mai concludente. Temperatura ambientală în momentul expunerii a fost de  $23^{\circ}\text{C}$ , lucru ce explică valoarea negativă rezultată în urma experimentului cu fotopolimerizare cu plasmă.

Graficul temperaturilor, Figura 3.15, indică o creștere bruscă a temperaturii la nivelul PMMA în timpul fotopolimerizării. După încetarea procesului, temperatura începe să scadă constant. La nivelul cavității pulpare se observă o scădere constantă a temperaturii lucru ce demonstrează că prin fotopolimerizarea cu plasmă temperatura la nivelul cavității pulpare nu este modificată, astfel evitându-se pulpitele și alte complicații.

A treia parte a experimentului a utilizat tot 14 probe și **Lampă cu LED**, prezentată în figura 3.15.



**Figura 3.15 Lampă de fotopolimerizare cu LED**

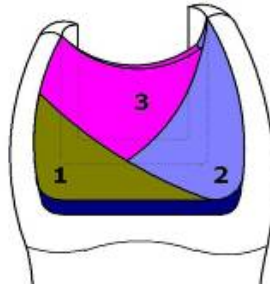
LED – ul (light emitting diode) conține o joncțiune n – p încastrată într-o cupolă cu rol de lentilă. Materialul cupolei este o rășină epoxidică pigmentată cu o anumită culoare. La aplicarea unei tensiuni exterioare, sarcinile negative din zona n migrează în zona p, astfel încât este stimulată emisia de fotoni.

În mod curent, funcție de compoziția semiconductorului și pigmentul din rășina cupolei rezultă lumină de diverse culori.

Cu LED-uri se pot produce radiații cu lungimi de undă dorite la iradianțe ridicate. Astfel, în comparație cu lămpile cu halogen, cele cu LED-uri au randament energetic mult mai ridicat, dar pe un spectru mai restrâns care cuprinde domeniul (430 – 480)nm [Ođian, 1991]. Timpul de expunere recomandat de producător este redus cu 50% față de cel necesar în cazul utilizării lămpii cu halogen [www.ucdpi.com]. Dezavantajele metodei de fotopolimerizare cu lampa cu LED sunt legate și de costurile ridicate dar și de lipsa de experiență în domeniul stomatologic [W16].

În cazul utilizării lămpii cu LED depunerea materialului restaurator se face în trei etape, fiecare etapă fiind urmată de fotopolimerizarea stratului depus. Distribuția materialului obturației este redată în figura 3.16, care sugerează și ordinea în care se execută operațiile de depunere, respectiv polimerizare.

Probele au fost obturate în trei etape, cu expunere de 30 de secunde pentru fiecare pas.



**Figura 3.16** Ordinea de aplicare a unui strat MMA pentru fotopolimerizarea cu LED [W16]

Camera termografică a fost setată pentru următoarele valori :

- emisivitate molar = 0.37
- distanță molar – obiectiv = 0.3m
- temperatura atmosferică = 23°C
- umiditatea atmosferică = 26%.

În tabelul 3.5 sunt prezentate valorile temperaturilor obținute în urma vizualizării cu camera de termografie, respectiv a diferențelor de temperatură calculate conform formulei generice 3.3.

**Tabelul 3.5** Temperaturi măsurate în procesul de fotopolimerizare cu lampa cu LED

Nr. proba	PMMA <sub>LED</sub>					Cavitate pulpară <sub>LED</sub>				
	T <sub>inițial</sub> PMMA (°C)	T <sub>F1</sub> PMMA (°C)	T <sub>F2</sub> PMMA (°C)	T <sub>F3</sub> PMMA (°C)	T <sub>dif</sub> PMMA (°C)	T <sub>inițial</sub> CP (°C)	T <sub>F1</sub> CP (°C)	T <sub>F2</sub> CP (°C)	T <sub>F3</sub> CP (°C)	T <sub>dif</sub> CP (°C)
1	23,2	33,2	39,0	34,8	11,6	22,9	26,1	26,9	28,0	5,1
2	23,3	33,7	40,4	35,1	11,8	22,7	24,5	28,6	28,2	5,5
3	24,9	36,6	38,4	36,7	11,8	24,5	26,8	29,8	31,4	6,9
4	24,2	36,0	38,8	35,4	11,2	23,6	24,5	28,5	29,7	6,1
5	23,9	35,2	38,5	36,7	12,8	23,6	25,4	27,6	29,3	5,7
6	24,6	35,3	38,2	37,1	12,5	24,3	25,9	28,4	30,2	5,9
7	24,4	35,8	38,1	37,0	12,6	24,2	26,2	29,7	30,6	6,4
8	24,7	34,9	40,9	36,5	11,8	24,0	26,3	29,5	30,0	6,0
9	23,7	34,1	38,7	35,8	12,1	23,5	25,7	28,9	29,9	6,4
10	24,1	32,9	38,9	36,0	11,9	23,7	25,9	27,7	28,9	5,2
11	24,2	33,1	38,2	36,2	12,0	23,9	24,9	28,6	29,7	5,8
12	23,5	34,2	39,0	34,9	11,4	23,1	25,0	28,2	29,5	6,4
13	24,3	34,9	38,7	35,2	10,9	23,9	25,1	28,5	29,2	5,3
14	24,5	35,9	40,1	37,2	12,7	24,1	26,0	29,1	30,3	6,2
Media T <sub>dif</sub> la PMMA = <b>11,9</b> °C						Media T <sub>dif</sub> la pulpă = <b>5,9</b> °C				

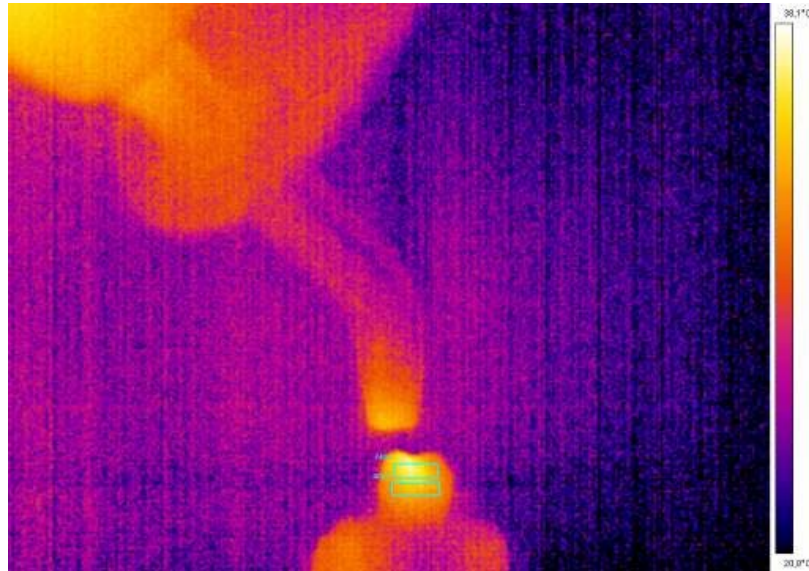


Figura 3.17 Termograma probei la fotopolimerizarea cu LED

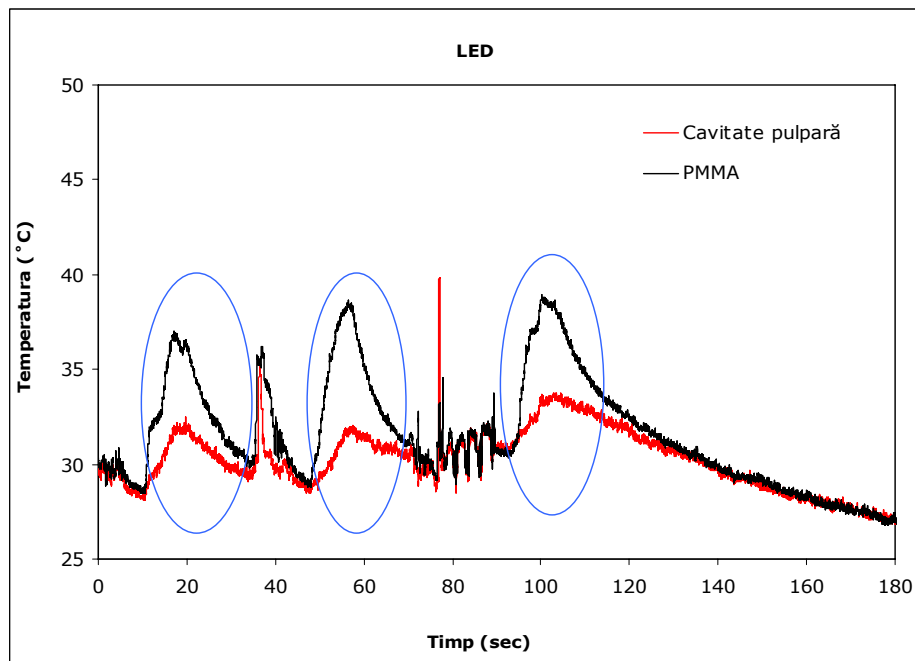


Figura 3.18 Variația temperaturilor la fotopolimerizarea cu lampă cu LED

Diferența de temperatură s-a calculat după formula:

$$T_{\text{dif}} = T_{F3} - T_{\text{inițial}} \quad (3.3)$$

unde  $T_{\text{dif}}$  - numărul de grade acumulate de PMMA, respectiv cavitatea pulpară după cele trei etape de fotopolimerizare

$T_{\text{inițial}}$  - temperatura la nivelul PMMA, respectiv al cavității pulpare la începutul experimentului

$T_{F1}$  - temperatura după fotopolimerizarea din partea stângă

$T_{F2}$  - temperatura după fotopolimerizarea din partea dreaptă

$T_{F3}$  - temperatura după ultima fotopolimerizare.

Se observă că la nivelul materialului compozit variația de temperatură este în medie de 11.9<sup>0</sup>C, iar la nivelul cavității pulpare de 5.9<sup>0</sup>C, valoare care este la limita maximă admisă, cu potențial de producere a pulpitelor și a unor complicații gingivale.

Pe baza termogramei din figura 3.17 se poate observa distribuția temperaturilor pe întreaga suprafață a molarului în timpul procesului de fotopolimerizare cu LED. Cele două dreptunghiuri de pe termogramă, notate AR1 respectiv AR2, indică zonele de temperatura maximă în timpul procesului la nivelul materialului compozit, respectiv al camerei pulpare. Cromatica zonelor indică diferențe mari de temperatură între materialul restaurator și cel biologic.

Distribuția de temperatură a ariilor AR1 și AR2 este reprezentată în figura 3.18.

În figura 3.18 se observă șase zone de interes. Primele 3 zone încercuite de pe grafic corespund timpului efectiv de expunere la radiația LED-ului. Cele două zone intermediare descriu evoluția temperaturii pe perioadele de depunere a ultimelor două straturi de material. Ultima zonă relevă distribuția de temperatură după fotopolimerizarea finală. Fotopolimerizarea în trei pași și ultimele două depuneri de material sunt evidențiate pe grafic prin maxime locale.

După fotopolimerizare se observă cum temperatura la nivelul celor două zone de interes scade constant. La nivelul PMMA se observă cum temperatura crește exponențial apoi scade în același ritm. La nivelul cavității pulpare creșterea cât și scăderea de temperatură se produc lent.

Figurile 3.19 și 3.20 prezintă graficele comparative la nivelul PMMA, respectiv cavitate pulpară pentru cele trei lămpi de fotopolimerizare.

Din punct de vedere al materialului compozit (fig. 3.19) se observă că lampa de fotopolimerizare cu halogen încălzește cel mai mult materialul, iar lampa cu LED produce cele mai mari fluctuații. Lampa cu plasmă este cea mai indicată deoarece creșterea temperaturii se produce doar cu un maxim de 5<sup>0</sup>C, iar scăderea temperaturii este lină într-o durată de timp scurtă (30 de secunde față de 100 de secunde la lampa halogen).

Stabilirea influenței temperaturii la nivelul cavității pulpare este, însă, mai importantă deoarece interesează preponderent efectele biologice. Din Figura 3.20 se observă că lampa cu plasmă este cea mai convenabilă, atât în ceea ce privește amplitudinea, cât și durata efectului termic.

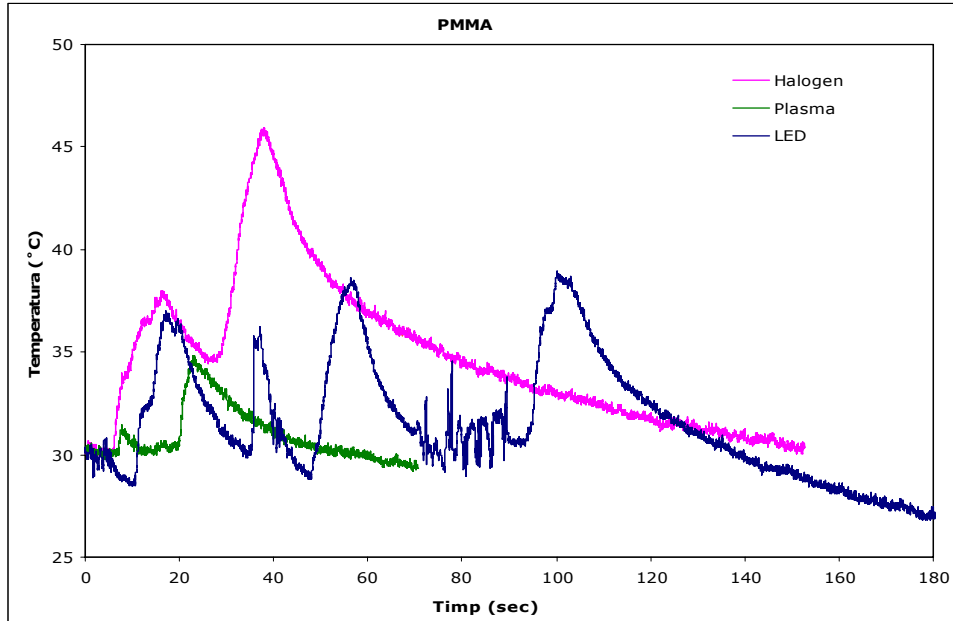


Figura 3.19 Variația temperaturilor la nivelul PMMA

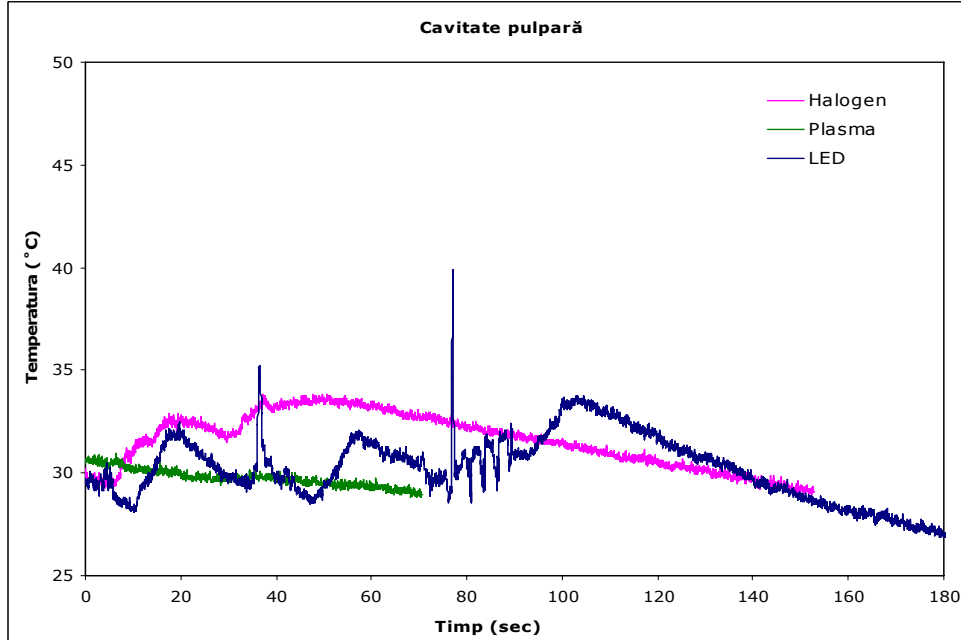


Figura 3.20 Variația temperaturilor la nivelul cavității pulpare

#### **3.2.4. Rezultate. Concluzii**

Având în vedere studiul experimental descris mai sus se pot formula următoarele observații:

- cel mai important parametru de proces în fotopolimerizarea materialelor compozite este iradianța fasciculului incident. Cu cât acest parametru este mai ridicat, cu atât fenomenul de inițiere a polimerizării este mai uniform activat în masa monomerică. Polimerizarea efectivă are loc într-un interval de timp scurt, suficient de scurt încât fenomenele termice să nu fie importante. Deși cantitatea de energie incidentă local este foarte ridicată, rapiditatea procesului util limitează mult manifestarea fenomenelor termice, care sunt mai lente. Din punctul de vedere al mărimii iradianței, lampa de fotopolimerizare cu plasmă îndeplinește toate condițiile optime. Având în vedere parametrul urmărit, această recomandare este justificată și teoretic. Sursa de radiație din construcția acestei lămpi este un bec cu descărcare în gaze. Arcul electric modelează din punct de vedere practic cel mai bine sursa punctiformă și are emisivitatea mult ridicată în raport cu lămpile cu incandescență. În plus, becul cu xenon radiază după o lege care prezintă cea mai mare asemănare cu curba de radianță a soarelui, în raport cu orice alt artefact tehnic creat ca sursă de radiație. În acest caz, cea mai mare parte a energiei emise se află în partea inferioară a domeniului vizibil, în timp ce banda lungimilor de undă mari poartă o cantitate minimă de energie. Și acest aspect de sursă "mai rece" decât celelalte poate explica efectele termice atenuate
- timpii de expunere efectivă la radiație nu diferă substanțial, ca ordin de mărime, astfel încât acest parametru poate fi considerat important doar ca variabilă globală a procedurii, care poate intra în discuție la comparația cu alte proceduri de restaurare dentară
- din punct de vedere biologic, fotopolimerizarea rapidă cu iradianță ridicată este, de asemenea favorabilă. Țesuturile adiacente cavității de umplere sunt minim afectate termic și nu sunt supuse unor fluctuații termice. Explicația constă în inerția termică manifestată de orice corp material.

### **3.3. Studiul termografic al ligamentelor artificiale LARS**

#### **3.3.1. Anatomia genunchiului**

Genunchiul reprezintă partea membrului inferior la nivelul căreia gamba se unește cu coapsa. Articulația genunchiului trebuie să fie mobilă și stabilă pentru a permite flexia și extensia membrului inferior cât și în susținerea totală a greutății corpului [Papilian, 2010].



În alcătuirea articulației genunchiului intră (Figura 3.21) [Marinescu, 2008]:

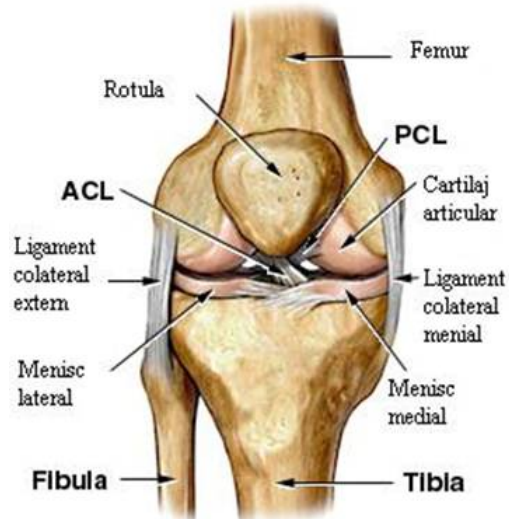
- *femurul*: acesta este unicul os al coapsei și prezintă în partea inferioară două proeminențe numite condili femurali, care se sprijină pe partea superioară a tibiei.
- *meniscurile* joacă rolul unor pernțe amortizoare între femur și tibie. Acestea susțin aproximativ 40% din sarcinile mecanice exercitate asupra genunchiului. Împreună cu ligamentele, acestea asigură stabilitatea articulară, fără a împiedica mobilitatea.
- *ligamentele încrucișate* (ACL și PCL) - asigură stabilitatea articulației. Rolul lor este acela de a limita mișcările spre partea exterioară și interioară.
- *platoul tibial* - partea superioară a tibiei pe care se sprijină femurul
- *tibia* este cel mai voluminos dintre oasele gambei și este situat în partea internă a gambei.
- *peroneul/ fibula*: este un os lung localizat în partea externă a gambei, jucând un rol minor în cadrul articulației.
- *cartilajul*: acoperă extremitățile osoaselor și ale tuturor articulațiilor mobile. Aceasta este o suprafață de frecare și de transmitere a presiunilor.
- *capsula articulară* îmbracă și delimitează articulațiile mobile. Aceasta contribuie la menținerea în contact a structurilor articulației și la asigurarea stabilității acesteia.
- *sinoviala* - membrana care acoperă interiorul capsulei articulare. Funcția ei este aceea de a facilita alunecarea suprafețelor articulare unele pe altele, datorită lichidului sinovial pe care îl secretă.
- *lichidul sinovial*.
- *rotula* este un os situat în profunzimea tendonului mușchiului caatriceps. Aceasta transmite forțele exercitate de tendon, către tibie, pentru a permite mișcarea de întindere a genunchiului.
- *ligamentul patelar* - unește partea inferioară a rotulei cu partea superioară a tibiei.
- *tendonul mușchiului caatriceps* - aflat în partea ventrală a genunchiului, în partea superioară a rotulei, el intervine în timpul mișcărilor de întindere a gambei.

Ligamentele sunt benzi dure de țesut fibros ce conectează oasele între ele. Ligamentul încrucișat anterior (LIA) și ligamentul încrucișat posterior (LIP) se află în interiorul articulației genunchiului. Aceste ligamente leagă femurul și tibia de articulația genunchiului. Ligamentul încrucișat anterior și cel posterior, formează un "X" în interiorul genunchiului și îl stabilizează împotriva forțelor ce apar din față în spate sau a celor din spate în față [Neter, 2012, Cuculici, 2010].

O leziune a LIA [Niculescu, 2009] este o luxație, în care ligamentul este rupt sau alungit mult mai mult decât trebuie. Majoritatea cazurilor, în care LIA este rupt, se datorează aproape întodeauna uneia dintre următoarele cauze [Bonamo, 1984, Christen, 1992]:

- o oprire bruscă, răsucire, sau schimbare de direcție a articulației genunchiului. Aceste mișcări ale genunchiului sunt o rutină în cazul practicării sporturilor precum: fotbal, baschet, rugby, gimnastică, schi, etc. Din acest motiv, atleții ce practică aceste sporturi prezintă un risc crescut pentru apariția unei leziuni de ligament încrucișat anterior.

- hiperextensie a genunchiului- câteodată în timpul unor sărituri atletice și a unor aterizări, genunchiul se extinde mai mult decât ar fi nevoie
- contact direct - LIA poate fi lezat în timpul contactelor sportive, când genunchiul sau partea inferioară a piciorului suferă un impact direct.



**Figura 3.21 Anatomia genunchiului [W12]**

Se estimează ca peste 50.000 de persoane sunt diagnosticate anual în România de ruptură de ligament. Pentru reconstrucția acestora sunt folosite ligamentele artificiale de generația a treia, care la rândul lor după o durată de 4-5 ani se rup, aducând disconfort și implicit scăderea calității vieții pacientului. Pentru a studia acest fenomen în această lucrare s-a determinat forța maximă de întindere a unui ligament artificial folosit în ortopedie de tip LARS.

#### ***Ligamentul încrucișat anterior (LIA)***

LIA este situat în mijlocul articulației genunchiului (face parte din "pivotul central"). Situat într-o cavitate dintre condilii femurali, are o direcție oblică a fibrelor în sus, în afară și spre posterior [Hughston, 1985].

#### ***Rolul:***

Ca orice alt ligament, LIA stabilizează articulația genunchiului. Rolul lui este dublu:

- se opune la translația anterioară a tibiei față de femur și împiedică astfel o mișcare de rotație;

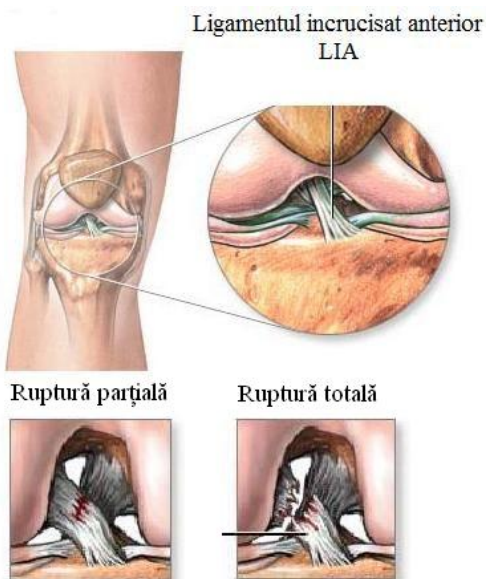
- datorita orientării fibrelor și a direcției, acesta se opune mișcării de rotație internă a tibiei față de femur;

Ruptura de LIA nu are consecințe asupra mișcărilor de flexie-extensie ale genunchiului. În schimb, genunchiul nu este protejat în mișcările de rotație și de torsiune: este cazul mișcării de rotație a corpului cu piciorul blocat la sol.

#### *Evoluția unei rupturi de LIA*

În marea majoritate a cazurilor, cele două capete rupte ale LIA se retractă, se îndepartează unul de altul, împiedicând astfel orice cicatrizare spontană. Acesta este motivul pentru care, spre deosebire de alte ligamente ale genunchiului, cum ar fi ligamentele colaterale, ligamentele încrucișate nu au niciodată tendința de reconstituire [McCarroll, 1983].

Foarte rar ruptura LIA este incompletă (Figura 3.22); cele două fragmente nu se separă total și păstrează o oarecare continuitate ceea ce permite uneori o cicatrizare parțială și o recuperare acceptabilă a stabilității genunchiului. Situația unei rupturi parțiale ale LIA este dificilă, bazată pe teste clinice și pe o eventuală artroscopie și cu reluarea sportului fără survenirea unei instabilități.



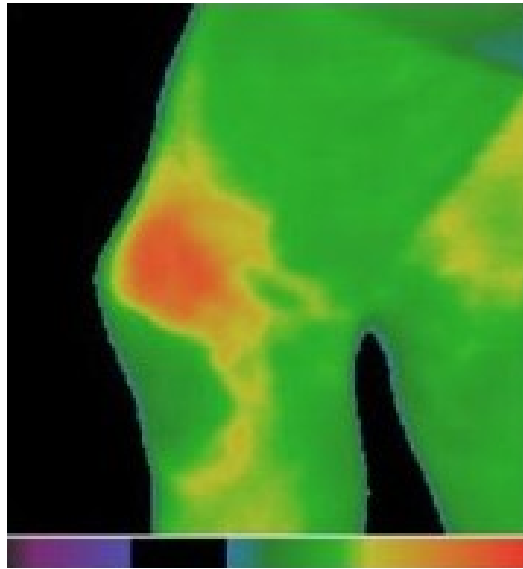
**Figura 3.22 Traumatisme LIA [W12]**

În ortopedie, ruptura LIA este una dintre cele mai des întâlnite diagnosticări, în special la sportivii care necesită un grad ridicat de solicitări la nivelul genunchiului. Statisticile arată că peste 200 de mii de cazuri sunt întâlnite anual

numai în SUA. În România unul din trei cazuri din pacienți prezentați la camera de gardă a secției de ortopedie prezintă ruptură totală de ligament.

Pentru a rezolva această problemă este nevoie de intervenție chirurgicală. Aceasta constă în implantarea unui ligament extras tot din corpul pacientului, sau se recurge la a se implanta unul de tip artificial. În ultimii ani s-a demonstrat că ligamentul artificial este mai sigur și mai comod pentru pacient.

Diagnosticarea ruperii ligamentului se poate face și prin metodă termografică [Amarandei, 2011].



**Figura 3.23 Termograma genunchiului stâng în cazul rupturii de LIA [Amarandei, 2009]**

În cazul traumatismelor țesuturilor moi apare o disfuncție locală a microcirculației și reacțiile reflectorii duc la creșterea temperaturii zonei afectate imediat de după traumatism ( Figura 3.23).

Spre deosebire de întinderea ligamentelor, zona hipertermică în cazul contuziilor este mare, de regulă care iese din limitele articulațiilor.

În cazul formării hematoamelor pe termograme apare focarul cu temperatură scăzută, forma și limitele cărora corespund dimensiunilor hemoragiei. Gradientul temperaturilor în centrul hematomului se găsește în limitele a 1°C. În cazul examinării termografice după 4-6 ore de la traumatism pe termogramă începe să apară un inel hipertermic în jurul hematomului, care este reflectarea reacției inflamatorii.

### **3.3.2. Reconstrucția cu ligamente artificiale (reconstrucția LARS)**

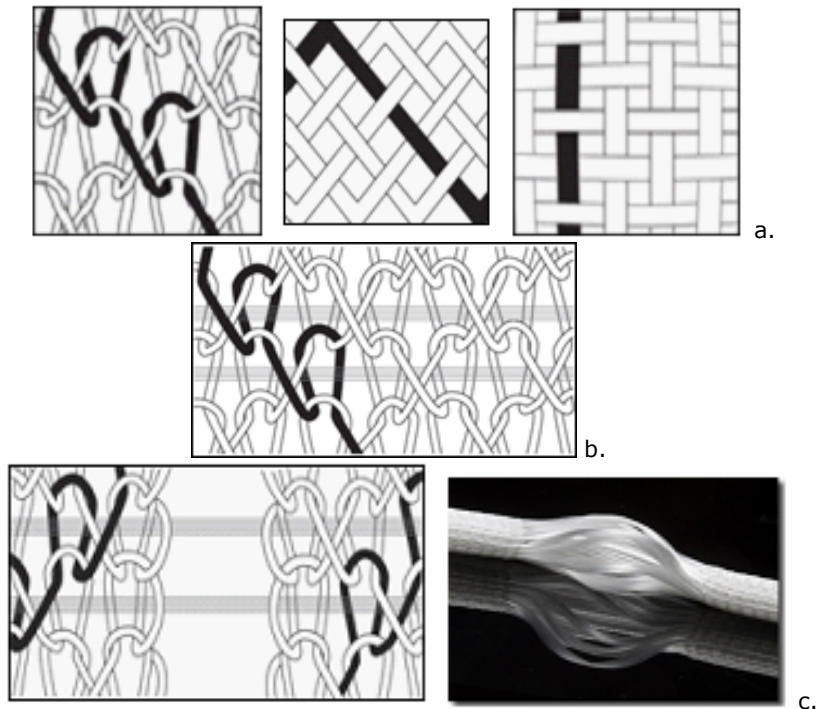
Ligamentele sunt benzi de țesut elastic, prin care oasele se leagă împreună la articulații, astfel încât acestea se pot deplasa. Când un ligament este rupt, acesta poate fi reparat sau înlocuit. Repararea este prima alegere, dar de multe ori un ligament rupt se vindecă slab și trebuie înlocuit. Cele mai multe înlocuiri provin din

țesuturile conjunctive din organism propriu pacientului (cum ar fi luarea de tendon din șold și implantat la nivelul genunchiului). Recuperarea este de durată.

Când genunchiului este supus la traumatism brusc sau progresiv, unul dintre cele patru ligamente este probabil să se rupă. Repararea sau înlocuirea acestor ligamentele este o problemă majoră. Pentru a reduce timpul de reabilitare și să ofere putere mai mare, CORIN Group PLC a dezvoltat pentru prima dată un ligament artificial din Gortex. Gortex este un material poros (plin de găuri mici) acoperit cu teflon (un material dur inventat în 1969 cel mai bine cunoscut pentru utilizarea sa în materiale impermeabile). Ligament este atașat la oasele mai sus și mai jos de genunchi cu șuruburi din oțel inoxidabil și în curând devine ancorate în mod natural ca osul crește în și prin Gortex.

În prezent producătorii au ajuns la a treia generație de ligament artificial numită Ligament Augmentation & Reconstruction System (LARS) cu scopul de a compensa pierderea celor naturale, pierderi cauzate de leziuni la nivelul articulațiilor, accidentări sau chiar din cauze naturale [W13].

LARS are la bază trei generații (figura 3.24) [Cazenave, 1990].



**Figura 3.24 Evoluția ligamentelor artificiale [W13]**

- a. prima generație, sintetică, genera frecarea;**
- b. a doua generație nu ajută țesutul în creștere;**
- c. a treia generație, sintetică dar cu fibre cu un grad maxim de libertate și porozitate ce favorizează creșterea țesutului)**

LARS, care fac parte din generația a treia de ligamente artificiale [W13], au fost introduse în chirurgia ortopedică la începutul anilor 1992 având o ascensiune rapidă în reconstrucția ligamentelor, deoarece evită pe cât posibil dezavantajele pe

care le aveau ligamentele sintetice din prima și a doua generație (figura 3.24) [Amarandei, 2011].

În figura 3.24 sunt prezentate cele trei generații de ligamente artificiale. Ligamentele artificiale din prima generație aveau structura fibrelor liniară, iar rezistența de rupere la tracțiune fiind relativ mică, acestea se rupeau foarte timpuriu.

Chiar dacă, cele din generația a doua au fost îmbunătățite având o rezistența de rupere la tracțiune mult mai bună față de precedentele, marele dezavantaj pe care acestea le aveau era faptul că nu permiteau creșterea țesutului pe suprafața ligamentului [Popescu, 2009].

Cele din generația a treia (folosite în prezent) au o rezistență mare la oboseală în special în mișcarea de flexie, iar prin noua tehnologie „free-fiber” acestea permit creșterea țesutului pe suprafața lor, având o comportare cât mai apropiată de fibrele ligamentului anatomic.

Asemănător primelor generații, ligamentele LARS sunt realizate din polietilenă. O altă îmbunătățire pe care acestea le au față de cele din generația a doua o reprezintă structura țesută nedeformabilă prezentă în secțiunea articulară, realizată prin tehnica „free-fiber” (cu fibre libere) care face ca orientarea fibrelor să fie în stânga – dreapta în funcție de genunchiul care este operat, previne întinderea contrar celor din prima generație, aceste fibre sunt perfect drepte și paralele astfel nu necesită o altă manevrare după implantare. Diametrul ligamentelor LARS variază în funcție de numărul de fibre pe care acesta le conține, număr care la rândul său variază în funcție de rezistența dorită, greutatea corporală și activitatea zilnică a pacientului, fiecare ligament fiind fabricat individual.

Datorită structurii fibrele intra-articulare absorb deformațiile cauzate de mișcările de flexie și răsucire și nu le transmit părților predispuse la uzură mai exact părților din interiorul și imediata ieșire din canalul osos.

Ligamentele LARS au o rezistență mare la tracțiune care, crește odată cu numărul de fibre din care acestea sunt realizate. ITF (Institutul Textil din Franța) a ligamentele LARS sunt fabricate în conformitate cu cerințele standardului Internațional NF EN ISO 13485 și cu cerințele Directivei 93/42/EEC cu privire la dispozitivele medicale [Wise, 1995].

### **3.3.3. Studiul termografic privind ruperea unui ligament artificial LARS supus unei forțe longitudinale**

Ligamentul încrucișat anterior (LIA) este o bandă de țesut conjunctiv, de legătură, care unește partea posterioară a femurului cu partea anterioară a tibiei. Face parte din articulația genunchiului, cu o direcție oblică a firelor, rolul acestuia fiind de a stabili articulația genunchiului.

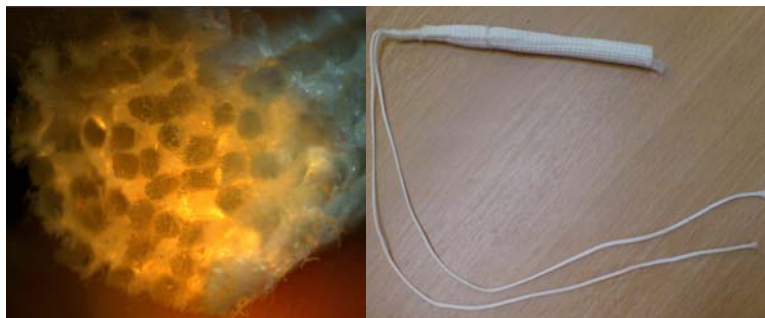
Ruptura acestui ligament intervine atunci când articulația este foarte sollicitată. În ultimii 50 de ani s-a încercat crearea artificială a ligamentului încrucișat anterior al genunchiului pentru a face cât mai confortabilă și ușoară, fără durere, atât viața pacientului cât și munca medicului.

În timp ce anii 1980 cunoșteau o creștere în dezvoltarea reconstrucției ligamentului artificial, prin anii 1990 popularitatea acestora scade din cauza ratelor de eșec înregistrate. Astfel ligamentele din prima generație au fost extrem de fragile, se rupeau foarte repede, cauzând sinovita. Deși ligamentele sintetice din a doua generație au fost îmbunătățite, tot au înregistrat ruperi timpurii, rezistența redusă la abraziune și uzura, cât și reducerea posibilității de creștere de țesut viu pe structura acestora.

Cea de-a treia generație de LIA, cele folosite în prezent, sunt create din polyethylene terephthalate (PET – cele mai implantate pe plan mondial), polidioxanona sau chiar politetrafluoroethylene. Dezavantajul acestora este faptul că au o rezistență scăzută la rupere, după 4-5 ani de la implantare se rup [Bogan, 2011].

În această parte a tezei s-au realizat încercări experimentale la tracțiune asupra firelor care intră în compoziția unui ligament cât și asupra unui ligament utilizat în prezent în implantologie în scopul de a cunoaște cauzele ruperii acestora într-un timp scurt de la implantare. S-a vizualizat termografic deoarece prin ruperea lor se produce degajare de căldură, fapt ce ne ajută să înțelegem modul de rupere, dar și diferențele de temperatură duc la degenerări ale țesutului și de aici la inflamații și bursite.

Pentru încercările experimentale s-a folosit extremitatea ligamentului LARS (Ligament Augmentation Reconstruction System) distribuit de CORIN Group PLC (Figura 3.25) [Dericks, 1995] fabricat din polyethylene terephthalate, având un design apropiat fibrelor anatomice ale ligamentului natural [Lavoie, 2000]. Pentru analiza morfologică a compozitului ligamentului artificial, materialele au fost caracterizate prin microscopie de baleaj și ETAX (figura 3.26).



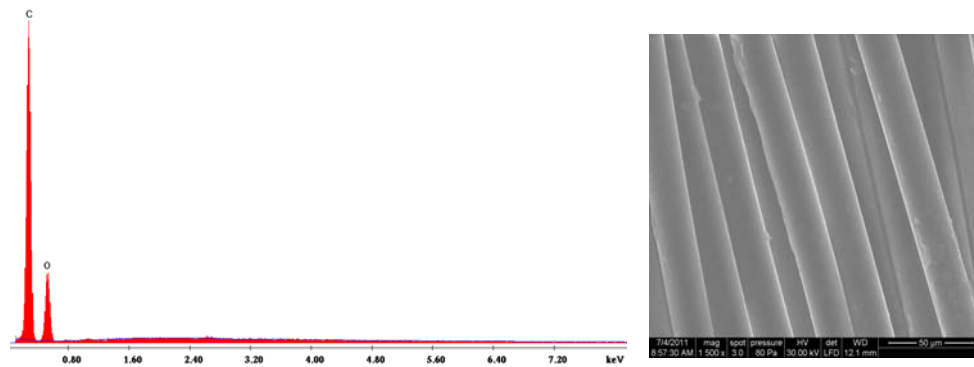
a.

b.

**Figura 3.25 LIA artificial:**  
a. secțiune transversală văzută la microscop b.) vedere generală

Tipul de aparat folosit este INSPECT S FEICOMPANY OLANDA. Materialele au fost caracterizate în modul de lucru LOWVACUM (modul de lucru a materialelor neconductive) în cadrul Laboratorului de Microscopie Electronica și Optica, la Institutul Național de Cercetare-Dezvoltare pentru Electrochimie și Materie Condensată Timișoara, Departamentul de Materie Condensată. Din cuantificarea elementelor depistate de spectrul EDAX reiese că procentele de masă sunt pentru carbon 77.65% și oxigen 22.35%, menționând că aparatul nu detectează hidrogenul deoarece acel element are energie mai mică decât carbonul, aparatul detectând că prin element carbonul.





a. **Figura 3.26** Analiza cantitativă [keV]; b. Analiza din punct de vedere microscopică electronică de baleaj

Probele încercărilor reprezintă resturile de ligament de după implantare. Ele au fost împărțite pentru două părți experimentale.

Pentru prima parte experimentală s-au realizat doua probe cu lungime de 230 mm din firele de legatura ale ligamentului. Acestea au fost incercate conform standardului de tractiune a materialelor plastice EN ISO 527-1996 pe masina de incercari la tractiune-compresiune Zwick/Roell 5kN (Figura 3.27 a.). Distanat initiala de prindere intre bacurile masinii a fost de 75, 6 mm, iar viteza de tractiune a firului de 2 mm/min.



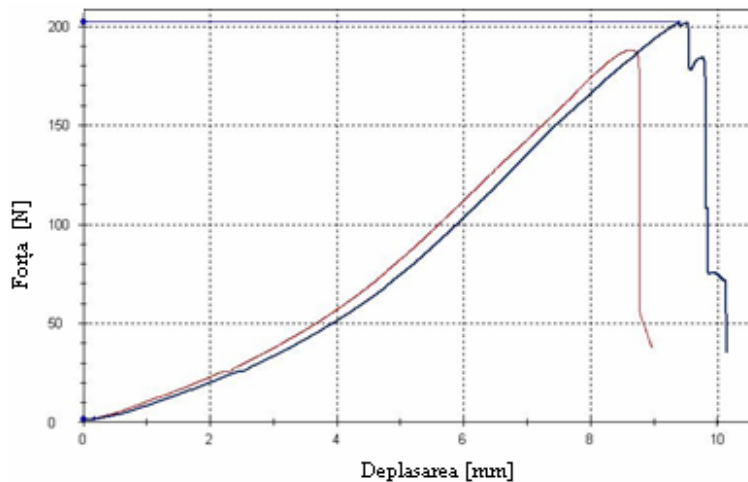
a. **Figura 3.27** Standul experimental b.



Partea a doua a experimentului s-a realizat cu partea efectivă a ligamentului. Ligamentul este realizat dintr-o structură țesută, din 48 astfel de fire (Figura 3.25-a). Acesta a fost supus la tracțiune pe o mașină de încercări statice și dinamice cu acționare hidraulică model Walter-Baiag LFV-10kN (Figura 3.27-b.), ruperea fiind vizualizată și prin metoda termografică. Distanța inițială de prindere între bacurile mașinii este de 27 mm, cu aceeași viteză de tracțiune de 2 mm/min.

Prin aceste încercări experimentale am dorit să aflăm valoarea degajărilor de căldură în momentul ruperii prin metoda termografică la valoarea forței maxime la care ligamentul artificial se rupe și a alungirii acestuia.

În cazul primei părți experimentale, prima probă a cedat la forța de 188N, având o alungire de aproximativ 8,8 mm, iar ce-a din urmă a rezistat până la o forță de 202N, având o alungire de aproximativ 9,4mm (Figura 3.28). În cazul firelor de legătură, degajarea de căldură a fost nesemnificativă, termograful neputând-o detecta.



roșu – prima parte experimentală – fire de legătură  
albastru – a doua parte experimentală – ligamentul

**Figura 3.28 Graficul forța-deplasari**

În partea a doua a experimentului, ligamentul a rezistat până la o forță de 3600N, având o alungire de 12 mm (Figura 3.28).

Degajarea de căldură la momentul ruperii a fost vizualizată doar în a doua parte a experimentului cu ajutorul termografului FLIR A40M. Parametrii de captare a termogramelor au fost:

- emisivitate material 0.86,
- distanța dintre probă și cameră 0.2m,
- temperatură ligament 25.5°C,
- temperatură atmosferă 26.3°C,
- umiditatea atmosferică 50%
- paleta de culori a termogramei IRON.

În figura 3.29 se observă ruperea ligamentului însoțit de o dejațare de caldură, diferența de temperatura fiind de  $4.5^{\circ}\text{C}$ . Punctul maxim atins în timpul ruperii a avut temperatura de  $30^{\circ}\text{C}$  și s-a produs la forța de 3600N.

În figura 3.30 se observă mai multe picuri ale graficului, reprezentând mai multe momente de rupere ale fibrelor în structură, fapt ce ne indică o rupere de la interior către exterior. Privind perspectivele viitoare de creare a unui nou ligament artificial prin îmbunătățirea celui prezent de tip LARS această observație este una foarte importantă, deoarece ne indică locul unde trebuie îmbunătățit materialul pentru a rezista mai mult timp implantat.

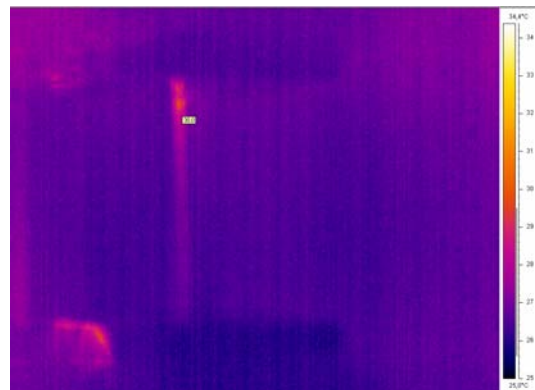


Figura 3.29 Termograma LIA în momentul ruperii

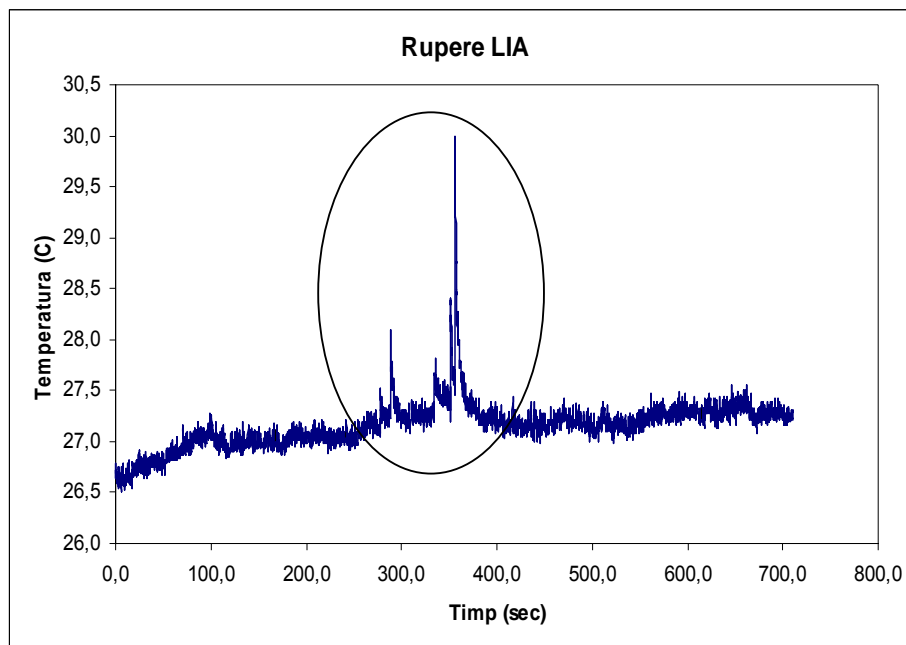


Figura 3.30 Distribuția temperaturilor în timpul tracțiunii

În această parte experimentală s-a realizat încercări experimentale la tracțiune asupra firelor care intra în compoziția unui ligament cât și asupra unui ligament utilizat în prezent în implantologie în scopul de a cunoaște cauzele ruperii acestora într-un timp scurt de la implantare. S-a vizualizat termografic deoarece diferențele de temperatură duc la degenerări ale țesutului și de aici la inflamații și bursite.

Ruperea ligamentului a fost însoțit de o degajare de căldură, diferența de temperatură fiind de 4.5°C. Punctul maxim atins în timpul ruperii a avut temperatură de 30°C și s-a produs la forța de 3600N. Fiind aceste date cunoscute se poate caracteriza mult mai bine tipul de material din care este confecționat ligamentul LARS, dar și prin tehnica termografică s-a putut afla partea cea mai slabă ce trebuie îmbunătățită.

Această cercetare este un pas înainte în crearea viitoarei generații de ligament artificiale, mult îmbunătățită și mai rezistentă, cu o durată de viață mai mare de 5 ani după implantare.

### 3.4. Concluzii și contribuții personale

Capitolul 3 prezintă două aplicații ale investigațiilor termografice în studiul unor materiale folosite frecvent în medicină.

Prima parte a capitolului se referă la optimizarea parametrilor de proces ai procedurii de restaurare dentară cu materiale compozite.

Este prezentată o descriere succintă a elementelor de anatomie și de știință a materialelor implicate în procesul vizat.

Cercetarea este justificată de lacunele de cunoaștere privind efectele termice ale fotopolimerizării asupra țesuturilor adiacente cavității de umplere cu materialul restaurator. Practica stomatologică semnalează manifestarea unor pulpite secundare sau a unor complicații gingivale, consecutive procedurii de restaurare cu materiale fotopolimerizabile. Această patologie iatrogenă este pusă pe seama necunoașterii în totalitate a efectelor termice, care însoțesc, în secundar, procesul de fotopolimerizare. Din literatura de specialitate se reține doar informația certă, conform căreia creșterea locală a temperaturii la nivelul cavității pulpare cu (4 – 6)°C conduce la inițierea unor procese ireversibile de coagulare proteică și la consecințe iatrogenice.

Cercetarea desfășurată a propus utilizarea pentru prima dată a termografiei. Față de metodele anterioare de investigare a proceselor termice (termocuple, termistori), camera termografică permite urmărirea dinamică, în timp real a temperaturii, prin teledetectare, deci fără nicio influență asupra proceselor. În plus prin preluarea de imagine cu câmp mare, tehnica furnizează termograme care descriu starea termică a unor arii extinse. Toate tehnicile anterioare se bazau pe prelevarea punctuală a valorilor de temperatură.

Experimentul propus a urmărit măsurarea temperaturii la nivelul materialului de restaurare, respectiv la nivelul cavității pulpare în timpul procesului de fotopolimerizare cu ajutorul tehnicii termografice și evaluarea diferenței de temperatură transferată funcție de valorile parametrilor de proces.

În proiectarea experimentului s-au avut în vedere următoarele elemente:

- experimentul are un caracter "in vitro", polimerizarea caracterizată prin parametri variabili fiind aplicată unor molari nevitali, rezultați prin extracții

- probele au fost pregătite prin secționarea molarilor și prelucrarea cavitațiilor corespunzător practicii restaurațiilor dentare
- parametrii de proces urmăriți au fost puterea radiantă și iradianța fasciculului, domeniul spectral de emisie a lămpii, timpul de expunere și procedura de aplicare mono sau multistrat a materialului de restaurație
- mărimea fizică a cărei evoluție a fost urmărită este diferența de temperatură între materialul compozit și camera pulpară la inițierea procesului de fotopolimerizare, în timpul acestuia și la finalizarea procedurii de restaurație
- criteriul de optimizare a procesului a avut ca țintă menținerea unei diferențe de temperatură în camera pulpară de maxim 4°C, astfel încât integritatea țesuturilor adiacente restaurației să se păstreze
- măsurarea diferenței de temperatură s-a făcut, în premieră prin tehnica termografică
- pentru obturarea unui număr de 38 de probe au fost utilizate trei tipuri de lămpi de fotopolimerizare și anume, o lampă cu halogen, o lampă cu plasmă și o lampă cu LED
- s-au respectat procedurile standard de prelucrare și umplere a cavitațiilor, precum și numărul și durata timpilor de expunere recomandați de producătorii lămpilor de fotopolimerizare

Procesul de fotopolimerizare, pentru toate probele, a fost înregistrat cu camera termografică FLIR A40M. Au rezultat termograme care relevă imagini termice de ansamblu ale întregului molar, a materialului de restaurare și a scenei de desfășurare a experimentului. Au fost delimitate ariile de temperatură maximă din camera pulpară și din materialul de obturare. Variația temperaturii pe aceste arii a fost urmărită pe grafice trasate funcție de timp, intervalul de timp fiind extins pe un interval care începe la inițierea iradierii și se încheie la atingerea echilibrului termic țesut viu-polimer.

Valorile temperaturilor măsurate au fost înregistrate tabelar și apoi au fost prelucrate statistic, indicatorul considerat relevant fiind media diferenței de temperatură a probelor din lotul aferent fiecărui tip de lampă.

În tabelul 3.6 sunt sintetizate valorile parametrilor de proces și a diferențelor de temperatură înregistrate.

**Tabelul 3.6 Centralizator date experimentale**

Lampa de fotopolimerizare	Iradianța sursei (mW/cm <sup>2</sup> )	Timpul de expunere (secunde)	Diferența de temperatură (°C)	
			PMMA	Cavitate pulpară
Halogen	530	30 (3x10)	14,1	3
Plasmă	2400	30 (3x10)	6,3	-2,1
LED	1000	9 (3x3)	11,9	5,9

Rezultatele numerice și grafice ale cercetării experimentale au generat următoarele concluzii:

- din punct de vedere al materialului compozit, lampa de fotopolimerizare cu halogen încălzește cel mai mult materialul, iar lampa cu LED produce cele mai mari fluctuații. Lampa cu plasmă este cea mai indicată deoarece creșterea temperaturii se produce doar cu un maxim de 5°C, iar scăderea

- temperaturii este lină într-o durată de timp scurtă (30 de secunde față de 100 de secunde la lampa halogen)
- stabilirea influenței temperaturii la nivelul cavității pulpare este, însă, mai importantă deoarece interesează preponderent efectele biologice. Lampa cu plasmă este cea mai convenabilă, atât în ceea ce privește amplitudinea, cât și durata efectului termic
  - cel mai important parametru de proces în fotopolimerizarea materialelor compozite este iradianța fasciculului incident. Cu cât acest parametru este mai ridicat, cu atât fenomenul de inițiere a polimerizării este mai uniform activat în masa monomerică. Polimerizarea efectivă are loc într-un interval de timp scurt, suficient de scurt încât fenomenele termice să nu fie importante. Deși cantitatea de energie incidentă local este foarte ridicată, rapiditatea procesului util limitează mult manifestarea fenomenelor termice, care sunt mai lente. Din punctul de vedere al mărimii iradianței, lampa de fotopolimerizare cea mai recomandabilă este cea cu plasmă
  - timpii de expunere efectivă la radiație nu diferă substanțial, ca ordin de mărime, astfel încât acest parametru poate fi considerat important doar ca variabilă globală a procedurii, care poate intra în discuție la comparația cu alte proceduri de restaurare dentară
  - din punct de vedere biologic, fotopolimerizarea rapidă cu iradianță ridicată este, de asemenea favorabilă în cazul lămpii cu plasmă. Țesuturile adiacente cavității de umplere sunt minim afectate termic și nu sunt supuse unor fluctuații termice.

Partea a doua a capitolului este dedicată studiului ligamentelor artificiale folosite în ortopedie. În ortopedie, ruptura ligamentului încrucișat anterior este una dintre cele mai des întâlnite diagnosticări, în special la sportivii care necesită un grad ridicat de solicitări la nivelul genunchiului. Statisticile arată că peste 200 de mii de cazuri sunt întâlnite anual numai în SUA. În România, unul din trei cazuri din pacienți prezenți la camera de gardă a secției de ortopedie prezintă ruptura de ligament.

În aceasta parte experimentală s-a realizat încercări la tracțiune asupra firelor care intra în compoziția unui ligament cât și asupra unui ligament utilizat în prezent în implantologie în scopul de a cunoaște cauzele ruperii acestora într-un timp scurt de la implantare. S-a vizualizat termografic deoarece diferențele de temperatura duc la degenerări ale țesutului și de aici la inflamații și bursite.

Tot prin metodă termografică s-a aratat că ruptura ligamentară se produce din interior către exterior, astfel înlăturându-se supoziția unei ruperi bruște și violente a ligamentului artificial în interiorul articulației.

Toate datele experimentale reprezintă cercetări importante în crearea unei noi generații de ligament artificial.

Pe parcursul prezentului capitol printre contribuțiile personale se pot enumera următoarele:

- proiectarea unui experiment „in vitro” de investigare în domeniul stomatologiei
- propunerea, în premieră, a utilizării tehnicii termografice în măsurarea temperaturii la nivelul materialului compozit și al cavității pulpare

- desfășurarea unui program experimental, care a utilizat 42 de probe dentare, 3 tipuri de lămpi de fotopolimerizare și o cameră termografică performantă
- stabilirea parametrilor de proces (puterea radiantă, iradianța și timpul de expunere) și a influenței acestora asupra temperaturii materialului restaurator, respectiv camerei pulpare
- măsurarea dinamică a temperaturii în timpul procesului de fotopolimerizare, înregistrarea grafică a variației temperaturii și interpretarea rezultatelor numerice și grafice
- urmărirea interacțiunii termice polimer – cameră pulpară atât în timpul fotopolimerizării cât și după încetarea procesului
- stabilirea criteriului de optimizare a procesului de fotopolimerizare prin limitarea la 6°C a creșterii de temperatură în camera pulpară
- declararea iradianței ca principal parametru de proces și recomandarea lămpii cu plasmă ca instrument optim pentru procedura medicală
- elaborarea unor discuții cu caracter comparativ și critic relevante pentru medicul stomatolog
- studiul ligamentului artificial din punct de vedere mecanic prin comparație cu datele termice;
- studiul chimic și microscopic al ligamentelor LARS;
- crearea unor noi direcții prin caracterizare de material din punct de vedere mecanic spre crearea unei noi generații de ligament.

## 4. CERCETĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND APLICAREA TERMOGRAFIEI ÎN PROBLEMATICA INDUSTRIALE

### 4.1. Analiza termografică a procesului de lipire prin inducție pentru producția de antene de telecomunicații mobile în cadrul firmei KATHREIN România

#### 4.1.1. Introducere

Kathrein România are ca obiectiv de activitate producția de antene de comunicații mobile (Figura 4.1 ), antene de recepție terestră, antene de broadcast și antene comerciale de recepție terestră.



**Figura 4.1 Antene de telecomunicații mobile Kathrein [W14]**

În cadrul firmei Kathrein s-a determinat prin metodă termografică de ce una din cele trei mașini de lipire prin inducție producea un procentaj mare de rebuturi ale antenelor după montarea acestora.

Mașinile de lipire (Figura 4.2) sunt fabricate intern în cadrul societății conform cerințelor specifice pentru realizarea lipirii prin inducție. Sunt utilizate pentru lipirea unui conector de un cablu coaxial, intermediar având un inel de legătură (Figura 4.3, Figura 4.4). Cablurile coaxiale au în general o compoziție chimică formată din alamă acoperită cu cupru și un strat subțire de argint.



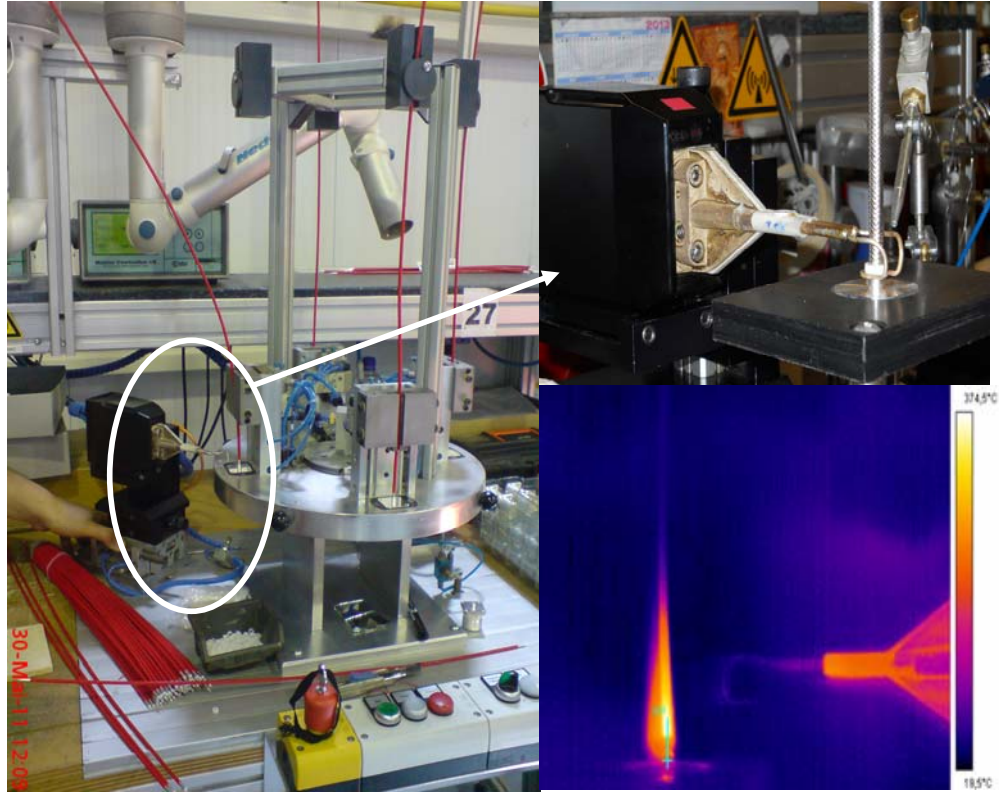


Figura 4.2 Mașina de lipire prin inducție – stânga, Ansa de lipire – dreapta

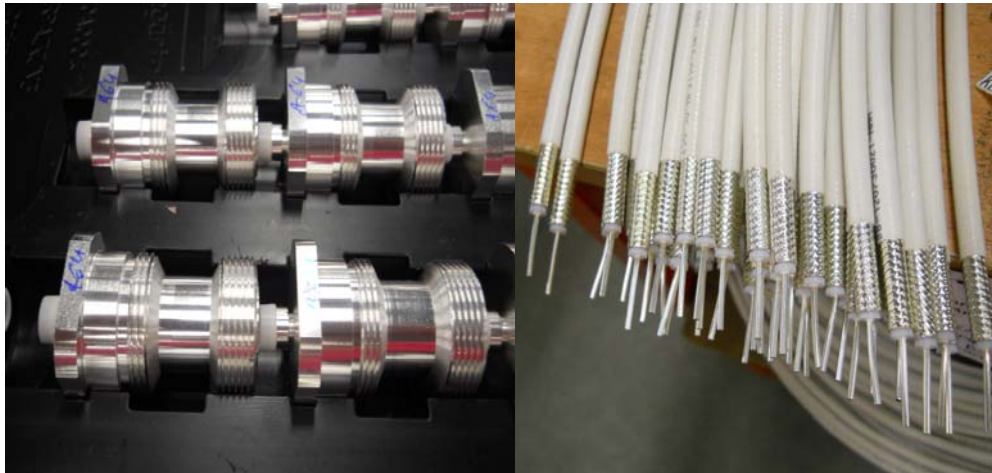
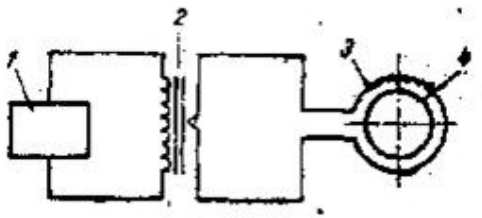


Figura 4.3 Cablul coaxial – stânga , Conector – dreapta;



#### 4.1.2. Lipirea (sudarea) cu încălzire prin inducție

Încălzirea prin inducție se realizează cu o sursă de curent alternativ de frecvență corespunzătoare și cu un inductor potrivit formei, dimensiunilor și proprietăților piesei de sudat. Schema de principiu a unei instalații de lipire cu încălzire prin inducție este reprezentată în Figura 4.4.



**Figura 4.4** Schema de principiu a unei instalații de lipire prin inducție [W14]

Echipamentul de înaltă frecvență 1 alimentează, prin circuit de încărcare, primarul unui transformator 2, iar secundarul transformatorului alimentează inductorul 3, în interiorul căruia se plasează piesa de sudat 4.

Încălzirea prin inducție se realizează datorită efectului pelicular și anume, cu cât frecvența curentului este mai mare, cu atât curentul are tendința de a crește spre straturile superficiale ale pieselor. Datorită densității mari de curent, piesele se încălzesc la temperaturi ridicate [W15]. Adâncimea de pătrundere a curentului electric depinde de rezistivitatea și permeabilitatea magnetică a metalului și de frecvența curentului, conform expresiei:

$$d = k \sqrt{\frac{\rho}{\mu f}} [mm] \quad (4.1)$$

unde:

- d este adâncimea de pătrundere a încălzirii, în mm;
- k – factor de proporționalitate;
- $\rho$  – rezistivitatea metalului, în  $\Omega \text{ mm}^2/\text{m}$ ;
- $\mu$  – permeabilitatea magnetică a metalului;
- f – frecvența curentului în Hz.

Sudarea se realizează la o frecvență de alimentare de 2 – 500 kHz funcție de adâncimea necesară de pătrundere.

#### 4.1.3. Analiza termografică

Prima fază al studiului a constat dintr-o analiză termografică preliminară a mașinilor în timpul funcționării lor uzuale. În urma acestei analize s-a constatat că una din mașini funcționează la temperatură optimă (peste 220°C) iar pentru celelalte două mașini apar variații necorespunzătoare de temperatură. Astfel, pentru aceste

două mașini s-au făcut măsurători suplimentare. În continuare sunt prezentate toate rezultatele acestor măsurători.

Parametrii de înregistrare a termogramelor au fost:

- Distanță obiect – cameră = 0,5 m
- Temperatură obiect (valoare înainte de încălzire) = 28<sup>0</sup> C
- Temperatură atmosferă = 27<sup>0</sup> C
- Umiditate atmosferă = 50%
- Emisivitate = 0,22 corespunzătoare materialului ALAMĂ

După efectuarea înregistrărilor s-au reprezentat grafic variațiile de temperatură de-a lungul unui ciclu de lipire în timp și pe o dreaptă mediană trasată, Figurile 4.5 – 4.34.

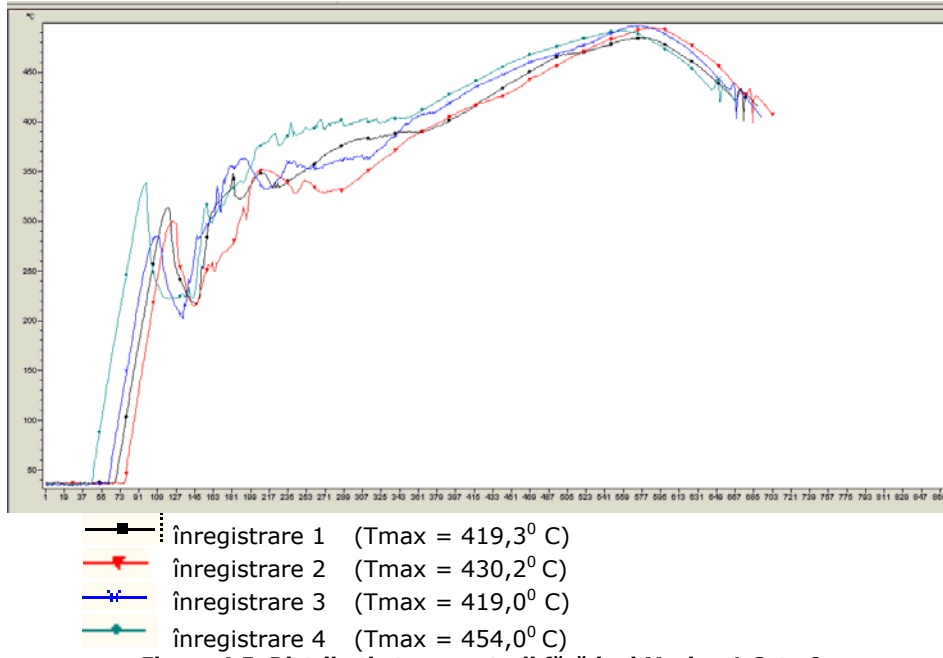
S-au înregistrat distribuțiile temperaturii cu și fără inel. Figurile 0.1 ..... 0.24 se regăsesc în Anexa 1.

**Tabelul 4.1 Rezultate Mașina 1**

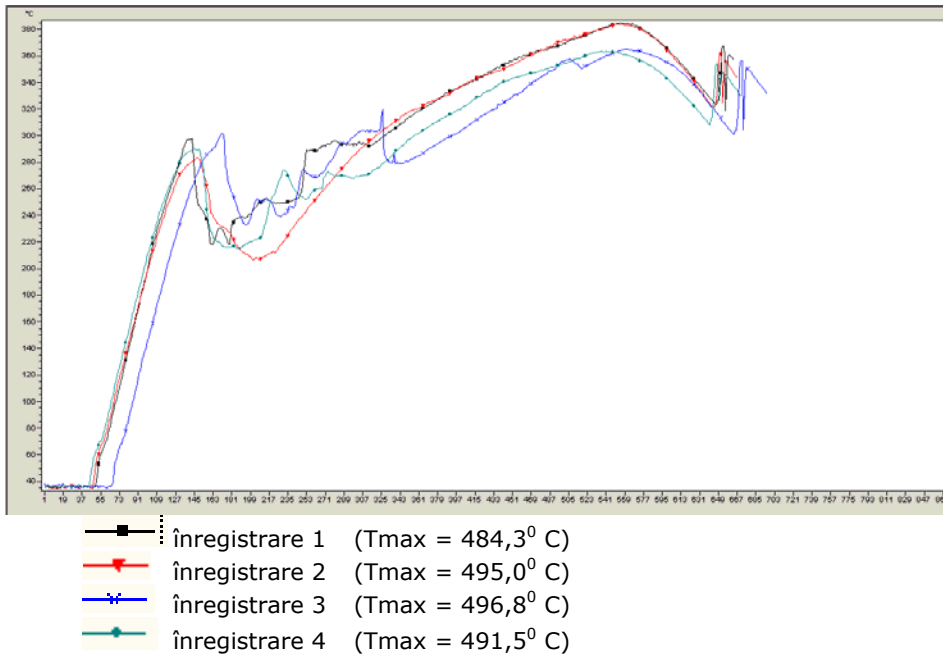
Poziționare ansă	Nr. crt.	T <sub>max</sub> inel (°C)	T <sub>max</sub> sub inel (°C)	T <sub>max</sub> pe fir (°C)	T <sub>max</sub> pe dreaptă în timpul încălzirii (°C)	Observații
Cota 0	1	95	46	346	419,3	Figura A1.1
	2	118	51	353	430,2	Figura A1.2
	3	118	52	362	419,0	Figura A1.3
	4	103	52	394	454,0	Figura A1.4
Cota +1mm	1	107	55	415	484,3	Figura A1.5
	2	104	51	406	495,0	Figura A1.6
	3	104	54	404	496,8	Figura A1.7
	4	115	55	416	491,5	Figura A1.8
Cota 0,5mm	1	135	55	357	384,8	Figura A1.9
	2	115	54	343	383,7	Figura A1.10
	3	125	51	330	365,2	Figura A1.11
	4	117	51	329	363,1	Figura A1.12

**Tabelul 4.2 Rezultate Mașina 2**

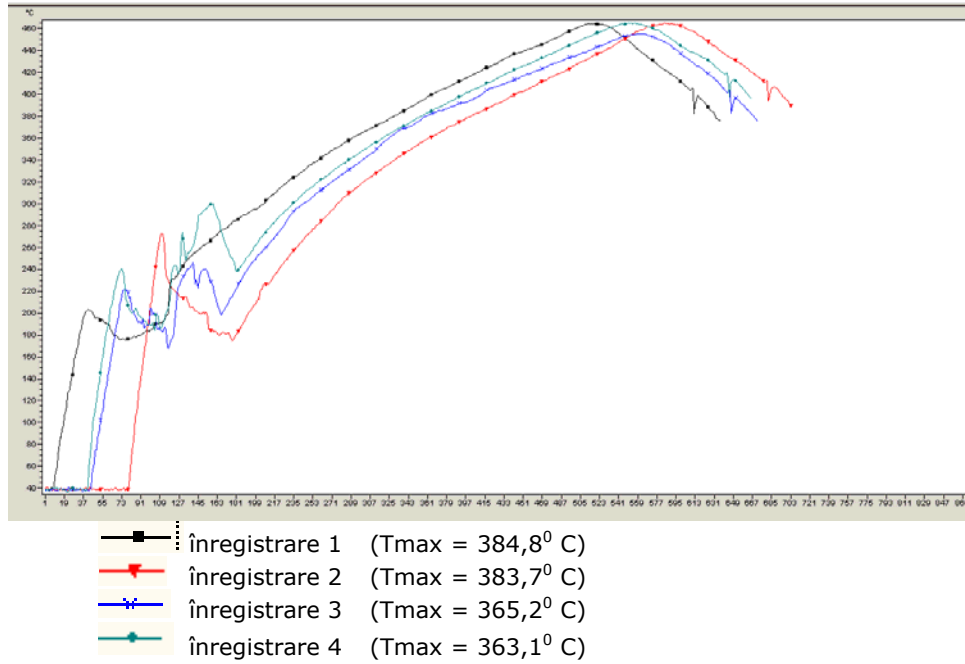
Poziționare ansă	Nr. crt.	T <sub>max</sub> inel (°C)	T <sub>max</sub> sub inel (°C)	T <sub>max</sub> pe fir (°C)	T <sub>max</sub> pe dreaptă în timpul încălzirii (°C)	Observații
Cota 0	1	82	66	396	465,0	Figura A1.13
	2	88	58	375	464,4	Figura A1.14
	3	82	65	388	465,0	Figura A1.15
	4	85	63	376	455,3	Figura A1.16
Cota +1mm	1	113	61	399	515,3	Figura A1.17
	2	99	61	399	461,6	Figura A1.18
	3	94	58	375	457,0	Figura A1.19
	4	87	56	353	440,9	Figura A1.20
Cota 0,5mm	1	105	73	370	441,2	Figura A1.21
	2	103	66	366	431,4	Figura A1.22
	3	99	63	348	439,2	Figura A1.23
	4	83	61	345	445,9	Figura A1.24



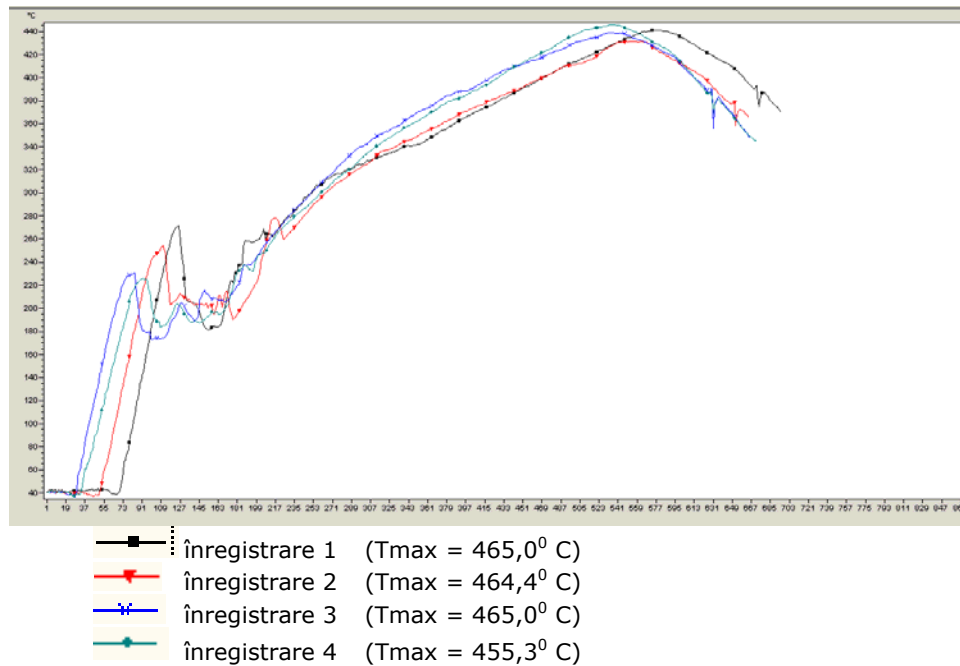
**Figura 4.5 Distribuția temperaturii fără inel Mașina 1 Cota 0**



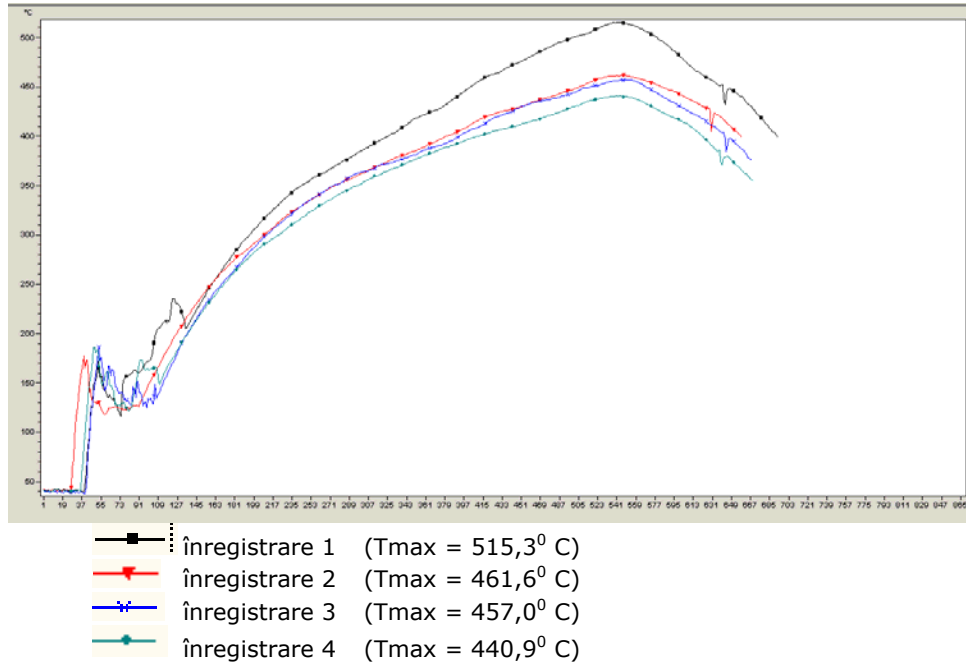
**Figura 4.6 Distribuția temperaturii fără inel Mașina 1 Cota +1mm față de 0**



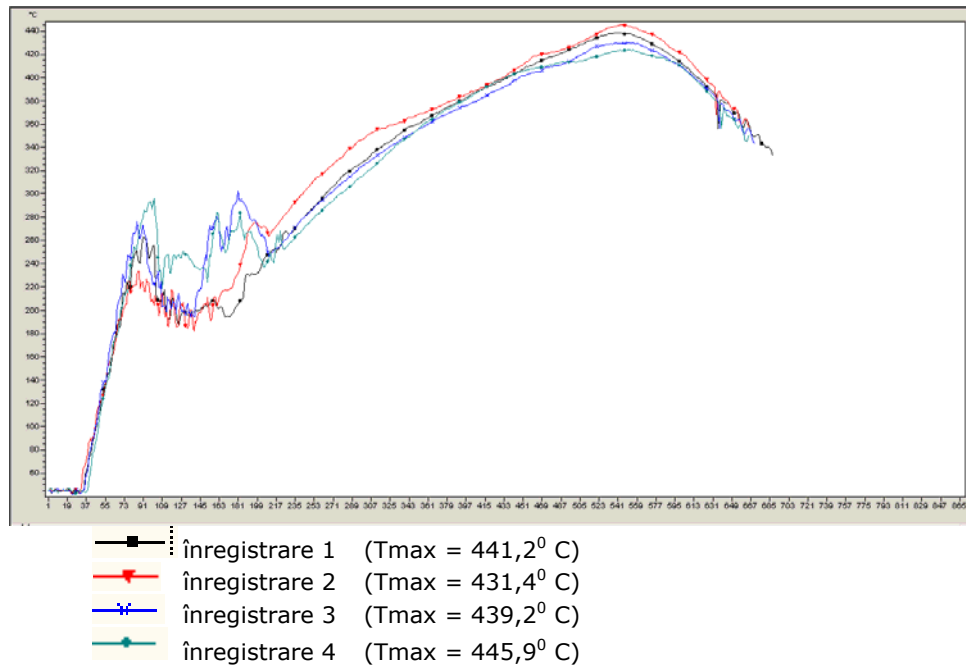
**Figura 4.7 Distribuția temperaturii fără inel Mașina 1 Cota -0,5mm față de 0**



**Figura 4.8 Distribuția temperaturii fără inel Mașina 2 Cota 0**



**Figura 4.9 Distribuția temperaturii fără inel Mașina 2 Cota +1mm față de 0**



**Figura 4.10 Distribuția temperaturii fără inel Mașina 2 Cota -0,5mm față de 0**

#### 4.1.4. Concluzii și contribuții personale

Distribuțiile de temperatură indică o creștere rapidă a temperaturii imediat după apropierea ansei, urmată de o creștere mai lentă până la atingerea temperaturii maxime.

Temperatura maximă diferă de la mașină la mașină, respectiv pentru măsurările pe aceeași mașină, dar la diferite poziții ale ansei. Exemple:

- Figura 4.5 măsurători fără inel pe Mașina 1 cu ansa la Cota 0 indică o diferență a temperaturilor maxime între cele 4 înregistrări de 35<sup>0</sup> C.
- Figura 4.6 măsurători fără inel pe Mașina 1 cu ansa la Cota +1 mm indică o diferență a temperaturilor maxime între cele 4 înregistrări de 12,5<sup>0</sup> C.
- Figura 4.7 măsurători fără inel pe Mașina 1 cu ansa la Cota -0,5 mm indică o diferență a temperaturilor maxime între cele 4 înregistrări de 21,7<sup>0</sup> C.
- Figura 4.8 măsurători fără inel pe Mașina 2 cu ansa la Cota 0 indică o diferență a temperaturilor maxime între cele 4 înregistrări de 9,7<sup>0</sup> C.
- Figura 4.9 măsurători fără inel pe Mașina 2 cu ansa la Cota +1 mm indică o diferență a temperaturilor maxime între cele 4 înregistrări de 74,4<sup>0</sup> C.
- Figura 4.10 măsurători fără inel pe Mașina 2 cu ansa la Cota -0,5 mm indică o diferență a temperaturilor maxime între cele 4 înregistrări de 14,5<sup>0</sup> C., respectiv 21,4<sup>0</sup> C pentru o altă orientare a termografului.

Centralizând datele (tabel 4.3; figura 4.34 – 4.36) se observă diferențe de temperatură maximă înregistrate în aceleași condiții de lucru și înregistrate cu aceeași parametrii, ceea ce arată o nerepetabilitate a temperaturilor în aceleași condiții de exploatare a mașinilor.

**Tabelul 4.3 Rezultate comparative între cele două mașini**

Cota	Mașina 1				Mașina 2			
	T <sub>max</sub> inel (°C)	T <sub>max</sub> sub inel (°C)	T <sub>max</sub> pe fir (°C)	T <sub>max</sub> pe dreaptă în timpul încălzirii (°C)	T <sub>max</sub> inel (°C)	T <sub>max</sub> sub inel (°C)	T <sub>max</sub> pe fir (°C)	T <sub>max</sub> pe dreaptă în timpul încălzirii (°C)
-0,5	123,0	52,75	339,75	374,2	97,50	65,7	357,25	439,42
0	108,5	50,25	363,75	430,6	84,25	63,0	383,75	462,42
1	107,5	53,75	410,25	491,9	98,25	59,0	381,50	468,70

Figurile 4.11 și 4.13 prezintă influența poziției ansei în plan vertical asupra temperaturilor maxime (valori medii ale celor 4 măsurători) înregistrate pe inel, sub inel, pe fir și temperatura maximă înregistrată în timpul achiziției pe mașina 1, respectiv pe mașina 2. La mașina 1 se observă o creștere a temperaturii pe fir și a temperaturii maxime cu deplasarea în sus a ansei. Mai puțin influențate sunt temperatura pe inel, respectiv sub inel, care rămâne practic constantă. Aceiași tendință se observă și la mașina 2 creșterea temperaturii pe fir și a temperaturii maxime cu deplasarea în sus a ansei. Există totuși diferențe între temperaturile maxime (valorile medii a celor patru înregistrări) între cele două mașini, Tabelul 4.3.

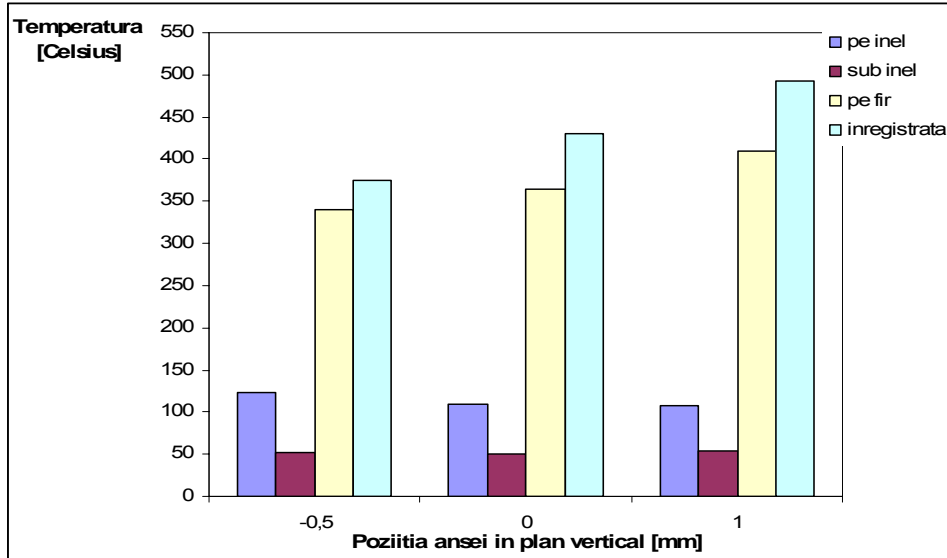


Figura 4.11 Temperaturi maxime înregistrate pe Mașina 1. Influența poziției ansei în plan vertical

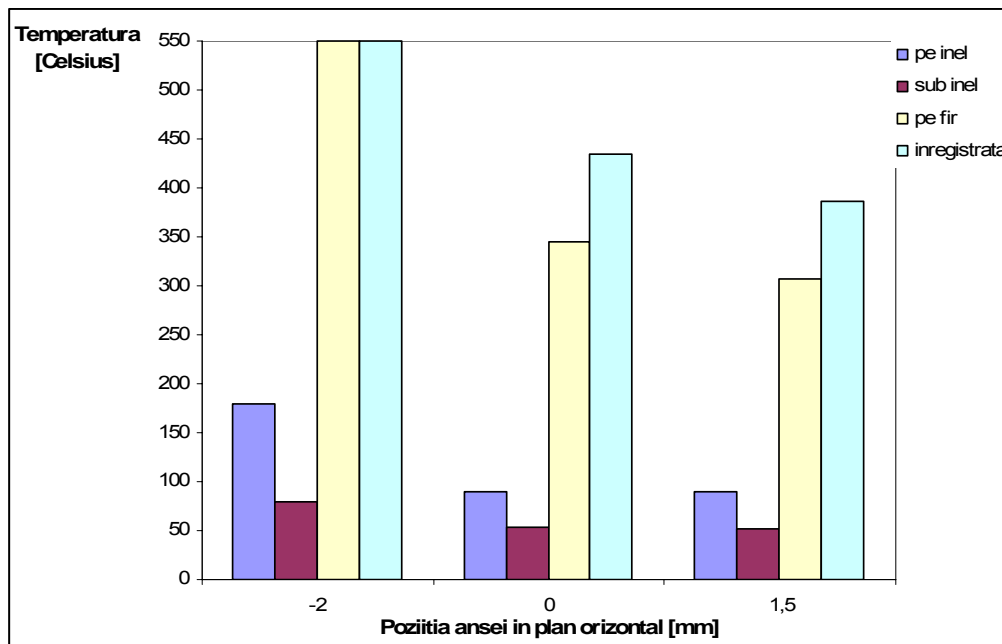
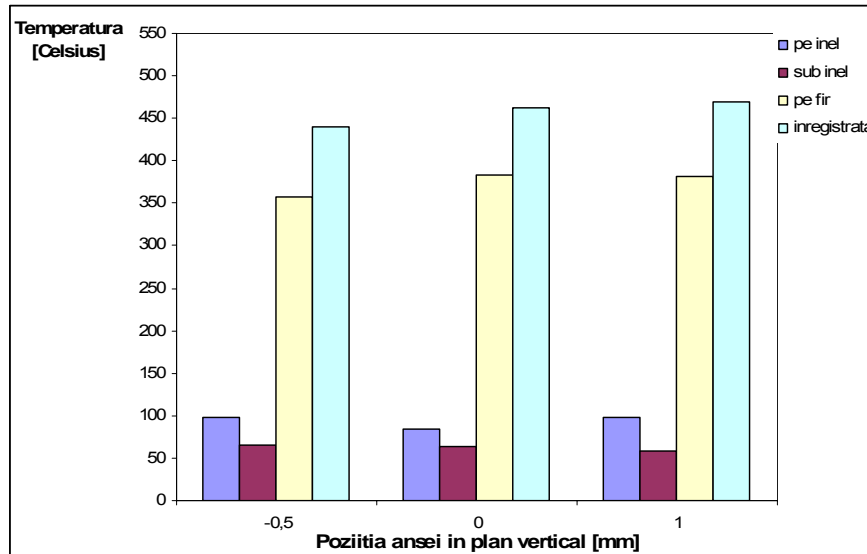


Figura 4.12 Temperaturi maxime înregistrate pe Mașina 2. Influența poziției ansei în plan vertical



**Figura 4.13** Temperaturi maxime înregistrate pe Mașina 2 la cota -0.5 mm pe verticală. Influența poziției ansei în plan orizontal

Figura 4.13 prezintă influența poziției ansei în plan orizontal asupra temperaturilor maxime înregistrate pe inel, sub inel, pe fir și temperatura maximă înregistrată în timpul achiziției pe mașina 2 pentru poziția verticală a ansei -0,5 mm. Se observă o scădere a valorilor maxime ale temperaturii cu deplasarea orizontală a ansei. La poziția - 2 mm temperaturile maxime pe fir și cea înregistrată au depășit domeniul de măsurare al termografului de 550° C.

Astfel, poziționarea ansei în plan orizontal influențează în mai mare măsură distribuția temperaturilor decât poziționarea în plan vertical. Dacă înainte de măsurători poziționarea ansei se făcea în mod ochiometric, fapt ce ducea la o lipire necorespunzătoare, după experiment s-a demonstrat importanța poziționării ansei într-un mod cât mai exact. Ca urmare a observațiilor din acest raport s-a realizat un dispozitiv optoelectronic de centrare prin care poziționarea în înălțime a ansei se face exact față de centrul de lipire a cablului coaxial în conector.

## 4.2. Determinarea unor defecte de structură pentru Necuron 1001

### 4.2.1. Introducere

Ultimul deceniu a consacrat un interes crescând al industriei orientat spre dezvoltarea și folosirea noilor metode de control nedistructiv, cu scopul de a reduce costurile și a îmbunătăți calitatea [Avdelidis, 2003].

Termografia este una din aceste tehnici de control nedistructiv



[Alexandrina, 2005] și este des folosită, pe de o parte drept o metodă rapidă de inspecție pentru detectarea defectelor, degradărilor în urma unui impact sau a oboselii diferitelor materiale [Krishnapillai, 2005; Muzia, 2007], iar pe de altă parte pentru caracterizarea diferitelor materiale ingineresti [Avdelidis, 2003; Santos, 2005].

Evaluarea materialelor folosind termografia se poate realiza prin două abordări: pasiv [Thomas, 1999] și activ [Shepard, 1997].

Termografia pasivă se folosește atunci când obiectele analizate au temperatura diferită de cea a mediului. Atunci când se introduce o sursă de energie pentru crearea unui contrast între suprafețele de interes și mediu, este deja vorba de termografie activă. Transferul de energie din cadrul termografiei active poate fi realizat în mai multe moduri, unul dintre acestea fiind termografia tranzientă, care utilizează pulsuri scurte și lungi de energie emise de diferite surse (ex. blitz-uri optice, lămpi de căldură, suflante de aer rece sau cald) [Maldague, 2000, Amarandei 2011].

În studiul de față s-a folosit termografia tranzientă activă cu pulsuri lungi pentru identificarea și evaluarea defecte de mărimi și adâncimi diferite într-un bloc de NECURON 1001.

Necuron este un material poliuretanic (PUR) folosit în diverse aplicații industriale. Utilizarea în industrie a acestor materiale a crescut, în ultimii ani, datorită bunelor proprietăți mecanice și de prelucrabilitate [Amarandei, 2011, Amarandei 2012].

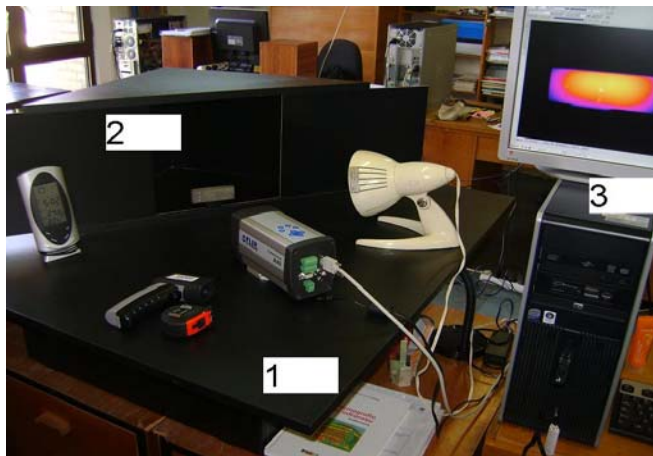
NECURON 1001 este un material poliuretanic folosit de regulă în aplicații ca: dispozitive de fixare și calibre, modele master și copii, modele cu tensiuni mecanice ridicate și bacuri de prindere, scule pentru producția de serie [Necuron 1001 data sheet].

În ultima perioadă necuronul a fost folosit cu succes în diferite aplicații industriale, cum ar fi testarea aripilor de avion în tunele aerodinamice sau în bioinginerie pentru studiul degradării valvelor cardiace [Brakhage, 2005].

De asemenea este important de menționat faptul că cercetările în domeniul caracterizării necuronului au fost începute abia cu câțiva ani în urmă. De multe ori fișele tehnice emise de producătorii acestor materiale conțin informații care nu prezintă încredere în ceea ce privește caracteristicile de material și valorile diferă de la producător la producător pentru același material. Se poate constata că la anumiți producători valoarea rezistenței la impact se referă la teste efectuate pe epruvete cu creștătură iar la alți producători pe epruvete fără creștătură. Ținând cont și de faptul că materialele polimerice au compoziții chimice diferite și sunt realizate în condiții diferite, se justifică continuarea cercetărilor pentru informații suplimentare în caracterizarea din punct de vedere mecanic a acestor materiale în diferite condiții experimentale [Marșavina, 2010; Ward, 2004].

#### 4.2.2. Materiale și metode

Imaginile au fost obținute folosind camera în infrașoșu FLIR A40M Infrared Camera System, iar condițiile ambientale au fost determinate utilizând un termometru laser respectiv o stație meteo. Camera în infraroșu A40M a fost adaptată în mod special pentru a fi montată în orice poziție și să depindă doar de factorii ambientali. Permite efectuarea flexibilă a măsurărilor și poate înregistra imagini cu rezoluția de până la 320x240 pixeli (FLIR A40M manual). Pentru a crea contrastul termic s-au folosit o lampă cu emisie în IR și o instalație frigorifică (Figura 4.14).

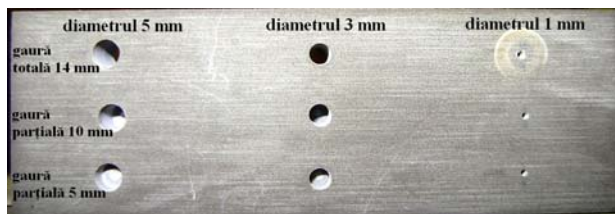


**Figura 4.14 Standul experimental**

1 dispozitive de măsurare și generare a temperaturii; 2 proba; 3 PC

Într-o epruvetă paralelipipedică, confecționată din NECURON 1001, s-au realizat 9 găuri, astfel: 3 găuri cu diametrul de 1 mm, 3 găuri cu diametrul de 3 mm și 3 găuri cu diametrul de 5 mm, având adâncimi diferite, de 5, 10 și 14 mm (în ultimul caz fiind străpunse), așa cum se arată în figura 4.15 în vederea simulării unor defecte de material, ca aplicație la materiale de natură compozită cu matrice polimerică (PET, PMMA, PVC etc).

Toți parametrii de test sunt redați în tabelul 4.4, împreună cu emisivitatea probei de NECURON 1001. Când se folosește o cameră în infraroșu și se procesează datele obținute cu ajutorul acesteia, este important să se țină cont de emisivitatea variabilă în funcție de temperatura materialului.



**Figura 4.15 Probă Necuron 1001**

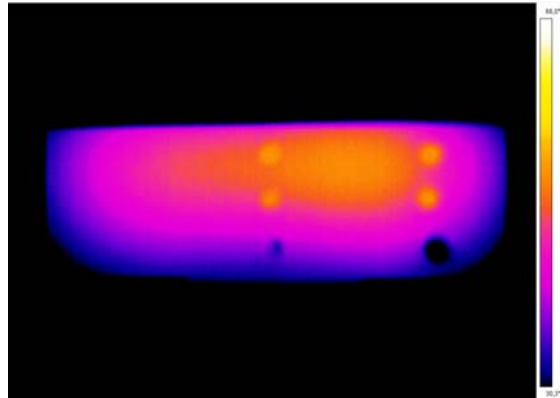
Proba de necuron a fost supusă la 20 cicluri de încălzire și 20 cicluri de răcire. Atât ciclurile de încălzire, cât și ciclurile de răcire au început de la temperatura ambiantă.

În cazul ciclurilor de răcire, s-a folosit o instalație închisă ce genera aer rece la aproximativ 2°C, unde proba a fost ținută câte 10 minute, răcirea făcându-se omogen.

În cazul ciclurilor de încălzire s-a observat o neomogenitate în încălzirea probei. Astfel standul de încercări a fost dezvoltat pe în mai multe faze până când s-a ajuns la un rezultat mulțumitor.

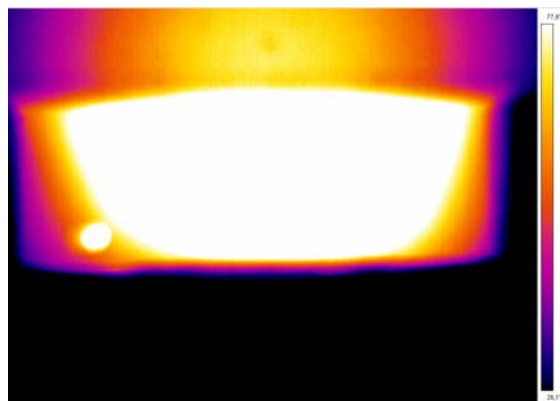
La început proba s-a încălzit, în aer liber, cu ajutorul unui singur bec cu emisie în IR cu o putere de 150W (Figura 4.16). Proba a fost expusă până a ajuns la

temperatura de  $67.4^{\circ}\text{C}$ . S-a observat o neomogenitate a încălzirii probei (Figura 4.39), deoarece schimbul de căldură între marginile materialului și atmosferă erau inevitabile.



**Figura 4.16 Termograma probei în prima fază de expunere**

Pentru a înlătura acest impediment s-au mai adăugat alte două becuri pe lateralele probei. Supusă proba la cele 3 becuri s-a observat o supra încălzire a acesteia (Figura 4.17) ajungând la o temperatură de peste  $77^{\circ}\text{C}$ , dar observându-se în continuare neomogenitatea.



**Figura 4.17 Termograma probei în faza a doua de expunere**

O altă încercare nereușită a fost prin introducerea probei într-o caramidă dar nici acest lucru nu a ajutat f mult.

În ultima fază s-a creat un cuptor din cărămidă (Figura 4.18). Din cele 6 fețe ale cuptorului numai în 4 s-au asezat lămpile de încălzire. Proba se află în interiorul cărămizilor. Astfel, s-a obținut o distribuție cât mai corectă a temperaturilor și o vizualizare integrală a defectelor (Figura 4.19).

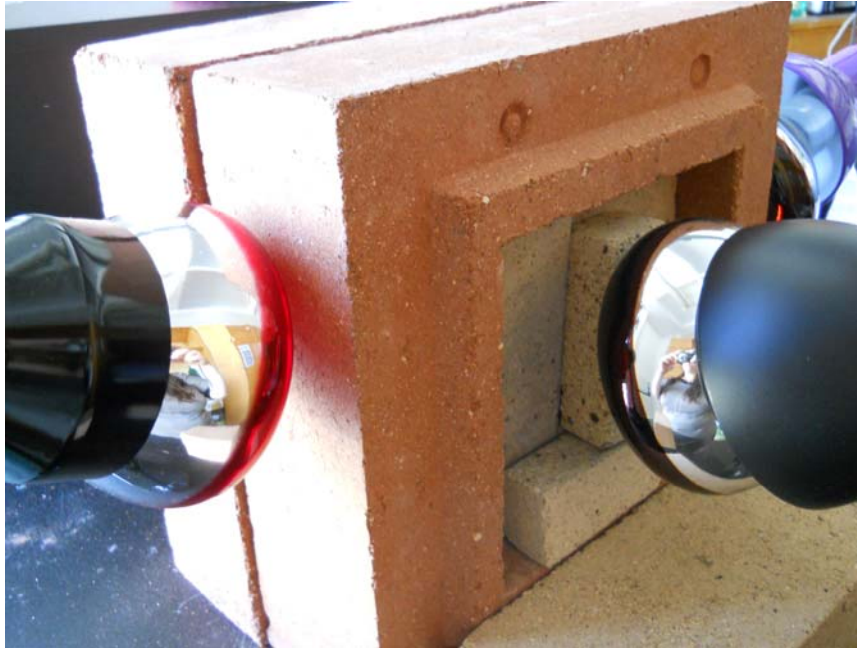


Figura 4.18 Stand experimental

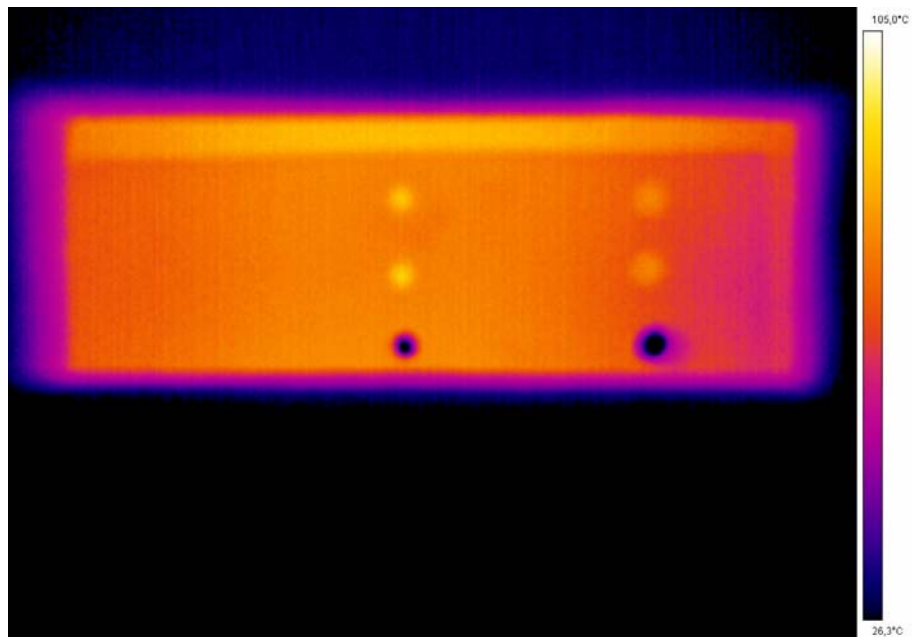


Figura 4.19 Termograma probei în faza a treia de expunere

**Tabelul 4.4 Parametrii testelor de termografie**

<b>Parametru</b>	<b>Rece</b>	<b>Cald</b>
<b>Emisivitatea obiectului[-]</b>	0,45 în intervalul -20..... +20°C	0,8 în intervalul +20..... +60°C
<b>Distanța dintre probă și camera IR [m]</b>	0.3 m	0.5 m
<b>Temperatura ambiantă [°C]</b>	24.5	24.5
<b>Umiditate relativă [%]</b>	25	25
<b>Transmisia optică a camerei IR[-]</b>	1	1
<b>Temperatura exterioară a camerei [°C]</b>	25	25

Testul de încălzire s-a oprit în momentul în care proba a ajuns la 105°C. Peste această temperatură s-a observat dilatarea materialului. Testul de răcire s-a efectuat prin menținerea probei în instalația de răcire timp de 10 minute, la 2,5°C.

S-a vizualizat cu camera în infraroșu revenirea probei la temperatura ambiantă după ciclurile de încălzire sau răcire. S-au captat imagini la diferite nivele de temperatură pentru a observa defectele din material.

#### **4.2.3. Rezultate și discuții**

Datele prelucrate arată că toate găurile prezintă o acumulare de energie în interior, în mod special în cazul testelor de încălzire. Astfel în Figura 4.2044 – sus, se arată pentru ciclurile de încălzire că în secțiunile A, B și C se acumulează temperaturi mai ridicate pentru găurile de 5, 3 și 1 mm, indiferent de adâncime.

În mod similar pentru ciclurile de răcire, în Figura 4.20 – jos, se pot observa secțiunile B și C unde temperatura prezintă vârfuri, în cazul adâncimilor de 5 și 10 mm. În schimb, în cazul secțiunii A corespunzătoare găurilor străpunse, nu se poate identifica în mod clar defectul de material. Toate cele 20 de teste efectuate la răcire au produs rezultate similare.

Figura 4.21 arată că în partea stângă, găurile de 1 mm sunt mai dificil de observat. Acest aspect a fost identificat pentru toate testele de răcire indiferent de temperatură.

În Figura 4.22 se poate vedea proba de necuron după ce a fost încălzită și lăsată să revină a temperatura ambiantă. Rezultatele au arătat că în cazul fiecărui ciclu de încălzire găurile de 1 mm sunt vizibile la temperaturi de peste 40°C, după ce proba a fost încălzită și începe a se răci. Tot la probele încălzite prin partea experimentală trei s-a observat ca Necuron 1001 rezistă la o temperatură de peste 100°C, nu de 70°C așa cum este arătat în fișa tehnică de către producător (Anexa 1).

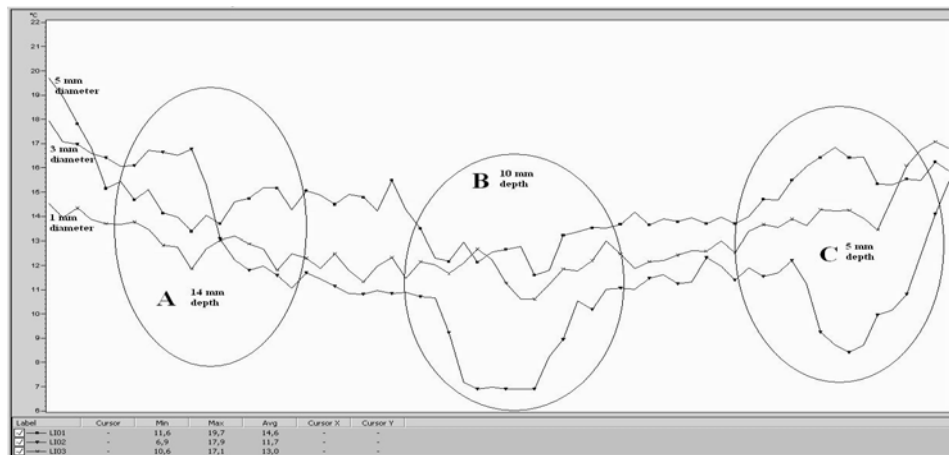
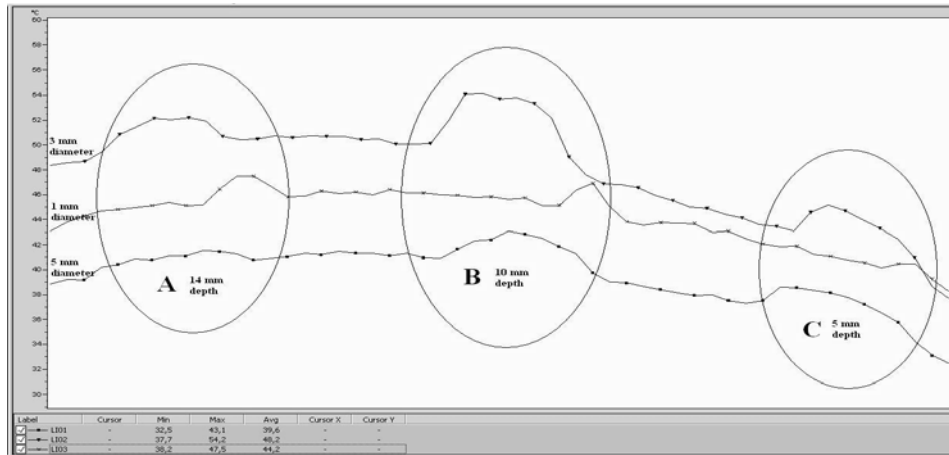


Figura 4.20 Datele înregistrate în cursul revenirii la temperatura ambiantă după un ciclu de încălzire – sus, după un ciclu de răcire – jos

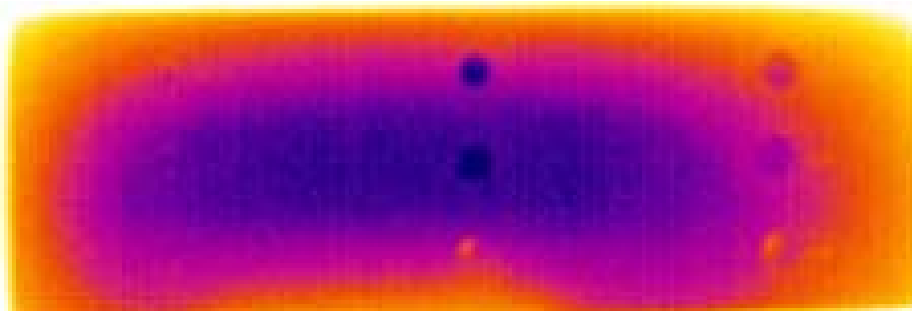
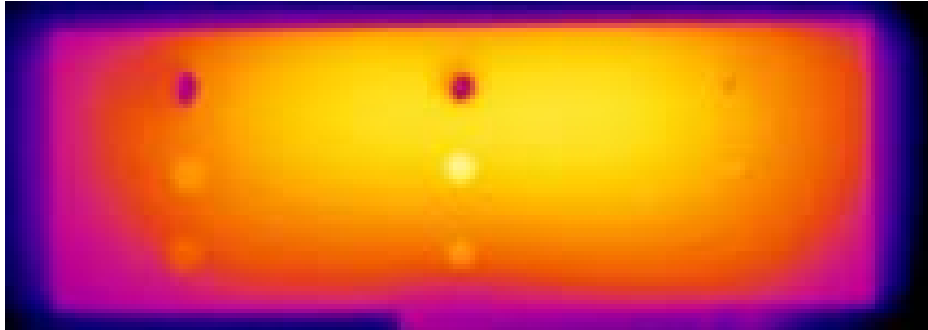


Figura 4.21 Blocul de neocuron după răcire la o temperatură de 9,2°C



**Figura 4.22 Blocul de necuron după încălzire la o temperatură de 45,5°C**

Este cunoscut faptul că propagarea căldurii este uniformă printr-o secțiune transversală a unui material omogen. Dacă însă există un defect în structura materialului, distribuția temperaturii este perturbată și apare fenomenul de concentrare de căldură. Din cauza căldurii acumulate în defecte, acestea s-au putut vizualiza atât cu ochiul liber, analizând imaginile, respectiv pe bază datelor experimentale prelucrate. Prin urmare metoda folosită a dat rezultate bune și de încredere.

S-a dovedit că ciclurile de încălzire sunt mai eficiente în obținerea de informații legate de defectele materialelor. Toate găurile au fost vizibile cu camera IR în decursul ciclurilor de încălzire, spre deosebire de ciclurile de răcire, când s-au putut identifica doar 90% din defecte. Rezultatele au fost similare și la analiza vizuală a imaginile termografice.

#### **4.2.4. Simularea câmpului termic prin metoda elementelor finite**

##### ***Generalități***

Bazele analizei cu elemente finite au fost pentru prima dată formulate în 1943 de către matematicianul german Richard Courant (1888-1972), care, îmbinând metoda Ritz cu analiza numerică în probleme de calcul variațional și minimizare, a obținut soluții satisfăcătoare pentru analiza sistemelor cu vibrații. Începând cu anii '70, metoda elementelor finite a fost folosită la rezolvarea celor mai complexe probleme din domeniul structurilor elastice continue, de la construcțiile civile, industriale sau de baraje până la construcțiile de nave maritime, respectiv cosmice.

Problema analizei numerice a diverselor probleme ingineresti nu este una nouă, ea fiind utilizată de-a lungul secolelor pentru a determina diferite mărimi cum ar fi: aproximarea circumferinței unui cerc prin însumarea laturilor unui poligon înscris (sau circumscris), calcularea centrelor de greutate ale diverselor suprafețe plane etc. Apariția și dezvoltarea calculatoarelor a avut un foarte mare impact asupra dezvoltării metodelor numerice pentru analiza comportării structurilor complexe, dar și pentru analiza diverselor fenomene fizice (transfer de câmp de căldură, curgeri de fluide, câmpuri electromagnetice etc.) [Chiorean, 2003].

O clasificare a metodelor de modelare numerică se poate face din punct de vedere matematic (modelarea matematică a diverselor probleme ale mecanicii fiind independentă de natura fizică a acestor probleme) pe trei direcții principale: *metoda diferențelor finite*, *metoda elementelor finite* și *metoda elementelor de frontieră*.



*Metoda diferențelor finite* este una dintre cele mai vechi metode numerice, dar este cunoscută ca având un randament limitat. În cadrul acestei metode, punctul de plecare este modelul, descris diferențial, al fenomenului analizat, transformat în unul numeric prin utilizarea aproximării locale a variabilelor de câmp. Astfel, sistemul de ecuații diferențiale valabil pentru orice punct al domeniului de analizat se transformă într-un sistem de ecuații algebrice liniar, valabil numai pentru anumite puncte ale domeniului. Punctele se obțin cu ajutorul a două sau trei familii de drepte paralele cu axele sistemului de referință. Această metodă este limitată la calculul structurilor și fenomenelor simple [Hrabok, 1984].

*Metoda elementelor finite* are la bază metoda matriceală a deplasărilor din analiza structurală. Această metodă a câștigat teren odată cu apariția calculatoarelor (anul 1950). Prin metoda elementelor finite se încearcă modalitatea de a găsi o soluție aproximativă la o problemă prin a admite că domeniul este divizat în *subdomenii* sau *elemente finite* având forme geometrice simple, iar funcția necunoscută a variabilei de stare este definită aproximativ pe fiecare element. Soluția completă este obținută prin combinarea formei gradelor de libertate în așa fel încât la joncțiunea dintre elemente (în noduri) să fie satisfăcute ecuațiile de echilibru și compatibilitatea. Spre deosebire de metoda diferențelor finite, metoda elementelor finite se bazează pe aproximarea locală (pe subdomenii) a variabilelor de câmp ale gradelor de libertate [Chiorean, 2005]. În cadrul acestei metode, ecuațiile care descriu problema având un număr infinit de grade de libertate, sunt transformate într-un sistem de ecuații cu număr finit de grade de libertate. Astfel, metoda elementelor finite este o cale foarte convenabilă de a obține soluții aproximative pentru aproape orice problemă inginerască, devenind astfel un instrument comod și necesar în calculele de proiectare și cercetare, eliberând utilizatorul de dificultățile legate de geometrii neregulate, neomogenități de material, condiții de contur și inițiale complexe. Totodată, această metodă permite integrarea prin calcul numeric a ecuațiilor și sistemelor de ecuații diferențiale pe un domeniu, ținând cont de condițiile la limită sau de contur ale unei configurații date care descrie diferite probleme și fenomene fizice [Pian, 1969].

*Metoda elementelor de frontieră*, în contrast cu metoda elementelor finite, realizează discretizarea structurii numai pe conturul domeniului analizat (elemente unidimensionale pentru probleme plane și bidimensionale pentru probleme spațiale) cu adoptarea unei variații a necunoscutelor în interiorul elementului. Această metodă poate fi aplicată numai dacă soluția fundamentală a ecuațiilor diferențiale este cunoscută. Practic, există însă multe probleme care pot fi rezolvate cu metoda elementelor finite și nu pot fi analizate cu metoda elementelor de frontieră. Ca urmare, atunci când soluția ecuațiilor este găsită analitic, metodele numerice reprezintă un mijloc alternativ de a găsi o soluție și a o verifica pe cea determinată analitic. Aceste ultime două metode s-au impus datorită formulărilor simple, a caracterului de generalitate și capacității de a se adapta cu modificări minime la analizarea diverselor probleme complexe [Chiorean, 2006].

### **Principiile metodei analizei cu elemente finite**

Fenomenele fizice de acest fel sunt descrise din punct de vedere matematic de ecuații diferențiale, prin a căror integrare, în condiții la limită date, se obține o soluție exactă a problemei. Această cale analitică are dezavantajul ca este aplicabilă numai în cazul problemelor relativ simple. Problemele care intervin în activitatea practică sunt de cele mai multe ori complexe în ce privește alcătuirea fizică și geometrică a pieselor, condițiile de încărcare, condițiile la limită etc., astfel încât



integrarea ecuațiilor diferențiale este dificilă sau chiar imposibilă. În metoda elementului finit se utilizează, ca punct de plecare, un model integral al fenomenului studiat. El se aplică separat pentru o serie de mici regiuni ale unei structuri continue obținute prin procedeul discretizării, denumite elemente finite, legate între ele în puncte numite noduri. Aceste elemente finite trebuie astfel concepute încât ansamblul lor să reconstituie cât mai fidel posibil structura reală analizată. În principiu, aceste legături trebuie astfel concepute încât să permită o convergență numerică către soluția exactă, atunci când structura este discretizată în elemente finite cu dimensiuni din ce în ce mai reduse [Maksai, 2008].

### ***Etapale de rezolvare a unei probleme cu ajutorul metodei elementelor finite***

#### ***Etapa 1. Împărțirea domeniului de analiză în elemente finite.***

În această etapă analistul alege tipul sau tipurile de elemente finite adecvate problemei de rezolvat, apoi împarte structura în elemente finite. Această operație, care se numește și discretizare, poate fi făcută cu ajutorul calculatorului. Tipul de element finit este definit de mai multe caracteristici, cum sunt numărul de dimensiuni (uni-, bi-, tridimensional), numărul de noduri ale elementului, funcțiile de aproximare asociate și altele. Alegerea tipului de element finit are mare importanță pentru necesarul de memorie internă, pentru efortul de calcul impus calculatorului și pentru calitatea rezultatelor [Stoian, 1985].

Punctul de plecare pentru construcția matematică a diferitelor metode de elemente finite îl constituie respectarea următoarelor principii:

- utilizarea unei aproximări bazată pe folosirea de elemente mai simple, pentru care avem la dispoziție o soluție;
- sporirea exactității calculului prin rafinarea discretizării.

#### ***Etapa 2. Constituirea ecuațiilor elementelor finite (ecuațiile elementale).***

Comportarea materialului sau mediului în cuprinsul unui element finit este descrisă de ecuațiile elementelor finite denumite și ecuații elementale. Acestea alcătuiesc un sistem de ecuații al elementului. Ecuațiile elementale pot fi deduse direct, pe cale variațională, prin metoda reziduală sau a reziduurilor (Galerkin) sau prin metoda bilanțului energetic.

#### ***Etapa 3. Asamblarea ecuațiilor elementale în sistemul de ecuații al structurii.***

Comportarea întregii structurii este modelată prin asamblarea sistemelor de ecuații ale elementelor finite în sistemul de ecuații al structurii, ceea ce din punct de vedere fizic înseamnă că echilibrul structurii este condiționat de echilibrul elementelor finite. Prin asamblare se impune ca, în nodurile comune elementelor, funcția sau funcțiile necunoscute să aibă aceeași valoare.

#### ***Etapa 4. Implementarea condițiilor la limită și rezolvarea sistemului de ecuații al structurii.***

Sistemul de ecuații obținut în urma implementării condițiilor la limită corespunzătoare problemei concrete este rezolvat printr-unul din procedeele obișnuite, de exemplu prin eliminarea Gauss sau prin descompunerea Choleski, obținându-se valorile funcțiilor în noduri. Acestea se numesc și necunoscute primare sau de ordinul întâi.

#### ***Etapa 5. Efectuarea de calcule suplimentare pentru determinarea necunoscutelor secundare.***

În unele probleme, după aflarea necunoscutelor primare, analiza se încheie. Acesta este de obicei cazul problemelor de conducție termică, în care necunoscutele primare sunt temperaturi nodale. În alte probleme însă, cunoașterea numai a

necunoscutelor primare nu este suficientă, analiza trebuind să continue cu determinarea necunoscutelor secundare sau de ordinul doi. Acestea sunt derivate de ordin superior ale necunoscutelor primare. Astfel, de exemplu, în problemele mecanice de elasticitate, necunoscutele primare sunt deplasările nodale. Cu ajutorul lor, în această etapă, se determină necunoscutele secundare care sunt deformațiile specifice și tensiunile. Și în cazul problemelor termice analiza poate continua cu determinarea necunoscutelor secundare care sunt intensitățile fluxurilor termice (gradienti termici) [Fellipa, 2012].

### ***Determinarea proprietăților de material***

Pentru a putea crea simularea unui câmp termic prin metoda elementelor finite avem nevoie de caracteristicile de material, densitatea, conductivitatea termică și căldura specifică masică.

Materialele poliuretanic (PUR) sunt, de obicei, caracterizate prin rezistență ridicată la testele de material, prelucrabilitate bună, rigiditate ridicată, rezistență la uzură și grad de absorbție a umezelii scăzut. Aceste caracteristici asigură o bună stabilitate dimensională [Schwartz, 2002] și fac ca materialele PUR să fie adecvate pentru o gamă largă de aplicații industriale, precum: roți dințate, forme turnate, matrițe, modele de turnare, calapoade, lere de verificare, unelte etc. [www.btools.ro].

Cum aplicațiile sunt numeroase o bună cunoaștere a caracteristicilor mecanice pentru aceste materiale este foarte importantă, în special datorită faptului că din multe fișe de material a producătorilor lipsesc informații de nădejde privind proprietățile de material și de obicei ele diferă de la un producător la altul, iar pentru a obține date cât mai concludente în simularea câmpului termic vom determina aceste valori. Se poate regăsi, spre exemplu, în descrierea unor materiale poliuretanic, inclusiv Necuron, că rezistența la impact se referă la specimene crestate și în alte descrieri la specimene ne-crestate. Aceste observații și faptul că materialele poliuretanic au compoziții chimice diferite și se produc în condiții diferite, arată cât de importante sunt studiile care pot furniza noi date de caracterizare a materialelor și care determină proprietățile mecanice în diferite condiții experimentale [Marșavina, 2010; Ward, 2004].

Necuron este un material poliuretanic, din familia materialelor polimerice, folosit în aplicații precum: armături și calapoade, modele de turnare, modele cu rezistență mecanică ridicată și dispozitive de prindere pentru prelucrare, unelte pentru producție de serie [Necuron data sheet]. În ultima perioadă, Necuronul a fost utilizat în diferite aplicații de cercetare precum teste de rezistență a aripilor de avion în tunele de vânt sau în bioinginerie în cercetări legate de avaria valvelor inimii [Brakhage, 2005; Vermeulen, 2009].

În ultimii 10 ani cercetătorii au exprimat un interes continuu privind comportamentul mecanic a diferitelor tipuri de materiale polimerice prin câteva studii importante în care se prezintă teste pentru diferite materiale polimerice în condiții de încărcare variate: teste de tracțiune pe mai mulți polimeri și ansamble de polimeri [Ghiță, 2007] și teste de tracțiune, compresiune și încovoiere pentru spume poliuretanic [Marșavina, 2010; Amarandei, 2013].

Scopul acestui studiu a fost de a testa la tracțiune specimene, cu și fără defecte, formate din Necuron 1001 pentru a le putea caracteriza din punct de vedere mecanic.

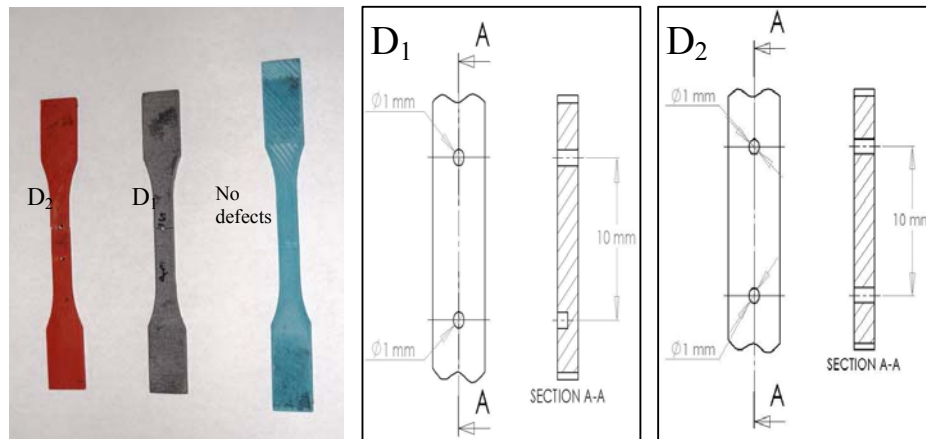
Toate testele de tracțiune s-au realizat pe mașina de testare MTS 810, 500 kN, echipată cu capete de prindere hidraulice Instron (capacitate de prindere 300 kN), în cadrul Universității de studii din Firenze, Italia (Figura 4.47).

Un număr de 5 de epruvete au fost supuse unui program experimental de testare la tracțiune. Geometria și dimensiunile epruvetelor sunt prezentate în Tabelul 4.5 și Figura 4.23. Toate testele s-au realizat după normele europene de testare EN ISO 527-4 [SR EN ISO 527].

Viteza de încărcare a fost de 2 mm/min. Toate testele s-au realizat la temperatura camerei ( $T=29^{\circ}\text{C}$ ).



**Figura 4.23 INSTRON MTS 810**

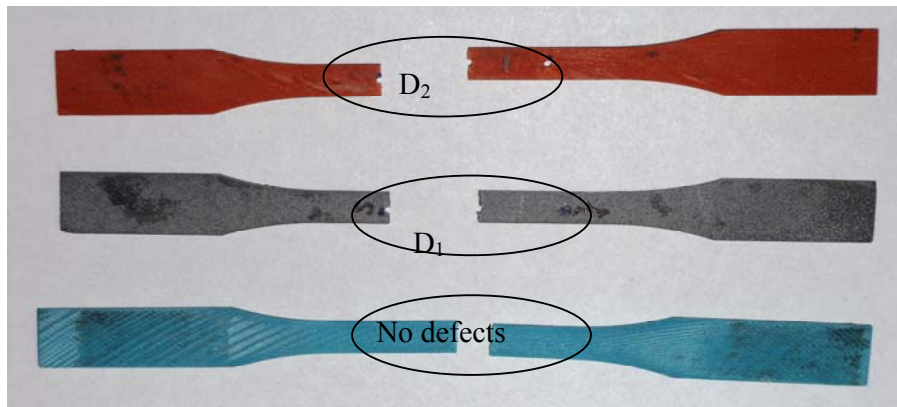


**Figura 4.24 Epruvete cu și fără defect**

Pentru a studia influența defectelor pentru fiecare tip de Necuron, unele epruvete au fost lăsate intacte iar altele au fost realizate cu două tipuri de defecte (figura 4.24). Primul tip de defect a fost format dintr-o gaură străpunsă (diametru de 1 mm) și o gaură parțială de diametru de 1 mm, plasate axial  $D_1$  (tabelul 4.5), iar al doilea defect a fost format din două găuri străpunse (diametru 1 mm) plasate de asemenea axial  $D_2$ .

**Tabelul 4.5 Dimensiunea pentru fiecare probă de Necuron**

Nr.	Lățime [mm]	Grosime [mm]	Lungime [mm]	Defecte
1	5.15	2.15	52	-
2	5.18	2.17	52	-
3	5.17	2.16	53	$D_1$
4	5.21	2.20	52	$D_2$
5	5.21	2.20	54	$D_2$



**Figura 4.25 Epruvete rupte**

Din datele înregistrate (încărcare în funcție de deformație) s-au obținut curbele tensiune-deformație (Figurile 4.25) și au fost determinate caracteristicile mecanice (modulul lui Young și rezistența la rupere).

Rezistența la rupere s-a calculat conform normelor europene EN ISO 527-4 cu formula:

$$\sigma_f = \frac{F_{\max}}{A_0} \text{ [Mpa]} \quad (4.2)$$

unde  $F_{\max}$  - forța maximă măsurată în [N]  
 $A_0$  - aria transversală inițială a epruvetei în [mm<sup>2</sup>].

Modulul lui Young a fost calculat folosind formula:

$$E = \frac{\sigma_2 - \sigma_1}{\varepsilon_2 - \varepsilon_1} \text{ [Mpa]} \quad (4.3)$$

unde  $\sigma_1$  [Mpa] este valoarea tensiunii măsurată la elongația  $\varepsilon_1=0,0005$   
 $\sigma_2$  [Mpa] tensiunea măsurată la elongația  $\varepsilon_2=0,0025$  conform EN ISO 527-4 [10].

Densitatea fiecărui tip de necuron folosit s-a calculat după formula:

$$\rho = \frac{m}{V} \quad [\text{g/cm}^3] \quad (4.4)$$

unde  $m$  este masa în [g]  
 $V$  volumul în [cm<sup>3</sup>].

Pentru a obține aceste date s-au utilizat 4 părți de Necuron cu caracteristicile din Tabelul 4.6. Tot în Tabelul 4.6 se prezintă și valorile obținute pentru densitate.

**Tabelul 4.6 Densitatea pentru Necuron 1001**

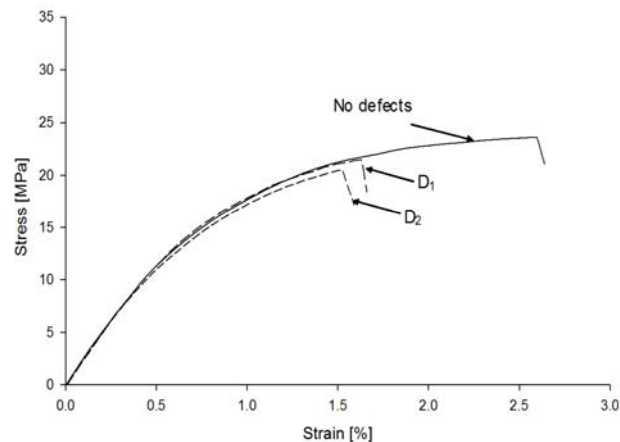
Tip de material	Densitate declarată de producător [g/cm <sup>3</sup> ]	Dimensiuni cub		Densitate calculată [g/cm <sup>3</sup> ]
		Volum [cm <sup>3</sup> ]	Masă [g]	
Necuron 1001	1.200	11,330	13,914	1.228

Valorile obținute pentru modulul lui Young, rezistența la rupere și elomgația la rupere, cu și fără defecte, sunt prezentate în Tabelul 4.7.

**Tabelul 4.7 Valorile proprietăților mecanice pentru Necuron 1001**

Tip de material	Proprietatea mecanică	Fără defecte	D <sub>1</sub>	D <sub>2</sub>
Necuron 1001	Modulul lui Young [Mpa]	2467	2491	2426
	Rezistența la rupere [Mpa]	23.61	21.45	20.51
	Elongația la rupere [%]	2.60	1.63	1.52

În Tabelul 4.7 se poate observa categoric că prezența defectelor de material afectează proprietățile mecanice ale materialelor. În special, pentru epruvetele cu două găuri strapunse (D<sub>2</sub>) prezintă valorile cele mai scăzute.



**Figura 4.26 Curba caracteristică pentru Necuron 1001 cu și fără defect**

Figura 4.26 prezintă curbele tensiune-deformație pentru fiecare tip de Necuron testat, arătând curba pentru epruvetele fără defect cât și curbele aferente testelor cu epruvete cu defecte și reprezintă defectele de material care determină scăderea proprietăților mecanice.

În zona linear-elastică a curbelor se observă că scăderea modulului lui Young între specișenele cu și fără defecte este nesemnificativă.

Cum materialul Necuron este utilizat tot mai intens în diferite domenii ale industriei producătoare, cunoașterea proprietăților de material pentru diferite condiții de utilizare este de mare importanță și relevanță în special atunci când se simulează materialul în anumite condiții de utilizare.

Pentru simularea câmpului termic, unul din parametrii importanți o reprezintă căldura specifică masică, valoare ce nu este dată de producător în fișa tehnică ( W9).

Această valoare s-a determinat în cadrul laboratorului pentru o cantitate de masă de apă de 2kg. S-a încălzit cubul de Necuron într-un cuptor până la temperatura de 100°C, apoi s-a introdus într-un calorimetru ce conținea apă. S-a măsurat diferența de temperatură a apei dintre momentul de dinaintea punerii cubului încălzit în apă și după ce a fost pus și a stat un anumit timp t. Experimentul s-a repetat de 4 ori, la final făcându-se media încercărilor rezultând valoarea căldurii specifice masice de 720,7539 J/kg\*K.

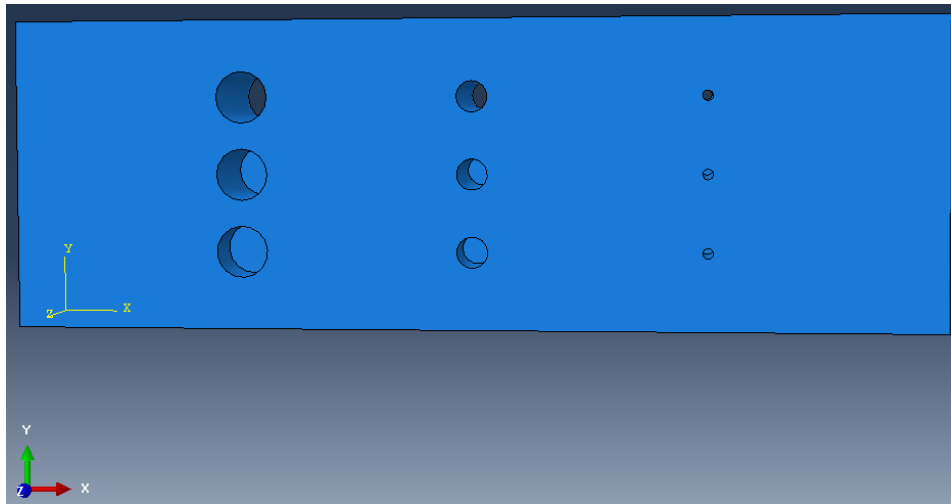
Parametrii simulării câmpului termic pentru Necuron 1001 în Abaqus sunt prezentați în Tabelul 4.8.

**Tabelul 4.8 Parametrii simulării câmpului termic**

Parametrul	Valoarea	
Conductivitatea termică	0.2187 W/m*K	
Densitatea	1228 kg/m <sup>3</sup>	
Caracteristicile elastice	2467 * 10 <sup>6</sup> N/m <sup>2</sup>	Modulul de elasticitate
	0.345	Coeficientul lui Poisson
Căldura specifică masică	720,7539 J/kg*K	

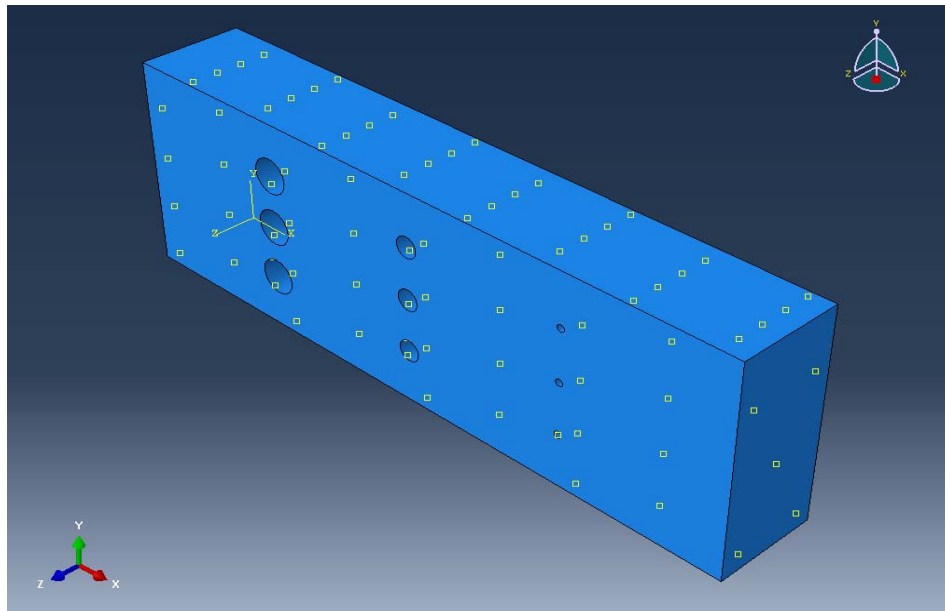
Pentru conductivitatea termică, valoarea s-a considerat din fișa tehnică pentru Necuron 840, deoarece producătorul pentru Necuron 1001 nu precizează această valoare.

Modelul de calcul este prezentat în figura 4.27.



**Figura 4.27 Modelul de calcul**

S-a aplicat o temperatură inițială și uniformă în tot volumul probei de 125<sup>0</sup>C. La nivelul tuturor suprafețelor de contact dintre blocul de Necuron1001 și aer s-a definit un schimb de căldură de tip film de suprafață (figura 4.28). Coeficientul de transfer termic între probă și aer,  $h$ , are valoarea  $h=28\text{J}/\text{m}^2\text{Ks}$ , temperatura ambiantă de 25<sup>0</sup>C și timpul de expunere 60s.



**Figura 4.28 Condițiile de contur**



Modelul a fost discretizat în 349640 elemente, liniare, tetraedrice pentru analiză mecanică și termică de tip DC3D4, totalizând 67293 noduri (figura 4.29).

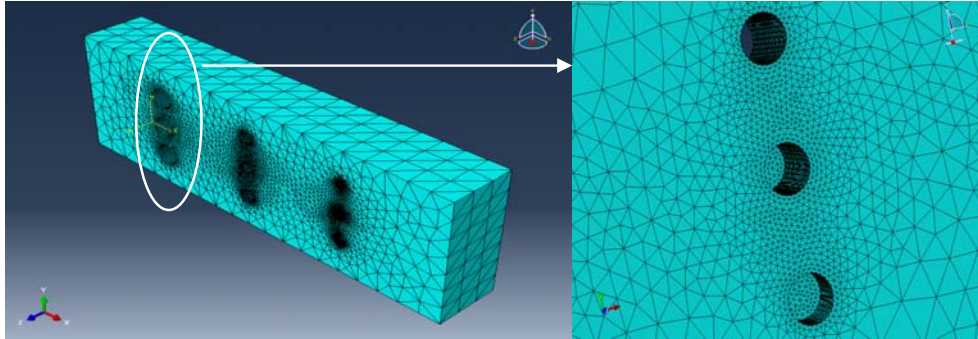


Figura 4.29 Discretizarea modelului

**Rezultate obținute în urma simulării**

În urma simulării răcirii în aer timp de 60s a blocului de Necuron, s-a obținut o distribuție a temperaturilor:

- la nivelul feței frontale conform figurii 4.30

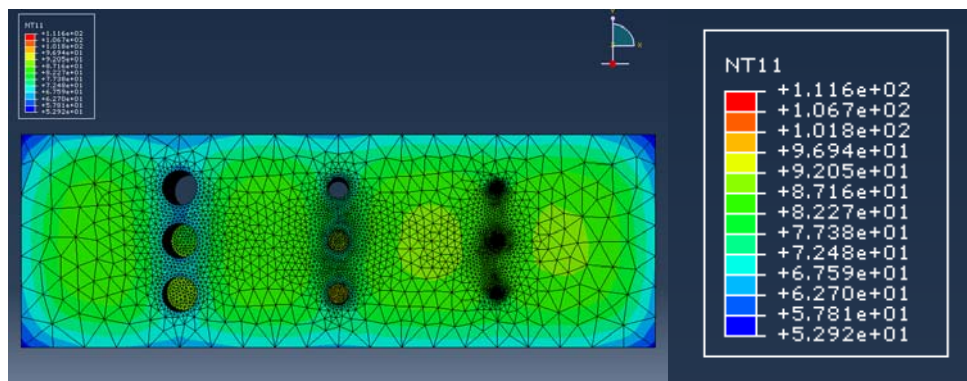


Figura 4.30 Distribuția temperaturilor în vederea frontală-stânga, scala de temperaturi-dreapta

- la nivelul fiecărui diametru al defectelor conform figurii 4.31

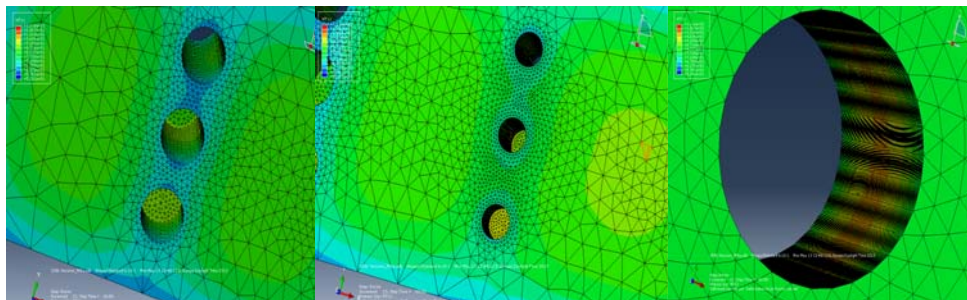
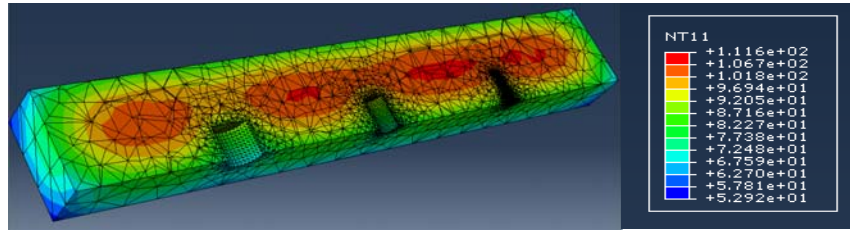


Figura 4.31 Distribuția câmpului termic la nivelul defectelor



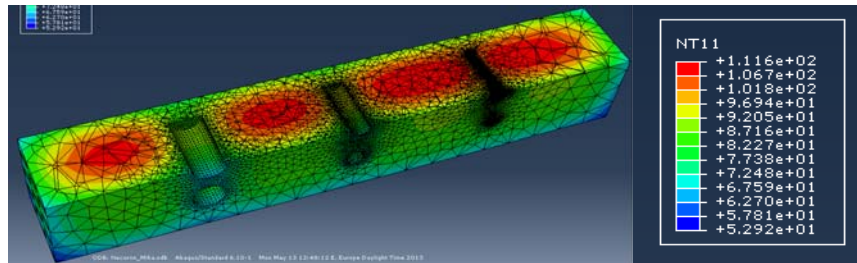
În figura 4.32, se observă distribuția câmpului termic în funcție de diametrele defectelor. În cazul diametrelor de 3mm, respectiv 1mm se observă o concentrare a temperaturilor în jurul inelelor față de diametrul de 5mm unde zonele apar hipotermice.

- la nivelul fiecărui defect în funcție de adâncime



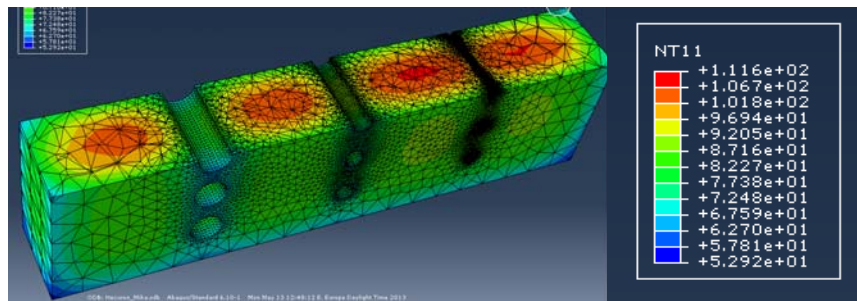
**Figura 4.32 Adâncime parțială 1**

Se observă în figura 4.56 că s-a format câmp de concentratori de căldură în zona defectelor cu diametrul cel mai mic, scăzând în zona defectului cu diametrul de 5mm.



**Figura 4.33 Adâncime parțială 2**

Figura 4.33 reprezintă secțiunea de la mijlocul blocului de Necuron 1001, unde câmpul termic prezintă temperatura cea mai mare de 111.6°C. Zona hipertermică se observă între defectul cu diametrul de 1mm și cel de 3mm, ceea ce arată că un defect cu dimensiuni mici în diametru nu influențează acumularea de căldură în interiorul piesei.



**Figura 4.34 Adâncimi totale**

În figura 4.34, distribuția câmpului termic este omogenă între marginea blocului și defectele totale cu diametrul de 5mm, respectiv 3mm. Marginile defectului total de 1mm arată un câmp termic mai intens ceea ce demonstrează că print-un defect mic de structură concentratorii termici nu se schimbă.

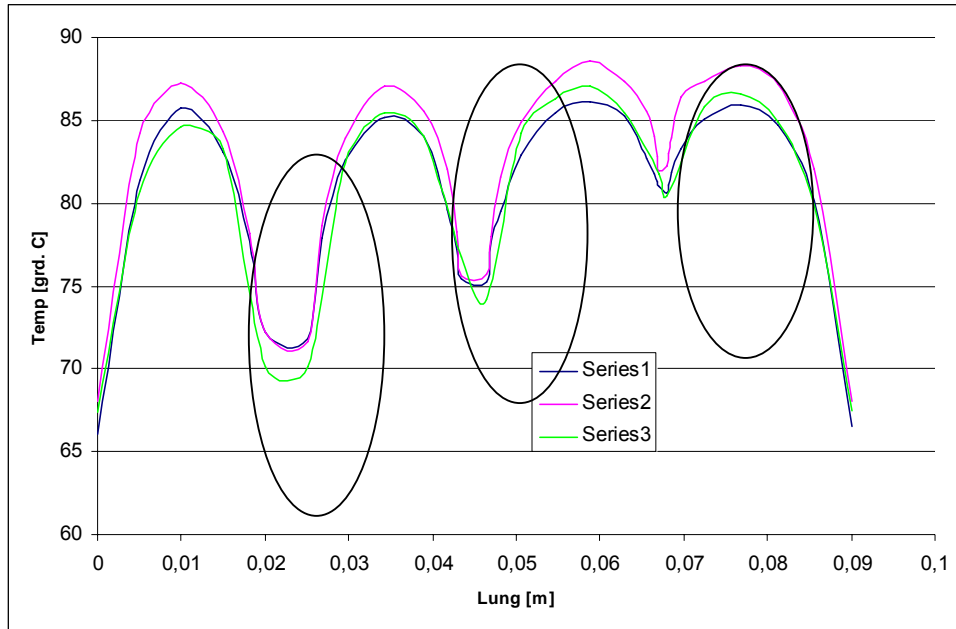


Figura 4.35 Distribuția defectelor la suprafața probei la simulare

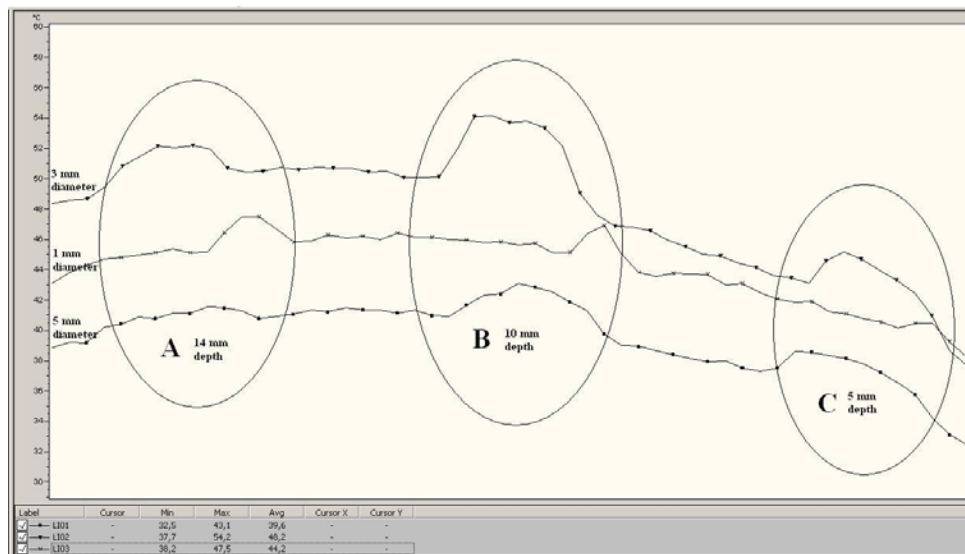


Figura 4.36 Date experimentale după încălzire

Simulând același experiment prin metoda elementelor finite se observă diferențe de temperatură corespunzătoare defectelor precum s-au determinat și prin metoda termografică, astfel validând procesul de detectare al unor defecte simulate de structură ca aplicație la materiale compozite cu matrice polimerică (PMMA, PVC etc).

#### 4.2.5. Rezultate și discuții

Ultimul deceniu a văzut un interes crescând al industriei orientat către dezvoltarea și folosirea noilor metode de control nedistructiv, cu scopul de a reduce costurile și a îmbunătăți precizia.

Termografia pasivă se folosește atunci când obiectele analizate au temperatura diferită de cea a mediului. Atunci când se introduce o sursă de energie pentru crearea unui contrast între suprafețele de interes și mediu, este deja vorba de termografie activă. Transferul de energie din cadrul termografiei active poate fi realizat în mai multe moduri, unul dintre acestea fiind termografia tranzientă, care utilizează pulsuri scurte și lungi de energie emise de diferite surse (ex. blitz-uri optice, lămpi de căldură, suflante de aer rece sau cald) .

În studiul de față s-a folosit termografia tranzientă activă cu pulsuri lungi pentru identificarea și evaluarea defecte de mărimi și adâncimi diferite într-un bloc de NECURON 1001.

Necuron este un material poliuretanic (PUR) folosit în diverse aplicații industriale. Utilizarea în industrie a acestor materiale a crescut, în ultimii ani, datorită bunelor proprietăți mecanice și de prelucrabilitate. De asemenea este important de menționat faptul că cercetările în domeniul caracterizării necuronului au fost începute abia cu câțiva ani în urmă. De multe ori fișele tehnice emise de producătorii acestor materiale conțin informații care nu prezintă încredere în ceea ce privește caracteristicile de material și valorile diferă de la producător la producător pentru același material. Se poate constata că la anumiți producători valoarea rezistenței la impact se referă la teste efectuate pe epruvete cu creștătură iar la alți producători pe epruvete fără creștătură. Ținând cont și de faptul că materialele polimerice au compoziții chimice diferite și sunt realizate în condiții diferite, se justifică continuarea cercetărilor pentru informații suplimentare în caracterizarea din punct de vedere mecanic a acestor materiale în diferite condiții experimentale.

Este cunoscut faptul că propagarea căldurii este uniformă printr-o secțiune transversală a unui material omogen. Dacă însă există un defect în structura materialului, distribuția temperaturii este perturbată și apare fenomenul de concentrare de căldură, concluzie demonstrată prin simularea în Abaqus. Din cauza căldurii acumulate în defecte, acestea s-au putut vizualiza atât cu ochiul liber, analizând imaginile, respectiv pe bază datelor experimentale prelucrate. Prin urmare metoda folosită a dat rezultate bune și de încredere.

S-a dovedit că ciclurile de încălzire sunt mai eficiente în obținerea de informații legate de defectele materialelor. Toate găurile au fost vizibile cu camera IR în decursul ciclurilor de încălzire, spre deosebire de ciclurile de răcire, când s-au putut identifica doar 90% din defecte. Rezultatele au fost similare și la analiza vizuală a imaginile termografice.

Pentru a se vizualiza distribuția câmpului termic în interiorul probei s-a simulat în Abaqus prin metoda elementului finit.

### 4.3. Concluzii și contribuții personale

Capitolul 4 prezintă două aplicații ale investigațiilor termografice în studiul unor aplicații în domeniul industrial.

Prima parte a capitolului se referă la rezolvarea și soluționarea unor probleme de producție în cadrul firmei Kathrein România ce are ca obiectiv de activitate producția de antene de comunicații mobile, antene de recepție terestră, antene de broadcast și antene comerciale de recepție terestră.

În cadrul firmei Kathrein s-a determinat prin metodă termografică de ce una din cele trei mașini de lipire prin inducție permitea un procentaj mare de rebuturi ale antenelor după montarea acestora.

Mașinile de lipire sunt fabricate intern în cadrul societății conform cerințelor specifice pentru realizarea lipirii prin inducție. Sunt utilizate pentru lipirea unui conector de un cablu coaxial, intermediar având un inel de legătură.

Prima fază al studiului a constat dintr-o analiză termografică preliminară a mașiniilor în timpul funcționării lor uzuale. În urma acestei analize s-a constatat că una din mașini funcționează la temperatură optimă (peste 220°C) iar pentru celelalte două mașini apar variații necorespunzătoare de temperatură. Astfel, pentru aceste două mașini s-au făcut măsurători suplimentare.

Distribuțiile de temperatură indică o creștere rapidă a temperaturii imediat după apropierea ansei, urmată de o creștere mai lentă până la atingerea temperaturii maxime. Temperatura maximă diferă de la mașină la mașină, respectiv pentru înregistrări pe aceeași mașină, dar la diferite poziții ale ansei.

Centralizând datele (Tabel 4.3; Figura 4.34 – 4.36) se observă diferențe de temperatură maximă înregistrate în aceleași condiții de lucru și înregistrate cu aceeași parametrii, ceea ce arată o nerepetabilitate a temperaturilor în aceleași condiții de exploatare a mașinilor.

Astfel, poziționarea ansei în plan orizontal influențează în mai mare măsură distribuția temperaturilor decât poziționarea în plan vertical. Dacă înainte de măsurători poziționarea ansei se făcea în mod ochiometric, fapt ce ducea la o lipire necorespunzătoare, după experiment s-a demonstrat importanța poziționării ansei într-un mod cât mai exact. Ca urmare a observațiilor din acest raport s-a realizat un dispozitiv optoelectronic de centrare prin care poziționarea în înălțime a ansei se face exact față de centrul de lipire a cablului coaxial în conector.

Partea a doua a capitolului este dedicată studiului termografiei tranzientă activă cu pulsuri lungi pentru identificarea și evaluarea defecte de mărimi și adâncimi diferite într-un bloc de NECURON 1001.

Necuron este un material poliuretanic (PUR) folosit în diverse aplicații industriale. Utilizarea în industrie a acestor materiale a crescut, în ultimii ani, datorită bunelor proprietăți mecanice și de prelucrabilitate.

De asemenea este important de menționat faptul că cercetările în domeniul caracterizării necuronului au fost începute abia cu câțiva ani în urmă. De multe ori fișele tehnice emise de producătorii acestor materiale conțin informații care nu prezintă încredere în ceea ce privește caracteristicile de material și valorile diferă de la producător la producător pentru același material. Se poate constata că la anumiți producători valoarea rezistenței la impact se referă la teste efectuate pe epruvete cu creștătură iar la alți producători pe epruvete fără creștătură. Ținând cont și de faptul că materialele polimerice au compoziții chimice diferite și sunt realizate în condiții diferite, se justifică continuarea cercetărilor pentru informații suplimentare în caracterizarea din punct de vedere mecanic a acestor materiale în diferite condiții experimentale.

Este cunoscut faptul că propagarea căldurii este uniformă printr-o secțiune transversală a unui material omogen. Dacă însă există un defect în structura materialului, distribuția temperaturii este perturbată și apare fenomenul de concentrare de căldură. Din cauza căldurii acumulate în defecte, acestea s-au putut vizualiza atât cu ochiul liber, analizând imaginile, respectiv pe bază datelor experimentale prelucrate. Prin urmare metoda folosită a dat rezultate bune și de încredere.

S-a dovedit că ciclurile de încălzire sunt mai eficiente în obținerea de informații legate de defectele materialelor. Toate găurile au fost vizibile cu camera IR în decursul ciclurilor de încălzire, spre deosebire de ciclurile de răcire, când s-au putut identifica doar 90% din defecte. Rezultatele au fost similare și la analiza vizuală a imaginile termografice.

Pe parcursul prezentului capitol printre contribuțiile personale se pot enumera următoarele:

- propunerea, în premieră, a utilizării tehnicii termografice în măsurarea parametrilor de proces în cazul lipirii prin inducție
- desfășurarea unui program experimental, în cadrul firmei Kathrei
- stabilirea parametrului de temperatură în procesul de lipire prin inducție și influența acesteia în cazul în care are o valoare fluctuantă
- cercetarea experimentală la firma Kathrein, cercetare care contribuie la corectarea unor tehnologii practicate la execuția antenelor de telefonie mobilă
- conceperea unui raport despre importanța poziționării ansei pe plan orizontal în timpul procesului de lipire
- în urma raportului, firma Kathrei a realizat un dispozitiv optoelectronic de centrare prin care poziționarea în înălțime a ansei se face exact față de centrul de lipire a cablului coaxial în conector.
- realizarea unui stand pentru testarea termică a unui poliuretan numit comercial Necuron 1001
- compararea fișei tehnice date de producător cu datele experimentale rezultate în cadrul laboratorului Universității Politehnica Timișoara
- determinarea temperaturii maxime pentru Necuron la care poate fi supus acesta, rezultând o valoare mult mai mare decât cea dată de producător
- demonstrarea vizualizării termografice a defectelor prin procedeu de încălzire / răcire
- obținerea caracteristicii de material din punct de vedere al rezistenței la tracțiune, încovoiere și compresiune în cadrul Universității de Studii din Firenze, Italia
- probele în cadrul testelor au fost cu defect și fără defect în scopul de a vedea dacă defectele influențează distribuția de forțe.

## 5. CONCLUZII GENERALE. CONTRIBUȚII PERSONALE

Cercetările din domeniul termografic sunt de mare actualitate. La ora actuală nu există o abordare acceptată în ceea ce privește aplicarea termografiei ca și metodă de vizualizare a proceselor atât în industrie cât și în medicină

Lucrarea de față scoate în evidență folosirea termografiei în vizualizarea și analiza de procese în domeniul medical și industrial.

Din multitudinea de direcții spre care se poate îndrepta cercetarea în acest sens, teza și-a propus următoarele obiective punctuale:

- *perfecționarea procedurilor stomatologice care utilizează materiale fotopolimerizabile, în scopul înlăturării complicațiilor post-restaurare a molarilor*
- *studiul camerelor de fotopolimerizare folosite în stomatologie în scopul determinării variației de temperatură la nivelul materialului fotopolimerizat și la nivelul cavității pulpare*
- *desfășurarea unui studiu de eficiență, biocompatibilitate și fiabilitate a ligamentului artificial încrucișat al articulației genunchiului*
- *introducerea termografiei în tehnica de încercare a materialelor, în scopul determinării caracteristicilor mecanice ale acestora printr-un procedeu neconvențional, care să permită observații mai detaliate și mai profunde privind comportarea materialelor*
- *implementarea termografiei într-un proces industrial de control al calității pieselor mecanice.*

**În urma cercetărilor efectuate în domeniul termografiei și ale aplicațiilor prezentate în lucrarea de față, se trag următoarele concluzii:**

- în principal, termografia exploatează proprietatea corpurilor de a emite radiații în domeniul infraroșu. Aplicabilitatea largă este asigurată de faptul că orice corp la temperatură diferită de 0K emite un spectru de radiații, care include într-o măsură mai mare sau mai mică și domeniul infraroșu.
- deși pe întreg spectrul electromagnetic radiația este descrisă de aceleași legi, este discutată separat radiația termică, ca denumire distinctivă pentru radiația în domeniul infraroșu, radiație de interes în termografie. Radiația termică prezintă particularitatea de a fi sesizată de către observatorul uman prin variația temperaturii, așa cum radiația în domeniul vizibil, sau lumina, este percepută ca variație de culoare.
- descrierea principală a camerei termografice și analiza comparativă detaliată a soluțiilor de produse din oferta pieței de profil.
- prezentarea construcției, modul de funcționare și caracteristicile tehnice ale camerei FLIR A40M, care urmează să fie utilizată în determinările experimentale.
- descrierea utilizărilor termografiei, care acoperă cele mai variate domenii de activitate

- tehnica termografică se bazează pe proprietatea corpurilor materiale de a emite radiație în domeniul infraroșu
- distribuția în frecvență și radianță a radiației infraroșii este convertită într-un semnal electric variabil
- la nivel senzorial, radiația termică este percepută ca fiind căldură, pentru care parametrul de stare măsurabil este temperatura
- variația semnalului electric, prin asocierea convențională cu o scară sau o paletă de culori, permite generarea unei imagini sesizabile în domeniul vizibil, care reproduce distribuția termică a obiectului vizat
- imaginea termică a obiectelor are deja multiple aplicații, care includ domenii diverse printre care astronomia, meteorologia, medicina, tehnica aeronautică, tehnica militară, verificarea calității în procese industriale și altele
- pentru toate exemplele de utilizare existente trebuie remarcat aspectul important că imaginea termografică furnizează instantanee ale unor procese naturale sau tehnice prin convertirea unei distribuții de temperatură într-o distribuție de culoare. În acest mod, termografia extinde posibilitatea observatorului uman de a sesiza distribuția radiației în frecvență și iradianță în afara domeniului vizibil pentru care este înzestrat cu un receptor natural. Această ultimă observație atrage atenția asupra faptului că, în prezent, termografia este limitată la preluarea unor imagini statice sau dinamice ale unor scene extinse, pentru care se urmărește doar variația locală sau/și în timp a temperaturii. Imaginile sunt doar mărturii ale unor stări de fapt. Termografia, în prezent, este utilizată în foarte mică măsură pentru studierea și explicarea fenomenelor care determină modificarea temperaturii.
- din punct de vedere al materialului compozit, lampa de fotopolimerizare cu halogen încălzește cel mai mult materialul, iar lampa cu LED produce cele mai mari fluctuații. Lampa cu plasmă este cea mai indicată deoarece creșterea temperaturii se produce doar cu un maxim de 5°C, iar scăderea temperaturii este lină într-o durată de timp scurtă (30 de secunde față de 100 de secunde la lampa halogen)
- stabilirea influenței temperaturii la nivelul cavității pulpare este, însă, mai importantă deoarece interesează preponderent efectele biologice. Lampa cu plasmă este cea mai convenabilă, atât în ceea ce privește amplitudinea, cât și durata efectului termic
- cel mai important parametru de proces în fotopolimerizarea materialelor compozite este iradianța fasciculului incident. Cu cât acest parametru este mai ridicat, cu atât fenomenul de inițiere a polimerizării este mai uniform activat în masa monomerică. Polimerizarea efectivă are loc într-un interval de timp scurt, suficient de scurt încât fenomenele termice să nu fie importante. Deși cantitatea de energie incidentă local este foarte ridicată, rapiditatea procesului util limitează mult manifestarea fenomenelor termice, care sunt mai lente. Din punctul de vedere al mărimii iradianței, lampa de fotopolimerizare cea mai recomandabilă este cea cu plasmă
- timpii de expunere efectivă la radiație nu diferă substanțial, ca ordin de mărime, astfel încât acest parametru poate fi considerat important doar ca variabilă globală a procedurii, care poate intra în discuție la comparația cu alte proceduri de restaurare dentară
- din punct de vedere biologic, fotopolimerizarea rapidă cu iradianță ridicată este, de asemenea favorabilă în cazul lămpii cu plasmă. Jesuturile

adiacente cavității de umplere sunt minim afectate termic și nu sunt supuse unor fluctuații termice

- ruptura ligamentară se produce din interior către exterior, astfel înlăturându-se supoziția unei rupei bruște și violente a ligamentului artificial în interiorul articulației.

**Pe parcursul prezentului capitol printre contribuțiile personale se pot enumera următoarele:**

- sinteza bibliografică a unor materiale interdisciplinare și analiza critică a conținutului acestora, astfel încât să fie sesizate aspectele generatoare de direcții de cercetare
- proiectarea unui experiment „in vitro” de investigare în domeniul stomatologiei
- utilizarea, în premieră, a tehnicii termografice în măsurarea temperaturii de fotopolimerizare, în stomatologie, la nivelul materialului compozit și al cavității pulpare
- conceperea și realizarea unui program experimental, care a utilizat 42 de probe dentare, 3 tipuri de lămpi de fotopolimerizare și o cameră termografică performantă
- stabilirea parametrilor de proces (puterea radiantă, iradianța și timpul de expunere) și a influenței acestora asupra temperaturii materialului restaurator, respectiv a camerei pulpare în timpul desfășurării experimentului
- măsurarea dinamică a temperaturii în timpul procesului de fotopolimerizare, înregistrarea grafică a variației temperaturii și interpretarea rezultatelor numerice și grafice
- urmărirea interacțiunii termice polimer – cameră pulpară atât în timpul fotopolimerizării cât și după încetarea procesului
- obținerea criteriului de optimizare a procesului de fotopolimerizare a plombelor de polimetilacrilat: limitarea la 6°C a creșterii de temperatură în camera pulpară
- obținerea unor rezultate inovative pentru procesul de fotopolimerizare a plombelor pe polimetilacrilat: iradianța este principalul parametru de proces; recomandarea lămpii cu plasmă ca instrument optim pentru procedura medicală de fotopolimerizare a plombelor de polimetilacrilat
- elaborarea unor indicații cu caracter comparativ și critic privind fotopolimerizarea cu lampă LED, cu plasmă și respectiv halogen, relevante pentru medicul stomatolog
- studiul comparativ al ligamentului artificial din punct de vedere mecanic și termic pentru evaluarea condițiilor de deteriorare a ligamentelor artificiale LARS
- studiul chimic și microscopic al ligamentelor LARS
- determinarea caracteristicilor procesului de rupere a ligamentelor artificiale LARS (ruperea începe de la miez) în vederea obținerii unor criterii pe baza cărora să se realizeze o nouă generație de ligamente artificiale
- utilizarea, în premieră, a tehnicii termografice în măsurarea parametrilor de proces în cazul lipirii prin inducție în procesul de fabricație al antenelor de telecomunicații



- conceperea și realizarea unui program experimental de determinare a poziției optime de amplasare a ansei la mașinile de lipire prin inducție, în cadrul firmei Kathrein
- stabilirea parametrului de temperatură în procesul de lipire prin inducție și influența acestuia în cazul în care are o valoare fluctuantă
- conceperea unui raport pentru firma Kathrein despre importanța poziționării ansei pe plan orizontal în timpul procesului de lipire, raport ce a avut ca rezultat instalarea unui dispozitiv optoelectronic de poziționare a ansei în cadrul mașinilor de lipire prin inducție
- realizarea unui stand experimental pentru evaluarea nondistructivă a unor defecte de structură prin termografie pentru poliuretanul numit comercial Necuron 1001
- determinarea unor proprietăți de material de relevanță industrială ce nu se regăsesc în fișa tehnică dată de producător pentru Necuron 1001, prin conceperea și realizarea unor programe experimentale în cadrul laboratorului Universității Politehnica Timișoara și a Universității de Studii din Florența, Italia
- determinarea temperaturii maxime pentru Necuron la care poate fi supus fără ași schimba proprietățile fizice, rezultând o valoare mult mai mare decât cea dată de producător
- demonstrarea validității metodei de evaluare nondistructivă a unor defecte de structură a poliuretanului Necuron 1001, prin vizualizare termografică a defectelor experimental și prin simulare CAD.

Având în vedere cele de mai sus, scopul major al prezentei teze este extinderea aplicațiilor termografiei în domeniul cercetării proceselor fizice sau/și chimice, respectiv extinderea utilizării sale de la domeniul macro la domeniul micro. La nivel macroscopic, termografia translatează imaginea termică în domeniul vizibil sau înlătură inconveniente cum ar fi absența luminii pe timp de noapte sau caracterul opac în vizibil al unor compuși chimici. La nivel microscopic, imaginea termografică își pierde semnificația tradițională de copie a formei și culorii obiectelor dintr-o scenă și devine un instrument de cercetare a stărilor fizice sau chimice în diverse procese, aplicația tehnică intrând în domeniul non-imaging.

#### ***DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE***

Pe parcursul elaborării acestei lucrări, autoarea a găsit necesară pentru viitor focalizarea atenției asupra câtorva noi direcții de cercetare după cum urmează:

- dezvoltarea unor aplicații industriale pe baza metodologiei dezvoltate pentru determinarea defectelor în anumite structuri
- vizualizarea și monitorizarea aplicațiilor industriale prin metoda termografică
- utilizarea termografiei în monitorizarea proceselor de producție
- crearea unui nou design al ligamentului artificial □uncțional de interior pentru a îmbunătăți rezistența acestuia
- testarea lampilor de fotopolimerizare folosite în stomatologie din punctual de analiză a altor parametri fizici.

## BIBLIOGRAFIE

- 1 Alexandrina, M., *Infrared Thermography*, Technical Publishing House Bucharest, 2005.
- 2 **Amarandei, M.**, Bogdan, L., Priviri generale asupra materialelor biocompatibile folosite în ortopedie, Conferință națională de Bioinginerie pentru studenți și tineri cercetători, Ediția a XIV-a, 19-22 mai 2011, ISBN: 978-606-13-0390-8, 55-60, 2011.
- 3 **Amarandei, M.**, et al., Diagnosticarea traumatismelor articulațiilor prin metodă termografică, Conferință națională de Bioinginerie pentru studenți și tineri cercetători, Ediția a XIV-a, ISBN: 978-606-13-0390-8, 2011.
- 4 **Amarandei, M.**, et al., Experimental Research regarding the Breaking Force an Artificial Anterior Cruciate Ligament used in Orthopedics, IEEE International Conference E-Health and bioengineering, ISBN 978-606-544-078-4, 168-170, 2011.
- 5 **Amarandei, M.**, et al., Nondestructive Evaluation of Polyurethane Materials Using transient Thermography, 11th International Conference on Fracture and Damage Mechanics (FDM12), September 18-21, Xian, China, ISSN 1013-9826, 41-45, 2012.
- 6 **Amarandei, M.**, Termografia – un pas înainte în medicina preventivă, Teză de dizertație, Timișoara 2009.
- 7 **Amarandei, M.**, Virga, A., et al., Influența defectelor de material asupra proprietăților mecanice a unor materiale poliuretane, Revista de Materiale Plastice, 50(2): 84-87, 2013.
- 8 Anthony, J., *Cours d'anatomie dentaire comparé*, J. Prelat, Paris, 1973.
- 9 Ash, M., Ramfjord, S.P., *Manuel d'occlusion pratique*, Masson, Paris, 1984.
- 10 Avdelidis, N. P., Hawtin B. C., Almond, D.P., Transient Thermography in the Assessment of Defects of Aircraft Composites, *J. NDT&E.*, 36: 433-439, 2003.
- 11 Badea, A., Leca, A., et al., *Procese de transfer de căldură și masă în instalațiile industriale*, Editura Tehnică, București, 1982.
- 12 Bagis, B., Bagis, Y., et al., Comparison of the heat generation of light curing units, *J Contempt Dent Practical*, 9(2):65-72, 2008.
- 13 Bauer, A., Gutowsky, A., *Gnathologie – Einführung in theorie und praxis*, Buch und Zeit-schriften Verlag, Berlin, 2004.
- 14 Bom, M., Wolf, E., *Principles of optics. Electromagnetic theory of propagation, interference, and diffraction of light*, Pergamon Press, New York, 1993.
- 15 Bonamo J. J., Krinick R. M., Sporn A. A., Rupture of the patellar ligament after use of its central third for anterior cruciate reconstruction: a report of two cases, *J Bone Joint Surg [Am]*, 66-A:1294-1297, 1984.

- 16 Brakhage K. H., Lamby, P., Generating Airplane Wings for Numerical Simulation and Manufacturing, Proceedings of the 9th International Conference on Numerical Grid Generation in Computational Field Simulations, San Jose, California, USA, 85-89, 2005.
- 17 Brännström, M., Dentin and pulp in restorative dentistry, Wolfe Medical Publication, London, 1982.
- 18 Bratu, D., Ardelean, L. M., et al., Dinții umani permanenți – morfologie, desen și modelaj, Editura Helicon, Timișoara, 1991.
- 19 Bryant, R. W., Long-term implications for composite resin restorations, Ann Roy Aust Coll Dent Surg, 1989.
- 20 Cărligeriu, V., Bold, A., Tratat de odontoterapie conservatoare și restauratoare, Editura Mirton, Timișoara, 2002.
- 21 Cazenave, A., Laboureaux, J., Reconstruction of the anterior cruciate ligament: determination of the pre- and peroperative femoral isometric point, Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 76:288-292, 1990.
- 22 Chiorean C. G., Aplicații software pentru analiza neliniară a structurilor în cadre, Ed. UT Pres Cluj-Napoca, 2006.
- 23 Chiorean, C. G., Large deflection distributed plasticity of 3D steel frameworks, Comp&Struct, 83(19-20):1555-1571, 2005.
- 24 Chiorean, C. G., Numerical simulation of ballistic impact on composite materials, Technical Report, Project POCTI 43228/EME/2001, UNIC-New University of Lisbon, Portugal, 2003.
- 25 Christen B., Jakob R. P., Fractures associated with patellar ligament grafts in cruciate ligament surgery, J Bone Joint Surg [Br], 74-B:617-619, 1992.
- 26 Ciobanu, G., Termodinamică și fizică statistică (Colecția Nabla), Editura Tehnică, București, 2004.
- 27 Cooper, R. R. , Misol, S., Tendon and ligament insertion: A light and electron microscopic study. J Bone Joint Surg Am, 52:1-20, 1970.
- 28 Copot, G., Copot, R., Studies on the observation range of the night vision devices, Proceedings SPIE, vol. 2461, 1995.
- 29 Crețu, E., Mârzu, M., Aplicații în calculul și proiectarea sistemelor optice, Editura A.I.S.M., București, 1995.
- 30 Crețu, E., Mârzu, M., Optică ondulatorie și Fourier, Editura Academiei Tehnice Militare, București, 1996.
- 31 Crețu, E., Mârzu, M., Vederea pe timp de noapte – trecut, prezent și viitor, Revista Trupelor de Uscat, nr. 3, București, 1993.
- 32 Crețu, E., Tomiuc, L., Optica tehnică. Teorie și calcul, Editura Academiei Tehnice Militare, București, 1994.
- 33 Cuculici, Gh. P., Netter, F. H., Atlas de anatomie umană, Editura Medicală Calisto, București, 2009.
- 34 Cupceancu, B., Mogos. I., Cotruța, C., Tamoxifen Responders Selection by Computerized Contact Thermography in Benign Breast Disease, vol. 24(2), 1986.
- 35 Curatu, E., Calitatea sistemelor optice. Funcția de transfer optic, Editura Academiei Române, București, 1992.

- 36 Dericks, G., Ligament advanced reinforcement system anterior cruciate ligament reconstruction, *Op Tech Sports Med*, 3:187-205, 1995
- 37 Diakides, N. A., *Infrared Imaging in Standard Handbook of Biomedical Engineering & Design*, McGraw Hill, 2008.
- 38 dos Santos, W. N., Mummery, P., Wallwork, A., Thermal Diffusivity of Polymers by the Laser Flash Technique, *Polymer Testing*, 24: 628-634, 2005.
- 39 Drosu, O., et al., Metode termografice pentru determinarea formei tumorilor de sân, ATEE, 2006.
- 40 Dumitrescu, M., Contribuții la determinarea parametrilor tehnici optimi pentru echipamente pe bază de termoviziune, Teză de doctorat, București, 2010.
- 41 Durey, K., Santini, A., et. al., Pulp chamber temperature rise during curing of resin-based composites with different light-curing units, *Prim Dent Care.*, 15(1):33-38, 2008.
- 42 EN ISO 527:1996, Materiale plastice –Determinarea proprietăților de tractiune.
- 43 Engebretsen, L., et al., A prospective, randomized study of three surgical techniques for treatment of acute ruptures of the anterior cruciate ligament”, *Am J Sports Med*, 18:585-90, 1990.
- 44 Engstrom, B., Wredmark, T., Westblad, P., Patellar tendon or Leeds-Keio graft in the surgical treatment of anterior cruciate ligament ruptures: intermediate results. *Clin Orthop*, 295:190-197, 1993.
- 45 Ewing, G., *Instrumental Methods of Chemical Analysis*, Mc. Graw-Hill, International Biik Co., Tokyo, 1975.
- 46 Felippa, C. A., *Introduction to Finite Elements Method*, Departmanet of Aerospace Engineering Sciences, University of Colorado at Boulder, [www. Colorado.edu/engineering/CAS/courses.d/IFEM](http://www.Colorado.edu/engineering/CAS/courses.d/IFEM), 2012.
- 47 Figun, M., *Anatomia odontologică funcțional aplicată*, Ricardo Garino, Italia, 2011.
- 48 Fujiita, T., *Anatomy of teeth*, Kanehara, Tokyo, 1976.
- 49 Francis, R., et al., New Opportunities for Infrared Thermography in Medicine, *Acta Bio-optica et Informatica Medica*, vol. 1, 2009.
- 50 Ghita, E., Gillich, Gr., Bordeasu, I., Aspecte ale comportării polimerilor la sollicitări de tracțiune, *Mat. Plast.*, nr.2:158, 2007.
- 51 Gladwin, M., Bagby, M., *Clinical Aspects of Dental Materials*, Editura Williams Wilkins, 2000.
- 52 Graef, W., *Kliniker für zahn*, Editura Thofern, New York, 1983.
- 53 Grivu, O., Podariu, A., et al., *Prevenția în stomatologie*, Editura Mirton, Timișoara, 1995.
- 54 Gruescu, C., Bodea, R., **Amarandei, M.**, et al., Solution for the design of thermal IR objectives; GANNUAL SESSION OF SCIENTIFIC PAPERS IMT ORADEA-2010; Oradea, Romania, May 27-28th, 2.38-2.43, 2010.
- 55 Guiraldo, R. D., Consani, S., et al., Influence of the light curing unit and thickness of residual dentin on generation of heat during composite photo activation. *J Oral Science*. 50(2):137-142, 2008.

- 56 Han, B., Interferometric methods with enhanced sensitivity by optical/digital fringe multiplication, *Applied Optics*, vol. 32(25), 1993.
- 57 Heusch, A. I., et al., Cooling Curves: Is Time Important?, UK Symposium on Medical Infrared Thermography, 2004.
- 58 Hrabok, M. M., Hrudey, T. M., A review and catalogue of plane bending finite elements. *Comput. Structures*, 19 (3): 479-495, 1984.
- 59 Hubbezoglu, I., Dogan, A., et al., Effects of light curing modes and resin composites on temperature rise under human dentin: in vitro study, *Dent Mater J*, 27(4):581-589, 2008.
- 60 Hughston J. C., Complications of anterior cruciate ligament surgery, *Orthop Clin North Am* 16:237-240, 1985.
- 61 James, A., et al., Biomimetic tissue-engineered anterior cruciate ligament replacement, print February 20, 2007, doi: 10.1073/pnas.0608837104 PNAS February 27, 104(9):3049-3054, 2007.
- 62 Jiang, L. J., et al., A Perspective on Medical Infrared Imaging, *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 29, No.6, 2005.
- 63 Jones, C. D., Howell, K.J., Registration of Clinical Photography and Infrared Thermograms, UK Symposium on Medical Infrared Thermography, 2004.
- 64 Jordan, R. E., et al., Kraus' dental anatomy and occlusion, St. Louis, Mosby, 1992.
- 65 Kraus, B. S., et al., Dental anatomy and occlusion, Williams & Wilkins, Baltimore, 1969.
- 66 Krishnapillai, M., Jones, R., et al., Thermography as a Tool for Damage Assessment, *Composite Structures*, 67: 149-155, 2005.
- 67 Kuo, C., *Optical Engineering*, vol. 33(3), 1994.
- 68 Lavoie, P., Fletcher, J., Duval, N., Patient satisfaction needs as related to knee stability and objective findings after ACL reconstruction using the LARS artificial ligament, *Knee*, 7:157-163, 2000.
- 69 Li, B., et al., Arthroscopic single-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: retrospective review of hamstring tendon graft versus LARS artificial ligament. *IntOrthop.* , 33(4):991-996, 2009.
- 70 Liu, Z. T., Zhang, X. L., Jiang, Y., Zeng, B. F., Four-strand hamstring tendon autograft versus LARS artificial ligament for anterior cruciate ligament reconstruction, *IntOrthop (SICOT)* – 2009.
- 71 Luca, E., et al., Fizică generală – ediția a Iia, Editura Didactică și pedagogică, București, 1981.
- 72 Luneburg, R.K., *Mathematical theory of optics*, University of California Press, California, 1966.
- 73 Maksay, Ș. I., Bistrrian, D. A., *Introducere în metoda elementelor finite*, Editura Cermi, Iași, 2008.
- 74 Maldague, X., *Applications of Infrared Thermography in Nondestructive Evaluation, Trends in Optical Nondestructive Testing*, Elsevier Science, P.K. Rastogi, D. Inaudi (Eds.), 112-123, 2000.
- 75 Marinescu, R., *Genunchiul*, Editura Fundației Universitare „Dunărea de Jos”, Galați, 2008.

- 76 Marsavina, L., Cernescu, A., et al., Experimental Determination and Comparison of Some Mechanical Properties of Commercial Polymers, *Materiale plastice*, 47(1): 85-89, 2010.
- 77 McCabe, J. F., Walls, A. W. G., *Applied Dental Materials*, Editura Blackwell Science, 1998.
- 78 McCarroll, J. R., Fracture of the patella during a golf swing following reconstruction of the anterior cruciate ligament: a case report, *Am J Sports Med*, 11:26-27, 1983.
- 79 Mihai, A., *Termografia în infraroșu*, Editura Tehnică, București, 2005.
- 80 Millen, C., Ormond, M., et al., A study of temperature rise in the pulp chamber during composite polymerization with different light-curing units, *J Contemp Dent Pract*, 8(7):29-37, 2007.
- 81 Mount, G. J., *An atlas of glass-ionomer cement: a clinician guide*, Editura Martin Dunitz, Londra, 1994.
- 82 Muzia, G., Rdzawski, Z. M., et al., Thermographic Diagnosis of Fatigue Degradation of Epoxy-Glass Composites, *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, 24(2): 123-126, 2007.
- 83 Naumann, A., Schroder, G., *Bauelemente der Optik. Taschenbuch der technischen Optik*, Carl Hanser Verlag, Wien, 1992.
- 84 NECURON 1001 Data Sheet, NECUMER-PRODUCT GmbH.
- 85 NECURON 840, 1001, 1020, 1300 Data Sheet, NECUMER-PRODUCT GmbH.
- 86 Netter, F. H., *Atlas de anatomie a omului*, Editura Medicală Calisto, București, 2012.
- 87 Odian, G., *Principles of polymerization*, 3rd. New York: John Wiley & Sons, Inc, 1991.
- 88 Papilian, V., *Anatomia omului – Aparatul locomotor*, Editura All, București, 2010.
- 89 Pashley, D. H., Clinical correlations of dentin structure and function, *J. Prosthet. Dent.*, nr.66, 1991.
- 90 Pian, H. H., Tong, P., Basis of finite element methods for solid continua. *Int. J. Numer. Meth. Engng.*, 1 (1): 3-28, 1969.
- 91 Plassmann, P., et al., Reliability of Quantitative Measurements in Medical Thermography, *UK Symposium on Medical Infrared Thermography*, 2004.
- 92 Pleșa C., et al., *Sisteme de vedere pe timp de noapte cu intensificatori de imagine*, Editura Univers Științific, București, 2008.
- 93 Pleșa, C., *Contribuții privind calculul și construcția sistemelor de vedere pe timp de noapte cu intensificatori de imagine*, Teză de doctorat, ATM, 2006.
- 94 Popescu., A. – *Curs Leziunile ligamentului încrucișat anterior*, Decembrie București, 1, 2001.
- 95 Romînu, M., Bratu, D., et al., *Aparatul dento-maxilar*, Editura Helicon, Timișoara, 1997.
- 96 Romînu, M., Sinescu, C., et al., Analiza variației temperaturii la nivelul camerei pulpare utilizând un sistem de tip termistor, *Revista dentalTarget*, București, 2007.
- 97 Schaefer, G., *Image Processing Techniques for Thermal Infrared Imaging – An Overview*, *Clinical Temperature Measurement &*

---

Thermography Cardiff International Arena, UK, 2007.

- 98 Schröder, G., Technische Optik. Grundlagen und Anwendungen, Vogel Buchverlag Würzburg, 1990.
- 99 Schwartz, M., Encyclopedia of Materials, Parts and Finishes, 2nd ed., CRC Press, 2002.
- 100 Scott, J.H., et al., Introduction to dental anatomy, ed. 7, Churchill Livingstone, Edinburgh, 1974.
- 101 Selvarasu, N., et al., Feature Extraction Algorithms for Abnormality Quantification from Medical Thermograms, International Journal of Recent Trends in Engineering ,vol. 1, no. 3, 2009.
- 102 Seres-Sturm, L., et al., Anatomie stomatologică și cervico-orofacială, Editura Mirton, Timișoara, 1997.
- 103 Severineanu, M., Odontologie și parodontologie, Curs, București, 1985.
- 104 Shepard, S. M., Introduction to Active Thermography for Nondestructive Evaluation, J. Anti-Corros. Meth. Mater., 44: 236–239, 1997.
- 105 Sjoerd P.N., Video thermography: complex regional pain syndrome in the picture, Optima Grafische Communicatie, Rotterdam, 2007.
- 106 SR CEI 60050-845, Vocabular Electrotehnic Internațional, Capitolul 845: Iluminat.
- 107 Sterian, P. E., Prelucrarea optoelectronică a informației, vol. 1 (Fizica sistemelor optoelectronice), București, 1997.
- 108 Sterian, P., Stan, M., Fizica, Editura Didactică și pedagogică, București 1995
- 109 Stoian, V., Pacoste, C., Dubina, D., Metode moderne in calculul structurilor, Edit. Tehnica, Bucuresti, 1985.
- 110 ThermoVision™ A40M Operator's manual, 2004.
- 111 Thomas, R. A., Thermography Monitoring Handbook, Machine and Systems Condition Monitoring Series, Coxmoor Publishing Company, UK, 70-72, 1999.
- 112 Țurcanu, D., Contribuții la analiza de sistem a echipamentelor pe bază de termoviziune, Teză de doctorat, ATM, 2009.
- 113 Vermeulen, M., Kaminsky, R., et al., In Vitro Flow Modelling for Mitral Valve Leakage Quantification, 8th International symposium on particle image velocimetry, Melbourne, Victoria, Australia, 221-224, 2009.
- 114 Ward, I.M., Sweeney, J., An Introduction to the Mechanical Properties of Solid Polymers, Second edition, John Wiley and Sons, Cheichester, 25-28, 2004.
- 115 Westland, I. N., The energy requirement of the dental cutting process, J. Ora Rehab, 1980.
- 116 Wise, D. L., et al., Encyclopedic Handbook of Biomaterials and Bioengineering (Dekker, New York) Part A: Applications, 1995.
- 117 Yazici, A. R., Müftü, A., et. al., Temperature rise produced by different light-curing units through dentin, J Contempt Dent Practical, 8(7):21-28, 2007.
- 118 Yoshida, K., Greener, E.H., Effect of photoinitiator on degree of conversion of unfilled light-cured resin, J Dent, 1994
- 119 [W1] [http://lomoimpex.ro/lumea\\_noastra\\_in\\_infrarosu.php](http://lomoimpex.ro/lumea_noastra_in_infrarosu.php)

- 120 [W2] <http://flir.com>  
121 [W3] <http://flirthermography.com/canada/cameras/camera/thermovision-a40m-infraredcamera>  
122 [W4] <http://infomed.es>  
123 [W5] <http://ucdpi.com/drs-wireless-curing-light.htm>  
124 [W6] <http://en.wikipedia.org/wiki/Radiometry>  
125 [W7] [http://en.wikipedia.org/wiki/Thermal\\_radiation](http://en.wikipedia.org/wiki/Thermal_radiation)  
126 [W8] <http://www.btools.ro>  
127 [W9] [http://www.btools.ro/files/download/necumer/necuron\\_1001\\_ds.pdf](http://www.btools.ro/files/download/necumer/necuron_1001_ds.pdf)  
128 [W10] <http://stiintelenaturii.wikidot.com>  
129 [W11] [http://en.wikipedia.org/wiki/File:Onde\\_electromagnetique.svg](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Onde_electromagnetique.svg)  
130 [W12] <http://sfatulmedicului.ro>  
131 [W13] <http://larsligaments.com>  
132 [W14] <http://kathrein.ro>  
133 [W15] <http://scritube.com>  
134 [W16] <http://infomed.com>



## ANEXĂ

Rezultate Mașina 1

Poziționare ansă	Nr. crt.	T <sub>max</sub> inel (°C)	T <sub>max</sub> sub inel (°C)	T <sub>max</sub> pe fir (°C)	T <sub>max</sub> pe dreaptă în timpul încălzirii (°C)	Observații
Cota 0	1	95	46	346	419,3	Figura A.1
	2	118	51	353	430,2	Figura A.2
	3	118	52	362	419,0	Figura A.3
	4	103	52	394	454,0	Figura A.4
Cota +1mm	1	107	55	415	484,3	Figura A.5
	2	104	51	406	495,0	Figura A.6
	3	104	54	404	496,8	Figura A.7
	4	115	55	416	491,5	Figura A.8
Cota 0,5mm -	1	135	55	357	384,8	Figura A.9
	2	115	54	343	383,7	Figura A.10
	3	125	51	330	365,2	Figura A.11
	4	117	51	329	363,1	Figura A.12

Rezultate Mașina 2

Poziționare ansă	Nr. crt.	T <sub>max</sub> inel (°C)	T <sub>max</sub> sub inel (°C)	T <sub>max</sub> pe fir (°C)	T <sub>max</sub> pe dreaptă în timpul încălzirii (°C)	Observații
Cota 0	1	82	66	396	465,0	Figura A.13
	2	88	58	375	464,4	Figura A.14
	3	82	65	388	465,0	Figura A.15
	4	85	63	376	455,3	Figura A.16
Cota +1mm	1	113	61	399	515,3	Figura A.17
	2	99	61	399	461,6	Figura A.18
	3	94	58	375	457,0	Figura A.19
	4	87	56	353	440,9	Figura A.20
Cota 0,5mm -	1	105	73	370	441,2	Figura A.21
	2	103	66	366	431,4	Figura A.22
	3	99	63	348	439,2	Figura A.23
	4	83	61	345	445,9	Figura A.24

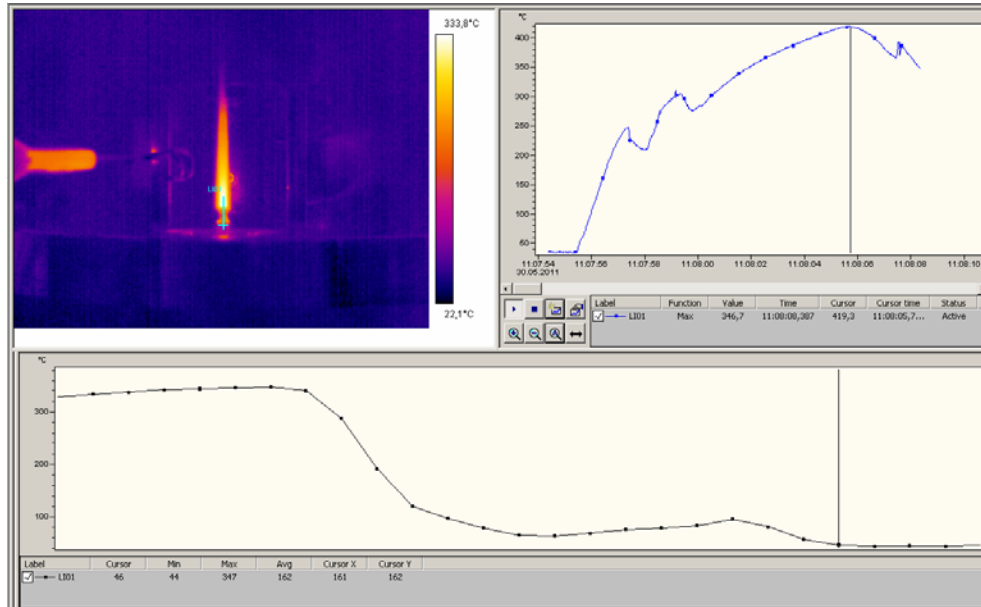


Figura A.1 Rezultate mașina 1, ansa cota 0, înregistrarea 1

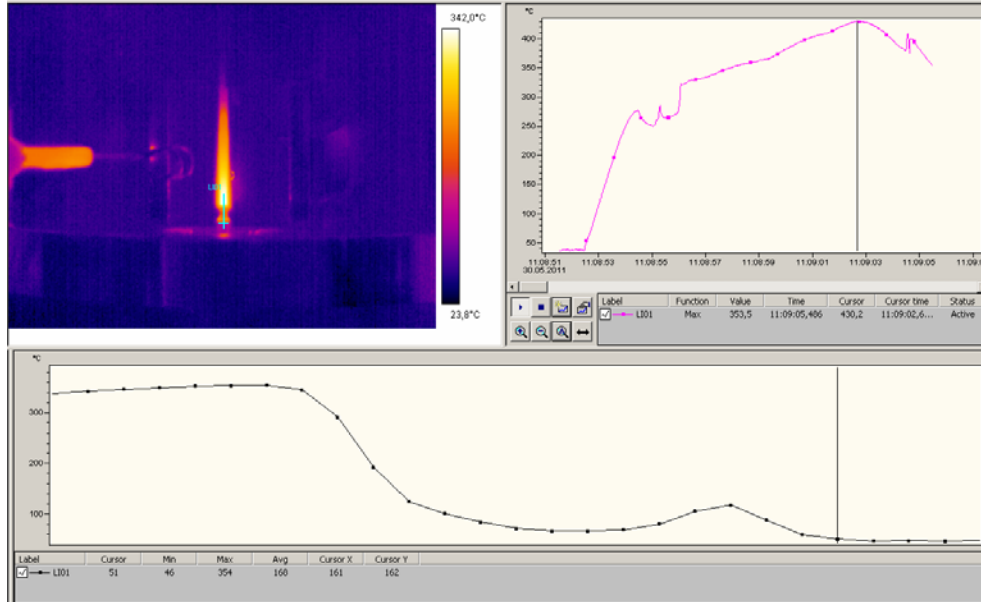


Figura A.2 Rezultate mașina 1, ansa cota 0, înregistrarea 2

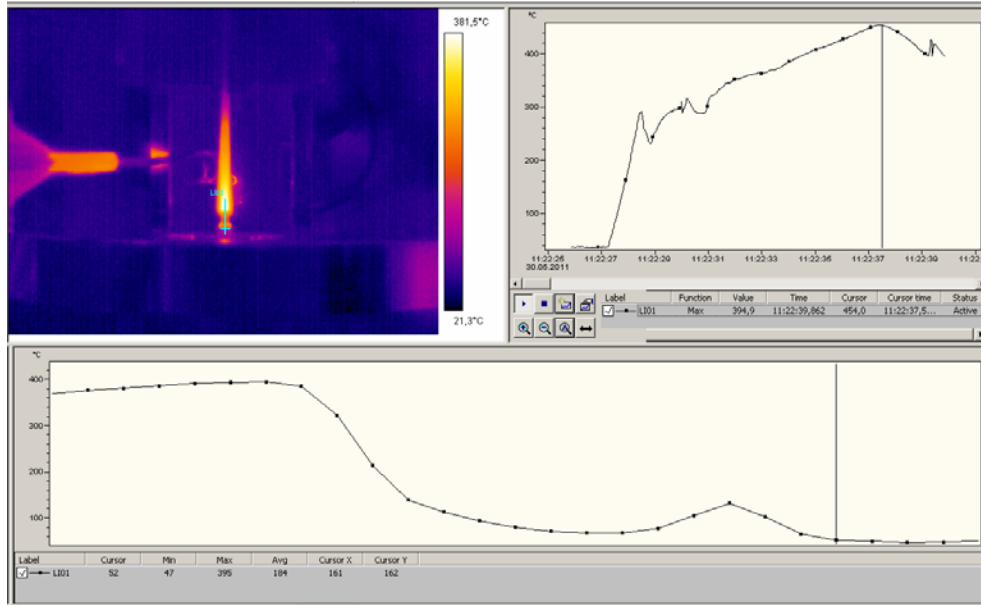


Figura A.3 Rezultate mașina 1, ansa cota 0, înregistrarea 3

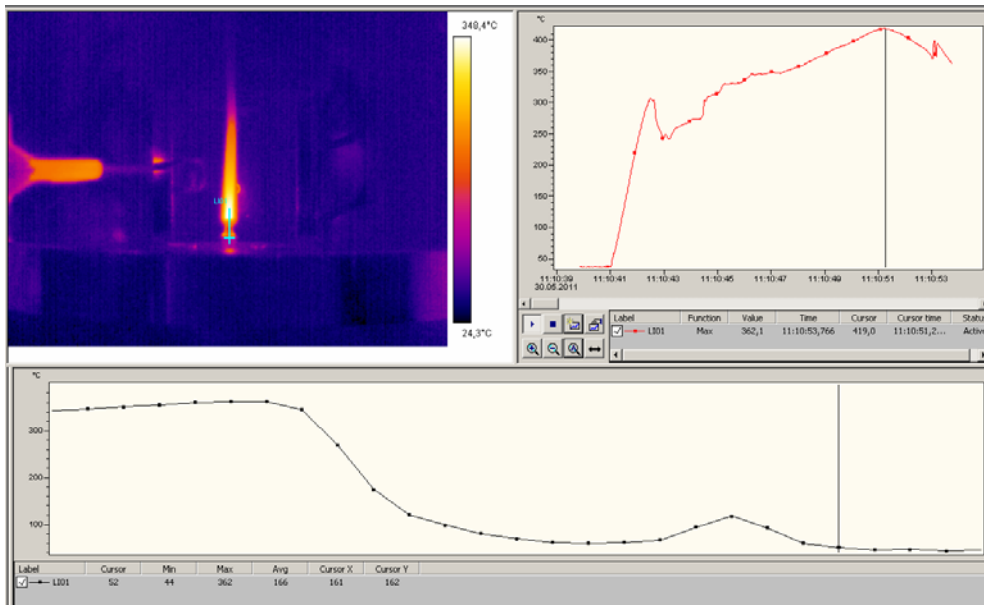


Figura A.4 Rezultate mașina 1, ansa cota 0, înregistrarea 4

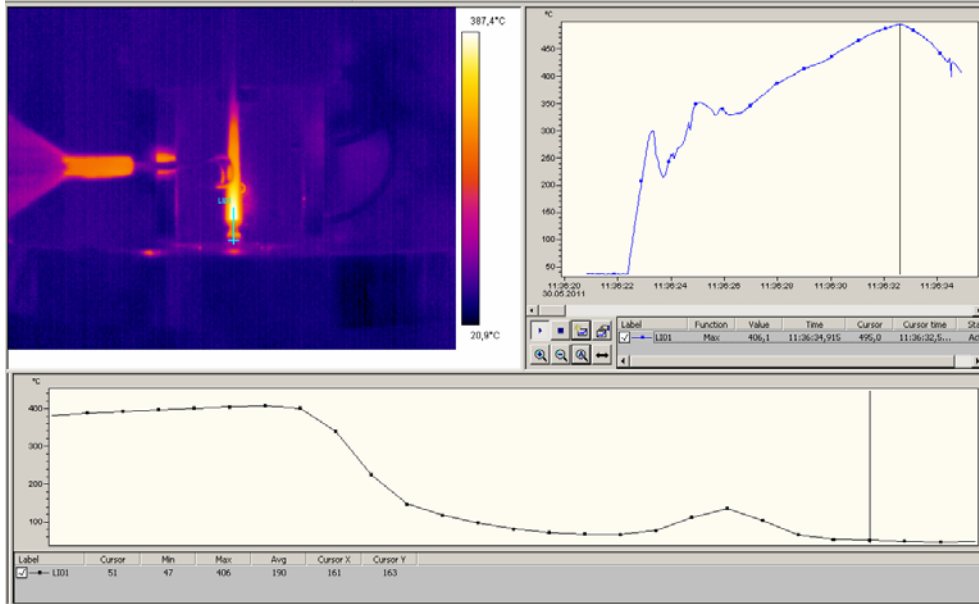


Figura A.5 Rezultate mașina 1, ansa cota +1 mm, înregistrarea 1

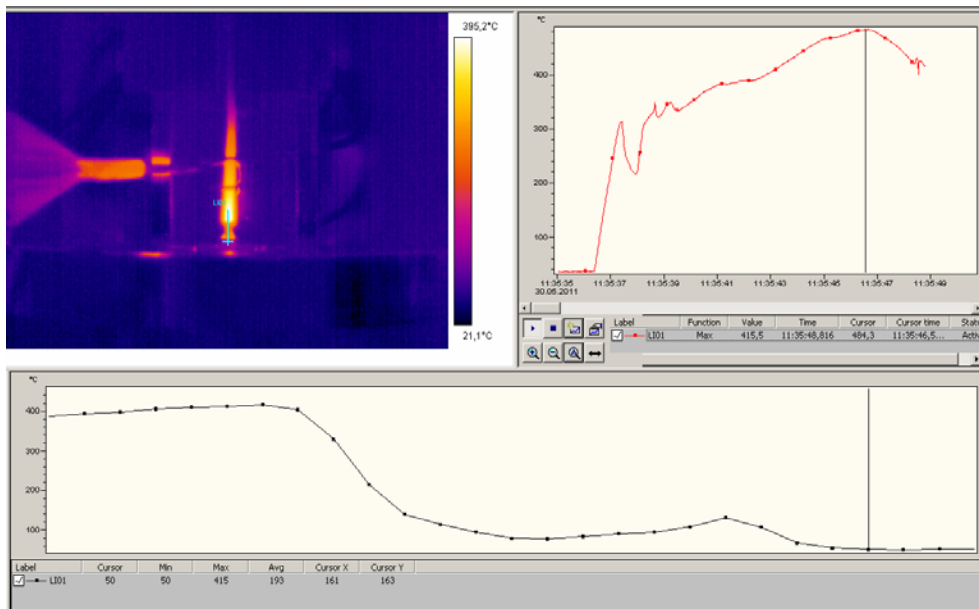


Figura A.6 Rezultate mașina 1, ansa cota +1 mm, înregistrarea 2

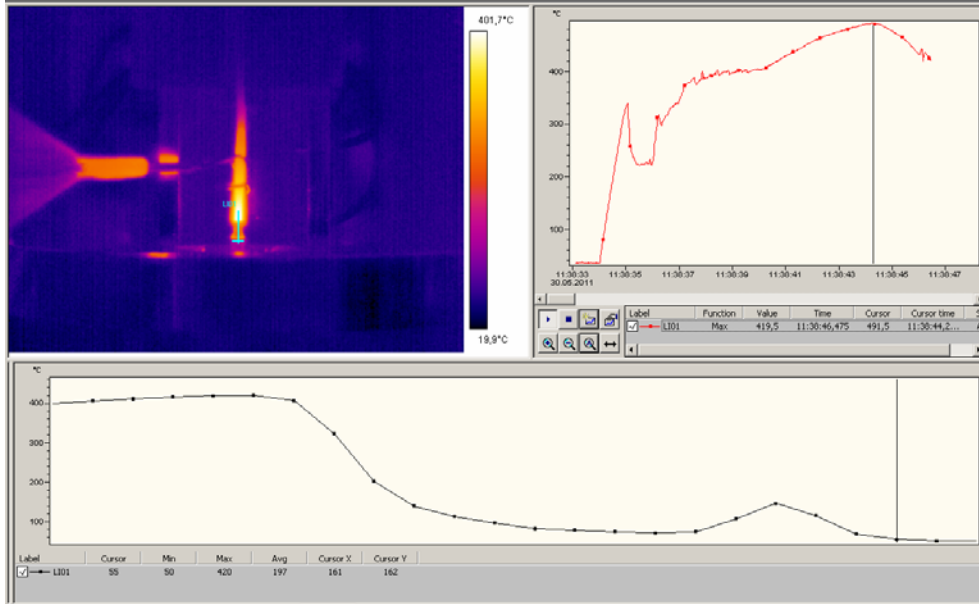


Figura A.7 Rezultate mașina 1, ansa cota +1 mm, înregistrarea 3

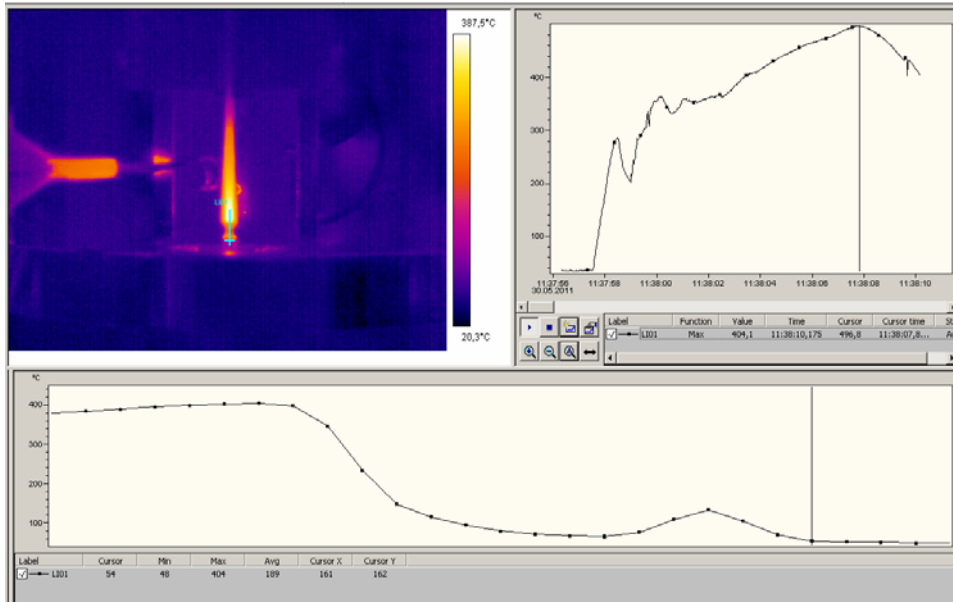


Figura A.8 Rezultate mașina 1, ansa cota +1 mm, înregistrarea 4

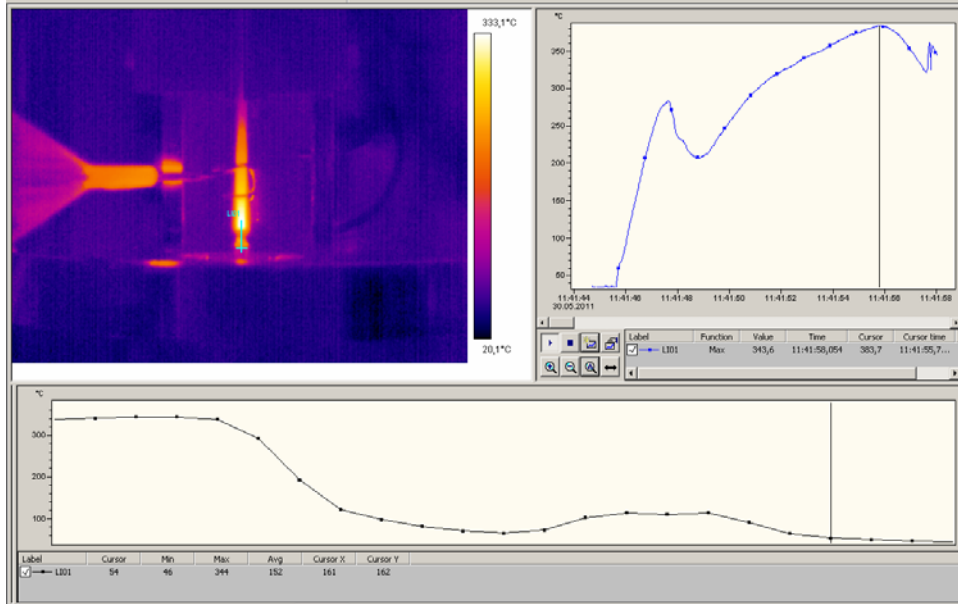


Figura A.9 Rezultate mașina 1, ansa cota -0,5 mm, înregistrarea 1

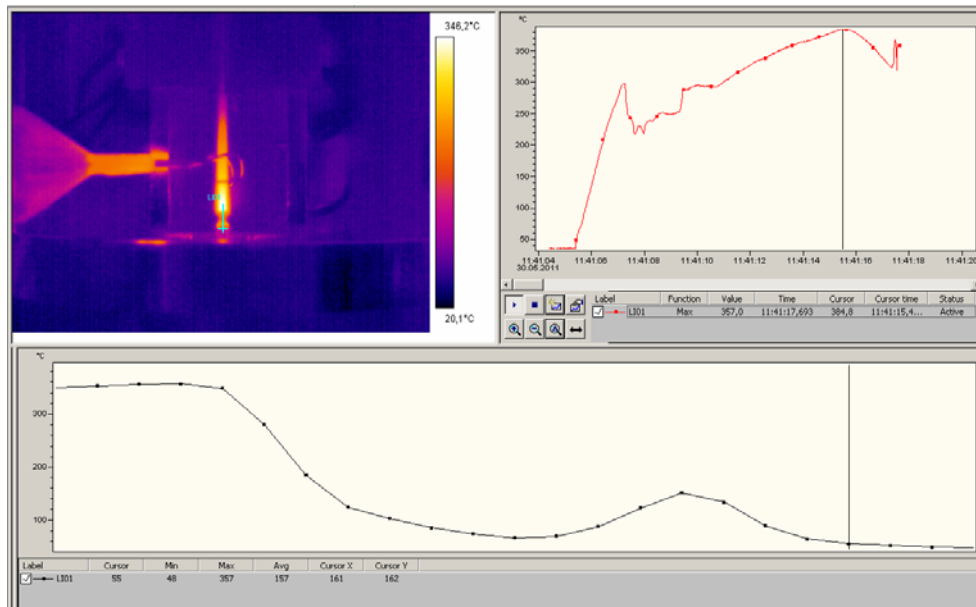


Figura A.10 Rezultate mașina 1, ansa cota -0,5 mm, înregistrarea 2

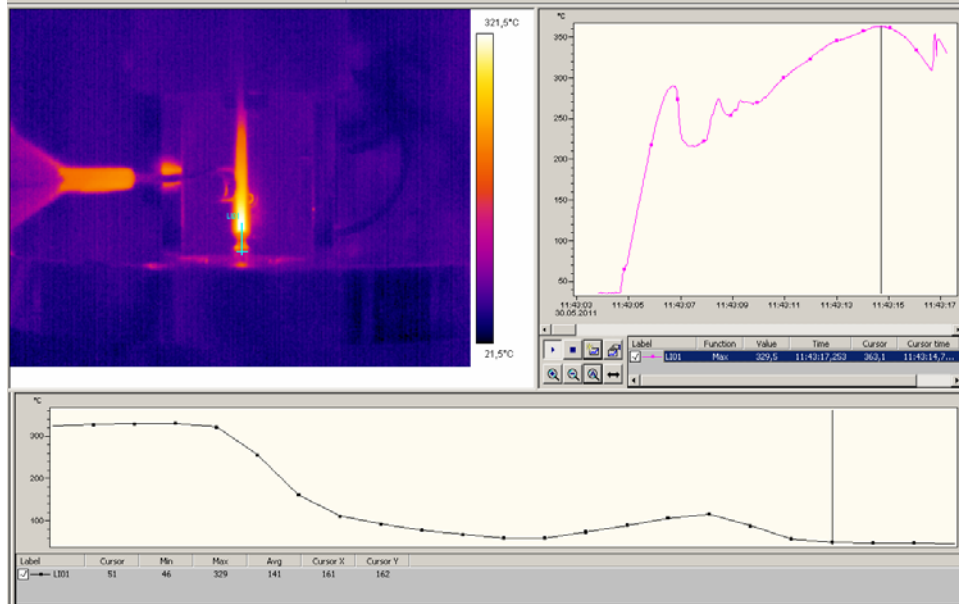


Figura A.11 Rezultate mașina 1, ansa cota -0,5 mm, înregistrarea 3

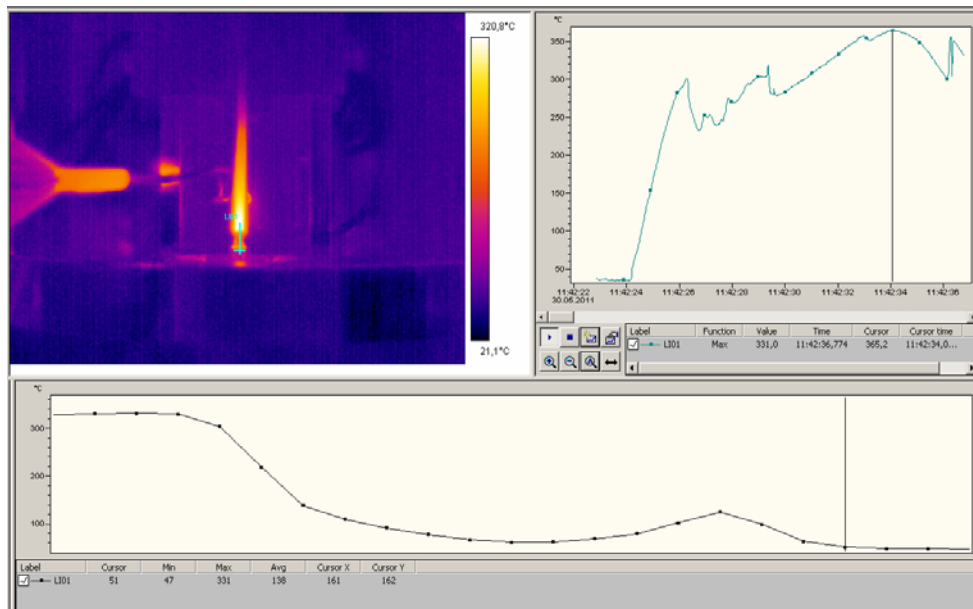


Figura A.12 Rezultate mașina 1, ansa cota -0,5 mm, înregistrarea 4

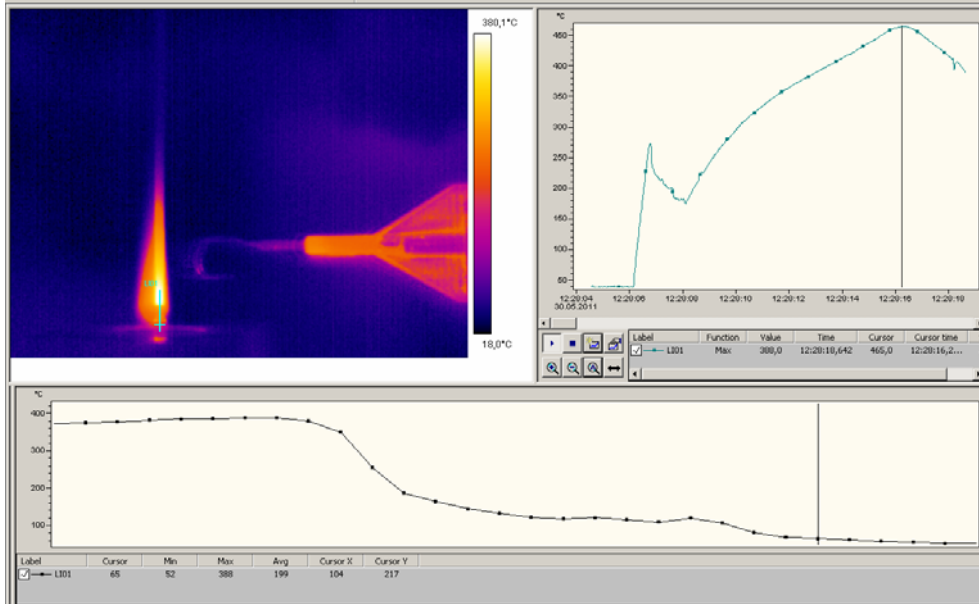


Figura A.13 Rezultate mașina 2, ansa cota 0, înregistrarea 1

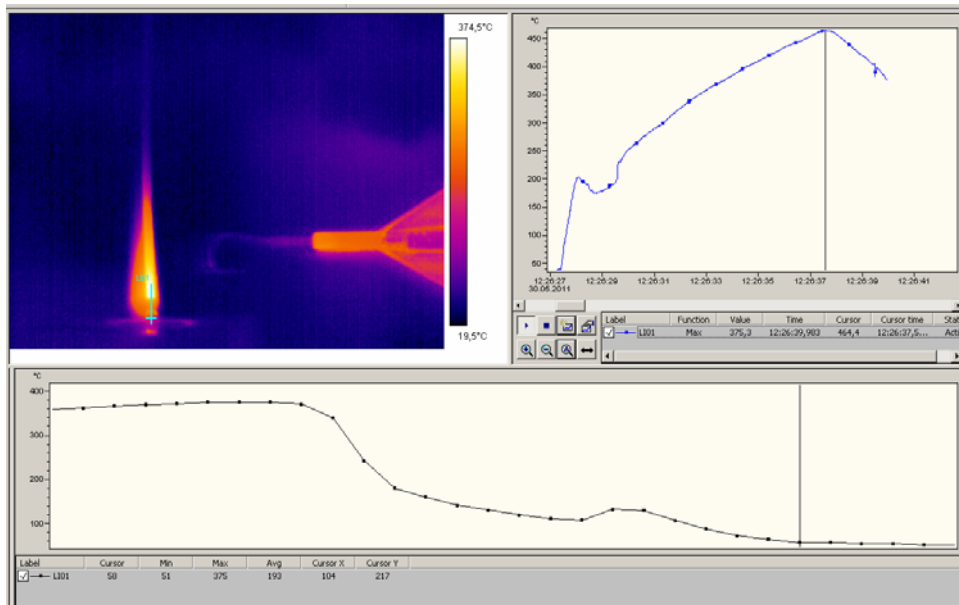


Figura A.14 Rezultate mașina 2, ansa cota 0, înregistrarea 2



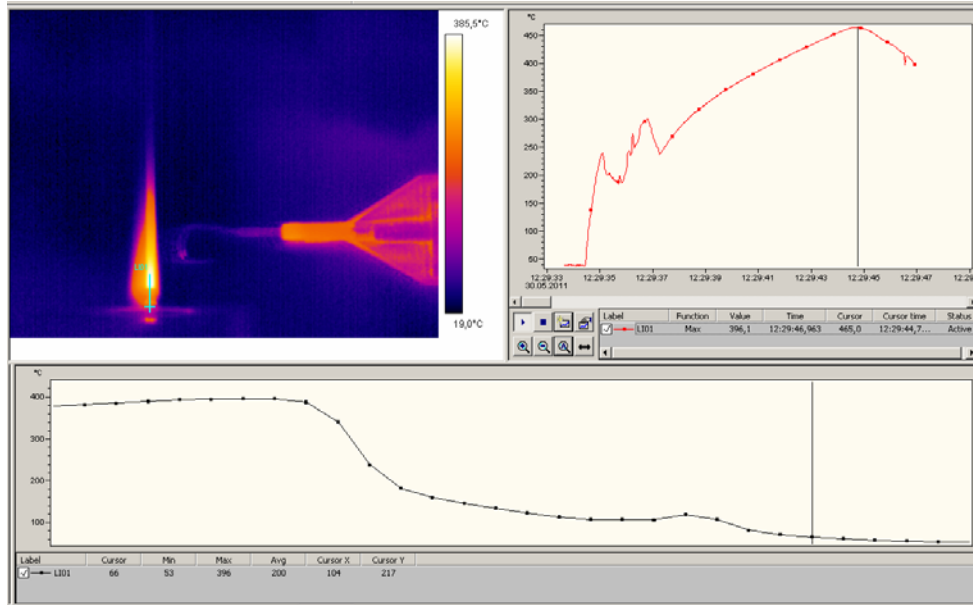


Figura A.15 Rezultate mașina 2, ansa cota 0, înregistrarea 3

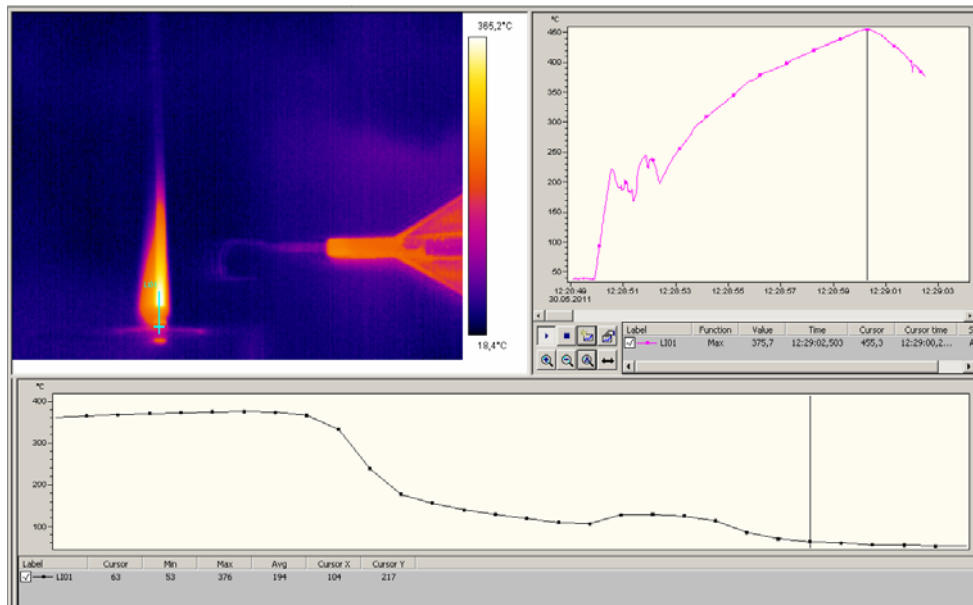


Figura A.16 Rezultate mașina 2, ansa cota 0, înregistrarea 4

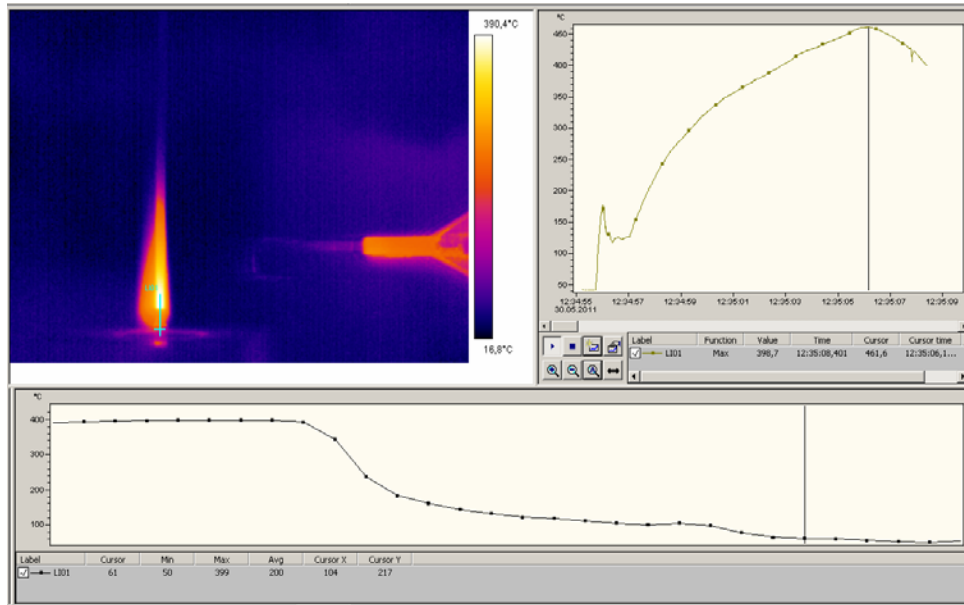


Figura A.17 Rezultate mașina 2, ansa cota +1 mm, înregistrarea 1

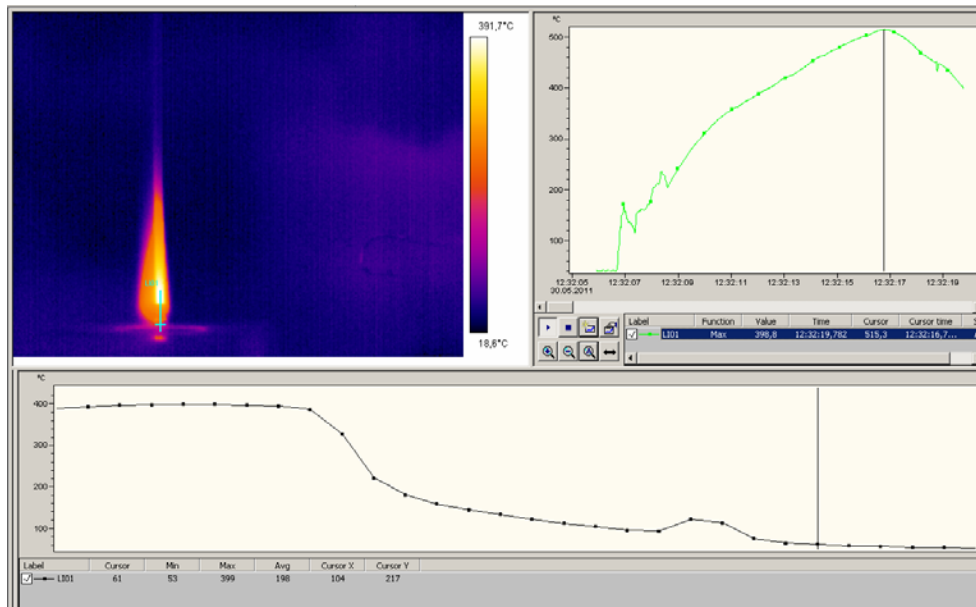


Figura A.18 Rezultate mașina 2, ansa cota +1 mm, înregistrarea 2

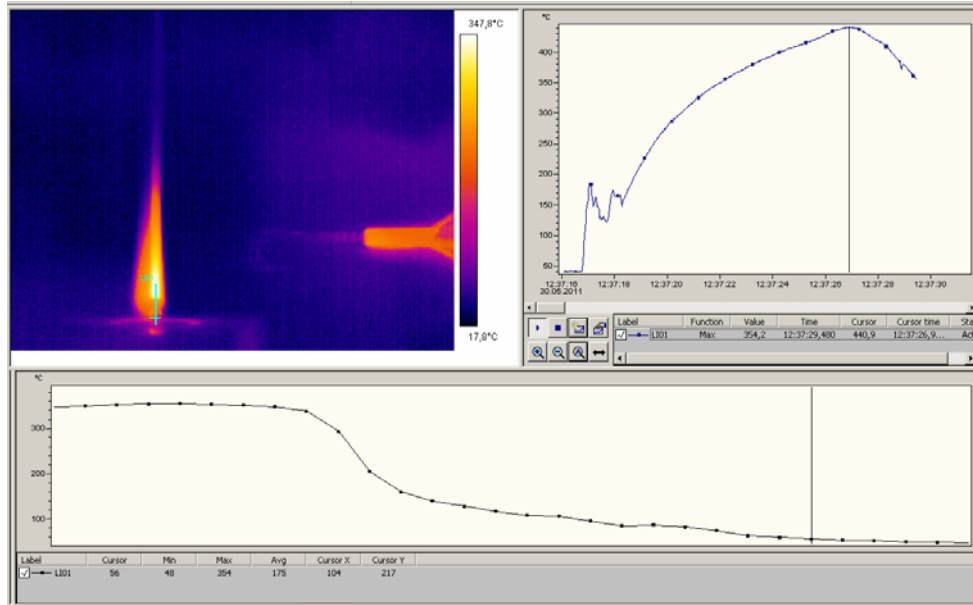


Figura A.19 Rezultate mașina 2, ansa cota +1 mm, înregistrarea 3

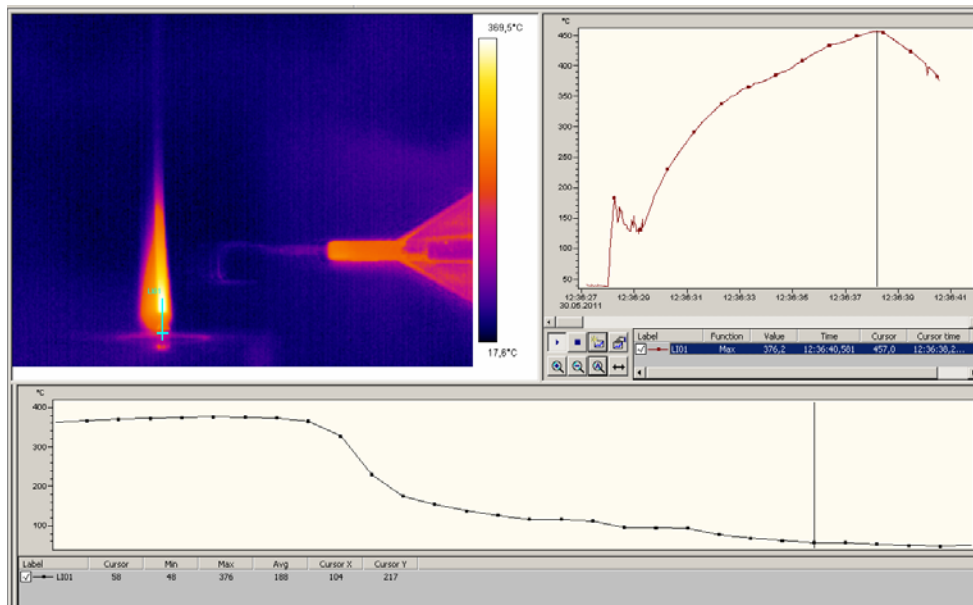


Figura A.20 Rezultate mașina 2, ansa cota +1 mm, înregistrarea 4

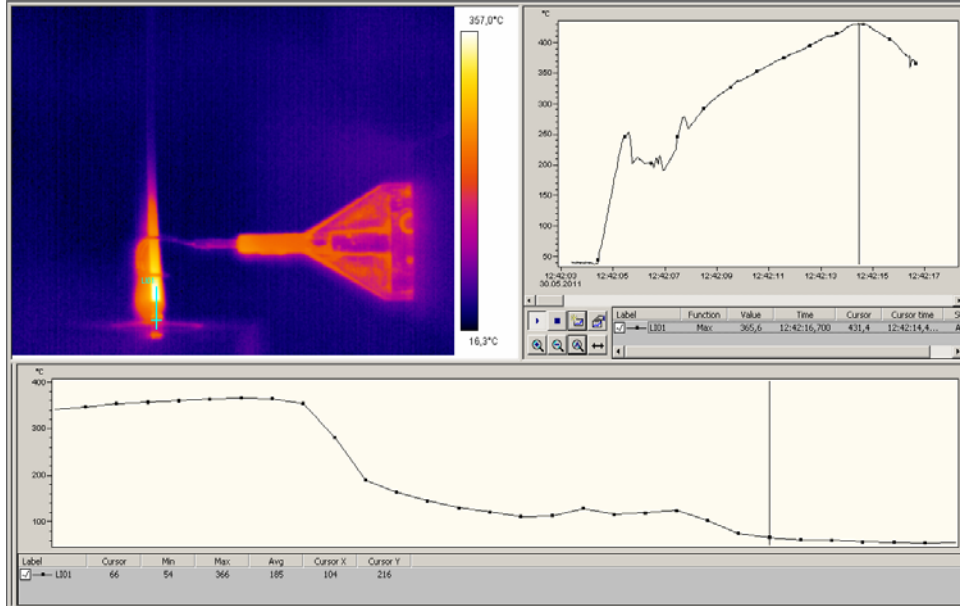


Figura A.21 Rezultate mașina 2, ansa cota -0,5 mm, înregistrarea 1

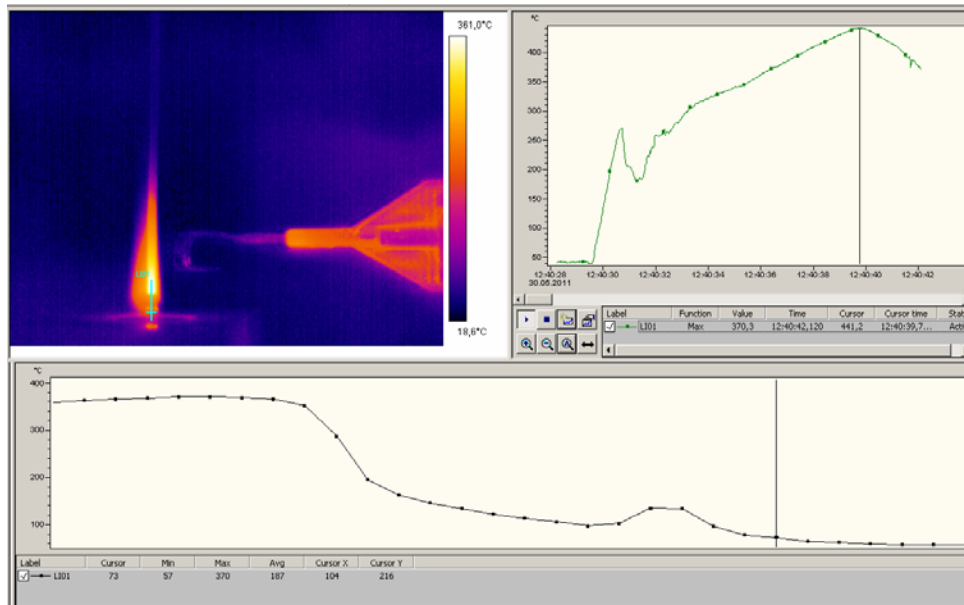


Figura A.22 Rezultate mașina 2, ansa cota -0,5 mm, înregistrarea 2

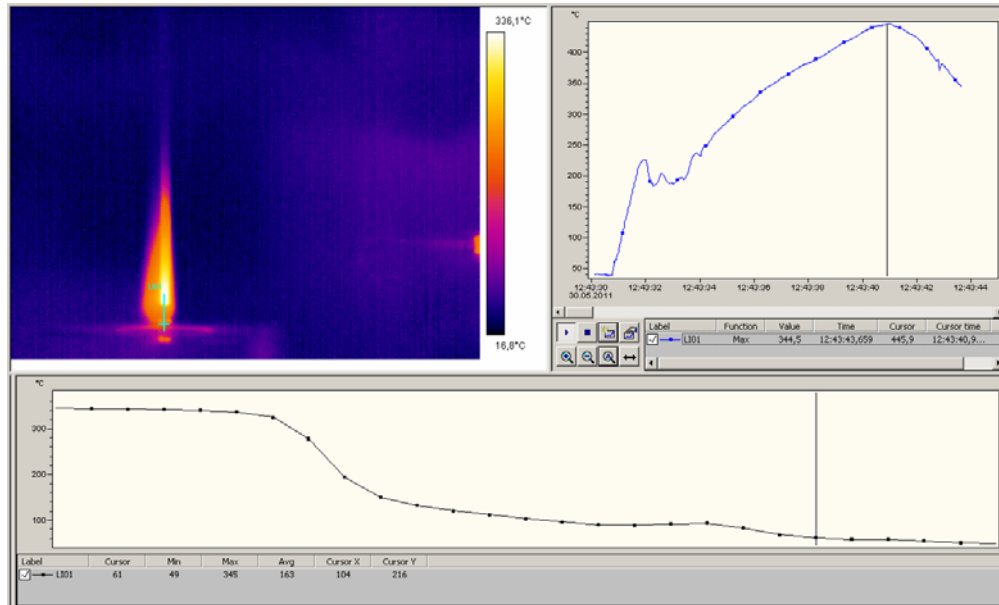


Figura A.23 Rezultate mașina 2, ansa cota -0,5 mm, înregistrarea 3

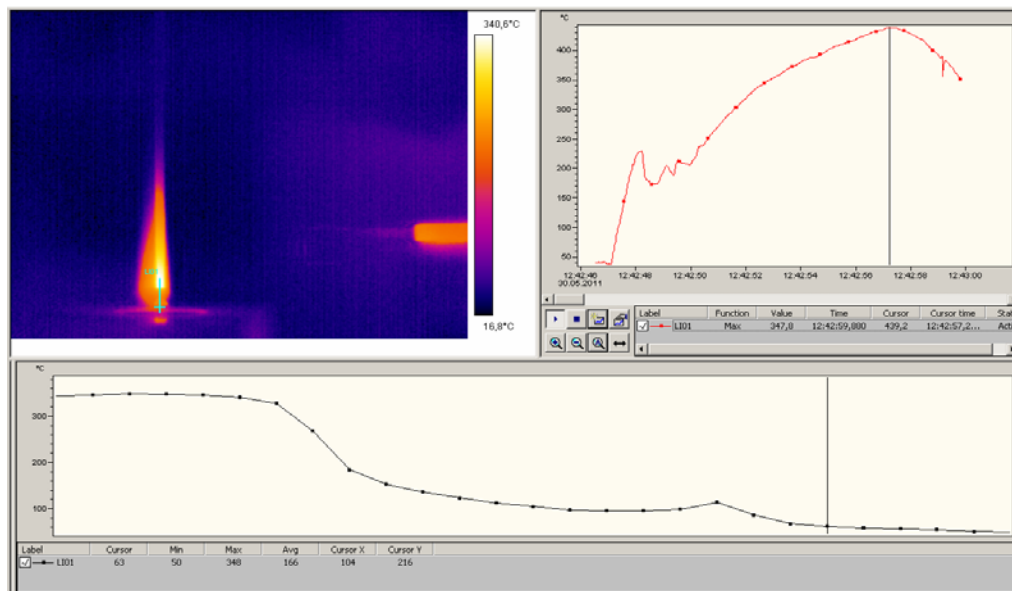


Figura A.24 Rezultate mașina 2, ansa cota -0,5 mm, înregistrarea 4