

UNIVERSITE KASDI MERBAH OUARGLA

Faculté médecine et sciences matière

Département Physique



Mémoire

Master professionnel

Domaine : sciences matière

Filière : Physique

Spécialité : Physique médicale

Présenter par :

Boukhira Mariem _ Lekrim Fatiha

Thème :

**Évaluation de la qualité des systèmes de refroidissement et de climatisation
des appareils d'imagerie médicale par surveillance thermique et analyse
énergétique.**

Soutenu publiquement le 14/06/2026 :

Devant le jury :

M.	BEN MABROUK Lazher	MCA.	President	UKM Ouargla
M.	BENTOUILA Omar	MCA.	Examineur	UKM Ouargla
M.	SETTOU Belkhir	MCA.	Encadreur	UKM Ouargla

Année universitaire : 2025/2026

Remercîment

Avant tout, nous remercions Allah le Tout-Puissant de nous avoir donné la santé, la patience et la volonté nécessaires pour mener à bien ce travail.

*Nous exprimons notre profonde gratitude à notre encadreur, **M. Settou Belkheir**, pour son accompagnement, ses précieux conseils, sa disponibilité et son soutien scientifique qui ont grandement contribué à la réalisation de ce mémoire.*

*Nos remerciements les plus respectueux s'adressent également à **M. Kouadri Abdelkader**, pour son encadrement au sein de l'hôpital, son aide précieuse, sa disponibilité ainsi que les connaissances pratiques qu'il nous a transmises durant cette étude.*

Nous remercions également l'ensemble du personnel de l'hôpital qui nous a facilité l'accès aux informations et aux équipements nécessaires à la réalisation de ce travail.

Enfin, nous adressons nos sincères remerciements à tous les enseignants du département de Physique Médicale ainsi qu'à toute personne ayant contribué, de près ou de loin, à l'aboutissement de ce mémoire.

Merci à tous.

Dedicace

À mon cher père, pour son soutien indéfectible, ses sacrifices et son amour inestimable.

À ma chère mère, pour sa tendresse, ses prières et son affection infinie.

Aucun mot ne saurait exprimer toute ma gratitude envers vous. Je vous dédie ce travail, fruit de mes efforts, avec tout mon amour et ma profonde reconnaissance.

Meryem

Dedicace

Avant tout, je rends grâce à Allah, le Tout-Puissant, pour Sa miséricorde, Sa protection et la force qu'Il m'a accordée tout au long de ce parcours. Sans Son soutien, je n'aurais jamais pu surmonter les difficultés ni atteindre cette étape de ma vie.

À moi-même,

Pour avoir résisté, persévéré et continué à avancer malgré une année particulièrement difficile, malgré les moments de doute, de fatigue et les nombreuses fois où l'idée d'abandonner semblait plus facile que celle de continuer. Cette réussite est le fruit de la patience et de la persévérance.

À mon cher père, qu'Allah lui accorde Sa miséricorde,

Dont le soutien et les sacrifices resteront gravés dans mon cœur. Malgré les difficultés de la vie et le peu de moyens dont il disposait, il n'a jamais cessé de faire de son mieux pour m'épargner les souffrances. Son souvenir demeure une source de force et d'inspiration. Que Dieu illumine sa tombe et lui accorde le Paradis.

À ma chère mère,

Qui a courageusement assumé à la fois le rôle de mère et celui de père, avec un amour, une patience et un dévouement sans limites. Aucun mot ne saurait exprimer ma profonde gratitude pour tous les sacrifices qu'elle a consentis afin de nous offrir un avenir meilleur.

À mes camarades et amis,

Pour leur présence, leur soutien et les précieux moments partagés durant ces années d'études.

FATIHA

Résumé

Résumé : Cette étude évalue les systèmes de refroidissement et de climatisation de l'accélérateur linéaire Elekta en radiothérapie par surveillance thermique infrarouge. Les résultats montrent une répartition inégale de la chaleur, concentrée près des composants électroniques, tandis que la climatisation et les murs isolés assurent une bonne stabilité thermique. La surveillance thermique s'avère un outil efficace pour la détection précoce des anomalies et l'amélioration de la maintenance préventive.

Mots-clés : Refroidissement, Climatisation, Surveillance thermique, Caméra infrarouge, Accélérateur linéaire, Radiothérapie, Elekta, Maintenance préventive, Stabilité thermique, IEC, ISO, ASHRAE.

الملخص_ تتناول هذه الدراسة تقييم أنظمة التبريد والتكييف للمسرّع الخطي Elekta المستخدم في العلاج الإشعاعي، باستخدام المراقبة الحرارية وكاميرا حرارية بالأشعة تحت الحمراء لتحليل توزيع الحرارة داخل الجهاز وغرفة العلاج. تضمن الجانب النظري مبادئ انتقال الحرارة وأنواع أنظمة التبريد المستخدمة في الأجهزة الطبية والمعايير الدولية للتحكم الحراري. أما الجانب التطبيقي، المنجز في مصلحة العلاج الإشعاعي بمستشفى محمد بوضياف بورقلة، فقد كشف عن توزيع غير متساوٍ للحرارة، تتركز أعلى قيمها قرب المكونات الإلكترونية، في حين أسهم نظام التكييف والجدران المعزولة في الحفاظ على استقرار حراري جيد داخل الغرفة.

خلصت الدراسة إلى أن المراقبة الحرارية وسيلة فعالة للكشف المبكر عن الأعطال الحرارية وتحسين الصيانة الوقائية،
الكلمات المفتاحية: التبريد، التكييف، المراقبة الحرارية، الكاميرا الحرارية، المسرع الخطي، العلاج الإشعاعي، Elekta، الصيانة الوقائية، الاستقرار الحراري، IEC، ISO، ASHRAE

Summary_This study evaluates the cooling and air conditioning systems of the Elekta linear accelerator used in radiotherapy, using thermal monitoring and an infrared camera to analyze heat distribution inside the device and treatment room. The theoretical part covered heat transfer principles, cooling system types, and international standards. The practical part, conducted at Mohamed Boudiaf Hospital in Ouargla, revealed uneven heat distribution with the highest temperatures near electronic components, while the air conditioning system and insulated walls maintained good thermal stability. The study concluded that thermal monitoring is an effective tool for early detection of thermal anomalies, improving preventive maintenance and ensuring the continuous and safe operation of medical devices.

Key words: Cooling, Air Conditioning, Thermal Monitoring, Infrared Camera, Linear Accelerator, Radiotherapy, Elekta, Preventive Maintenance, Thermal Stability, IEC, ISO, ASHRAE.

Liste des figures

FIGURE 1.1: CYCLE FRIGORIFIQUE ILLUSTRANT LES PRINCIPES DE L THERMODYNAMIQUE APPLIQUES A L'EVACUATION DE LA CHALEUR DANS LES SYSTEMES DE REFROIDISSEMENT DES EQUIPEMENTS MEDICAUX.	5
Figure 1.2 : Exemple de transfert de chaleur intervenant dans des composants mécaniques	6
Figure 1.3 : CYCLE FRIGORIFIQUE ELEMENTAIRE.....	8
Figure 1.4:Imagerie par résonance magnétique (IRM)	16
Figure 1.5:Tomodensitométrie (CT / Scanner)	18
Figure 1.6:Radiologie numérique et mammographie	19
Figure 2.1: Capteurs thermiques de contact	25
Figure 2.2 Les composants essentiels d'un système d'imagerie thermique.	26
Figure 2.3: un système thermique simple.....	27
Figure 2.4 : Courbes du rayonnement du corps noir selon la loi de Planck, illustrant la distribution spectrale de l'énergie en fonction de la température.....	28
Figure 2.5 : Comparaison entre la thermographie infrarouge, limitée à la température superficielle, et la thermométrie par IRM basée sur le décalage de fréquence de résonance protonique (PRF), permettant une mesure thermique interne précise.	29
Figure 2.6.:Inspection thermique d'un système de réfrigération et de climatisation (HVAC) montrant la détection des anomalies, la distribution thermique et l'optimisation de l'efficacité énergétique.....	30
Figure 2.7 : Courbe de refroidissement montrant l'évolution de la température au cours du temps pour évaluer la réponse thermique et la stabilité du système.....	32
Figure 2.8: Schéma d'un système IRM illustrant les composants principaux et leurs indicateurs thermiques associés.	33
FIGURE 2.9 : COMPARAISON PAR IMAGERIE THERMIQUE AVANT ET APRES MAINTENANCE, MONTRANT LA REDUCTION DES POINTS CHAUDS ET L'AMELIORATION DE L'HOMOGENEITE THERMIQUE DU SYSTEME.	34
Figure 3.1 : l'hôpital Mohamed Boudiaf.....	56
Figure 3.2 : salle de radiothérapie	57
Figure3.3 : accélérateur linéaire Elekta	58
Figure 3.4: caméra thermique	60
Figure 3.5 : Réglages de la caméra thermique.....	61
Figure 3.6: Relevé des températures en différents points de la salle.....	61
Figure 3.7: Distribution des températures de l'appareil captées par la caméra thermique	62

Liste des tableaux

Tableau 1.1 : Exigences de contrôle thermique, environnemental et de surveillance dans les salles d'imagerie médicale.....	20
Tableau 2.1: Principales normes internationales relatives à la surveillance thermique et à la sécurité des systèmes médicaux	31
Tableau 3.1: Températures enregistrées	63
Tableau 3.2: Températures des murs.....	65
Tableau 3.3: Description de la salle.....	66
Tableau 3.4: Apports à travers les parois Tableau	69
Tableau 3.5: récapitulatif.....	69

Liste des abreviation

Abréviation	Signification
AI	Apports Internes
AIEA / IAEA	Agence Internationale de l'Énergie Atomique
AINF	Apports dus à l'INfiltration/ventilation
APO	Apports à travers les Parois Opaques
ASHRAE	American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers
ASHRAE 170	Ventilation des établissements de santé
AV	Apports par les Vitrages
CEI	Commission Électrotechnique Internationale
CT / Scanner	Computed Tomography / Tomodensitométrie
CTA	Centrale de Traitement d'Air
DIB Production	Fabricant français de portes anti-radiations
DTR C 3-4	Document Technique Réglementaire
Elekta Synergy	Accélérateur linéaire expérimenté
EN 13241-1	Norme européenne relative aux portes industrielles et commerciales
ε	Emissivité
ΔT	Delta T — différence de température

FLIR	Système de caméra thermique
HEPA	High Efficiency Particulate Air
HVAC	Heating, Ventilation and Air Conditioning
IEC	International Electrotechnical Commission
IEC 60601-1	Sécurité des appareils médicaux électriques
IEC 60601-2-33	Exigences de sécurité pour les appareils IRM
IGRT	Image-Guided Radiation Therapy
IMRT	Intensity-Modulated Radiation Therapy
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
ISO	International Organization for Standardization
ISO 13485	Système de gestion de la qualité des dispositifs médicaux
ISO 80601-2-56	Précision des thermomètres médicaux
ISO 9001	Système global de gestion de la qualité
iViewGT	Système de radiographie numérique intégré à un appareil Elekta
MRI	Magnetic Resonance Imaging
PACS	Picture Archiving and Communication System
PRF	Proton Resonance Frequency Shift
RF	Radiofréquence
RTD	Resistance Temperature Detector
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography

Table des matières

Remerciment.....	Error! Bookmark not defined.
Dedicace	II
Résumé	IV
Liste des figures.....	V
Liste des tableaux	VI
Liste des abreviation.....	VII
Table des matières	IX
Introduction Générale	1

Chapitre 1

Principes du refroidissement et de la climatisation

1.Introduction :	4
1.1. Bases de la thermodynamique appliquée :	4
1.2. Transfert thermique :	5
1.2.1. La conduction thermique :	5
1.2.2. La convection thermique :	5
1.2.3. Le rayonnement thermique :	6
1.3. Production de froid et cycles frigorifiques :	7
1.3.1. Compression :	7
1.3.2. Condensation :	7
1.3.3. Détente :	7
1.3.4. Évaporation :	7
1.4. Notions de charge thermique :	8
2. Types de systèmes de refroidissement utilisés :	8
2.1. Refroidissement passif :	8
2.1.1. Dissipateurs thermiques :	9
2.1.2. Caloducs :	9
2.1.3. Matériaux à haute conductivité thermique :	9
2.1.4. Limites du refroidissement passif :	9
2.2. Refroidissement actif :	10
2.2.1. Refroidissement par air forcé :	10
2.2.2. Refroidissement liquide :	10
2.2.3. Échangeurs thermiques :	10
2.2.4. Circuits frigorifiques autonomes :	11

2.3. Systèmes de climatisation centralisés et décentralisés :	11
2.3.1. Systèmes centralisés :	11
2.3.2. Systèmes décentralisés :	12
2.3.3. Contrôle de l'humidité et filtration :	12
2.4. Refroidissement liquide et cryogénique :	12
2.4.1. Refroidissement liquide des tubes à rayons X :	13
2.4.2. Refroidissement cryogénique des systèmes IRM :	13
2.4.3. Risques liés au système cryogénique :	13
2.4.4. Importance du contrôle thermique :	14
3. Exigences thermiques des équipements d'imagerie médicale :	14
3.1. Imagerie par résonance magnétique (IRM) :	14
3.1.1. Importance de la stabilité thermique :	15
3.1.2. Refroidissement cryogénique :	15
3.1.3. Risque de quench:	16
3.1.4. Climatisation des salles IRM :	16
3.2. Tomodensitométrie (CT / Scanner) :	17
3.2.1. Production de chaleur dans le tube à rayons X :	17
3.2.2. Refroidissement liquide :	17
3.2.3. Climatisation des salles CT :	18
3.2.4. Maintenance thermique :	18
3.3. Radiologie numérique et mammographie :	19
3.4. Médecine nucléaire (TEP, SPECT):	19
3.5. Échographie médicale :	19
4. Normes et spécifications thermiques approuvées :	21
4.1. Normes IEC et ISO :	21
4.2. Recommandations ASHRAE pour les environnements hospitaliers :	21
4.3. Exigences des fabricants et conformité réglementaire :	21
Conclusion :	21

Chapitre 2

Techniques de surveillance thermique et évaluation de la qualité des systèmes de refroidissement

Introduction :	23
2.1 Le concept de surveillance thermique :	23
2.1.1 La définition scientifique de la surveillance thermique :	23
2.1.2 L'importance de la surveillance thermique dans les dispositifs médicaux :	24

2.1.3 La spécificité de la surveillance thermique dans les appareils d'imagerie par résonance magnétique (IRM) :	24
2.1.4 La relation entre la surveillance thermique et les systèmes de climatisation dans les salles d'IRM :	24
2.2 Outils et techniques de mesure thermique :	25
2.2.1 Capteurs thermiques de contact :	25
2.2.3 Systèmes de surveillance thermique intégrés :	26
2.3 Un système thermique simple Principes de l'imagerie thermique :	27
2.3.1 Fondements physiques de l'imagerie thermique :	27
2.3.2 Limites techniques de l'imagerie thermique dans un environnement IRM :	28
2.3.3 Applications de l'imagerie thermique dans les systèmes de réfrigération et de climatisation :	29
2.4 Normes et indicateurs pour évaluer la qualité thermique :	30
2.4.1 Normes internationales approuvées :	30
2.4.2 Principaux indicateurs thermiques :	32
2.4.3 Relier les indicateurs thermiques aux composants des appareils IRM :	32
2.5 Le rôle de la surveillance thermique dans la maintenance préventive :	33
2.5.1 Le concept de maintenance préventive thermique :	33
2.5.2 La surveillance thermique avant et après la maintenance :	34
2.5.3 L'effet de la surveillance thermique sur la continuité de fonctionnement des appareils IRM :	34
Conclusion	35

Chapitre 3

Évaluation thermique et énergétique du système de refroidissement

1. Introduction :	56
1.1 Présentation du lieu de l'étude et de l'équipement médical	56
1.1.1 Lieu de l'étude :	56
1.1.1.1 Le service comprend :	57
1.2. Présentation de l'appareil médical :	58
3.Importance de la stabilité thermique :	59
4.Importance du système de refroidissement et de climatisation :	59
5.Principe de fonctionnement du système de refroidissement :	59
6.Méthodologie de l'étude et protocole de mesure :	60
6.1. Instruments de mesure utilisés :	60
6.2. Réglages de la caméra thermique :	60

6.3. Étapes de la mesure :	61
6.4 Objectifs de la mesure :	61
7.Résultats expérimentaux et analyse thermique :.....	62
7.1 Afficher les résultats :.....	62
7.2 Analyse thermique :.....	65
7.3 Comparaison des résultats de la caméra avec ceux de l'accélérateur linéaire :	66
7.4 Explication de la répartition de la chaleur dans la pièce :	66
7.5. Étude thermique d'une salle médicale climatisée selon le DTR C 3-4:	66
7.5.1. Description de la salle :	66
7.5.2 Méthodologie de calcul :	67
7.5.3 Calcul des apports thermiques :.....	67
Conclusion :.....	70
Conclusion General	56
Références bibliographiques.....	56

Introduction Générale

Introduction Générale

Les appareils modernes d'imagerie et de traitement médical comptent parmi les technologies les plus importantes utilisées dans les établissements de santé, en raison de la grande précision qu'ils offrent en matière de diagnostic et de l'efficacité des traitements qu'ils permettent, notamment dans des domaines sensibles tels que la radiothérapie et l'imagerie médicale. Ces appareils reposent sur des systèmes électroniques et mécaniques complexes qui fonctionnent en continu dans des conditions d'exploitation précises, ce qui les rend vulnérables à l'élévation des températures résultant d'une utilisation intensive et d'une forte consommation d'énergie. D'où l'importance des systèmes de refroidissement et de climatisation, qui constituent un élément essentiel pour garantir la stabilité des performances, protéger les composants internes et préserver la qualité des services médicaux fournis.

Tout dysfonctionnement ou baisse d'efficacité du système de refroidissement au sein des appareils médicaux peut entraîner une élévation anormale de la température, ce qui affecte négativement la précision des résultats, augmente le risque de pannes techniques et peut provoquer l'arrêt de l'appareil, avec des conséquences directes sur la sécurité des patients et la continuité des services de santé. La surveillance thermique de ces systèmes est ainsi devenue une nécessité technique et scientifique, en particulier avec le développement croissant des techniques modernes d'imagerie et de traitement médical.

Dans ce contexte, les techniques de surveillance thermique sont apparues comme un moyen efficace d'évaluer la qualité des systèmes de refroidissement et de climatisation, permettant la détection précoce des zones présentant une élévation thermique anormale et l'analyse de la distribution de la chaleur à l'intérieur de l'appareil sans qu'il soit nécessaire de l'arrêter. Ces techniques contribuent également à améliorer les opérations de maintenance préventive et à accroître l'efficacité des appareils médicaux.

La problématique de cette étude s'articule autour de la question principale suivante:

Dans quelle mesure les systèmes de refroidissement et de climatisation contribuent-ils à garantir un fonctionnement thermique optimal de l'appareil de radiothérapie, et comment les techniques de surveillance thermique peuvent-elles aider à évaluer leur efficacité et à détecter d'éventuels dysfonctionnements?

Pour répondre à cette problématique, le travail a été divisé en une partie théorique traitant des concepts fondamentaux relatifs aux appareils médicaux, aux systèmes de refroidissement et à la surveillance thermique, et une partie pratique s'appuyant sur une étude de terrain et une analyse thermique d'un appareil de radiothérapie au sein de l'établissement hospitalier.

Introduction Générale

Ce travail est organisé en trois chapitres:

Chapitre 1 : présente une vue d'ensemble des appareils d'imagerie médicale et de radiothérapie, en abordant leurs types, leurs principes de fonctionnement et leurs caractéristiques thermiques.

Chapitre 2 : traite des concepts fondamentaux du transfert de chaleur, des systèmes de refroidissement et de climatisation utilisés dans les environnements médicaux, ainsi que des normes internationales régissant le contrôle thermique.

Chapitre 3 : présente l'étude pratique menée au service de radiothérapie de l'hôpital Mohamed Boudiaf d'Ouargla, comprenant les mesures par caméra thermique, l'analyse énergétique et l'évaluation des performances du système de refroidissement de l'accélérateur linéaire Elekta

Chapitre 1

Principes du refroidissement
et de la climatisation.

1.Introduction :

L'évolution rapide des technologies d'imagerie médicale repose sur des équipements sophistiqués intégrant des composants sensibles aux variations thermiques, faisant de la gestion thermique un facteur déterminant pour leur performance, fiabilité et sécurité. Les systèmes de refroidissement et de climatisation jouent un rôle central dans le maintien des conditions opérationnelles requises. Une élévation incontrôlée de la température peut entraîner une dérive des paramètres électroniques, une dégradation de la qualité des images ou des pannes critiques.

À l'inverse, un système de refroidissement optimisé assure la stabilité fonctionnelle des appareils, prolonge leur durée de vie et réduit les coûts de maintenance.

1.1. Bases de la thermodynamique appliquée :

La thermodynamique étudie les échanges d'énergie entre un système et son environnement, constituant la base scientifique des systèmes de refroidissement médicaux.

Le premier principe, la conservation de l'énergie, établit les bilans thermiques des systèmes frigorifiques, garantissant l'évacuation efficace de la chaleur produite. Le second principe explique que la chaleur se transfère naturellement du chaud vers le froid, justifiant l'utilisation d'un compresseur pour forcer le transfert inverse et définissant les limites de performance des installations.

Dans les équipements d'imagerie médicale, ces lois sont essentielles pour concevoir des systèmes maintenant une température stable malgré les fortes charges thermiques, assurant ainsi la protection des composants sensibles, la stabilité des mesures et la continuité du fonctionnement clinique.

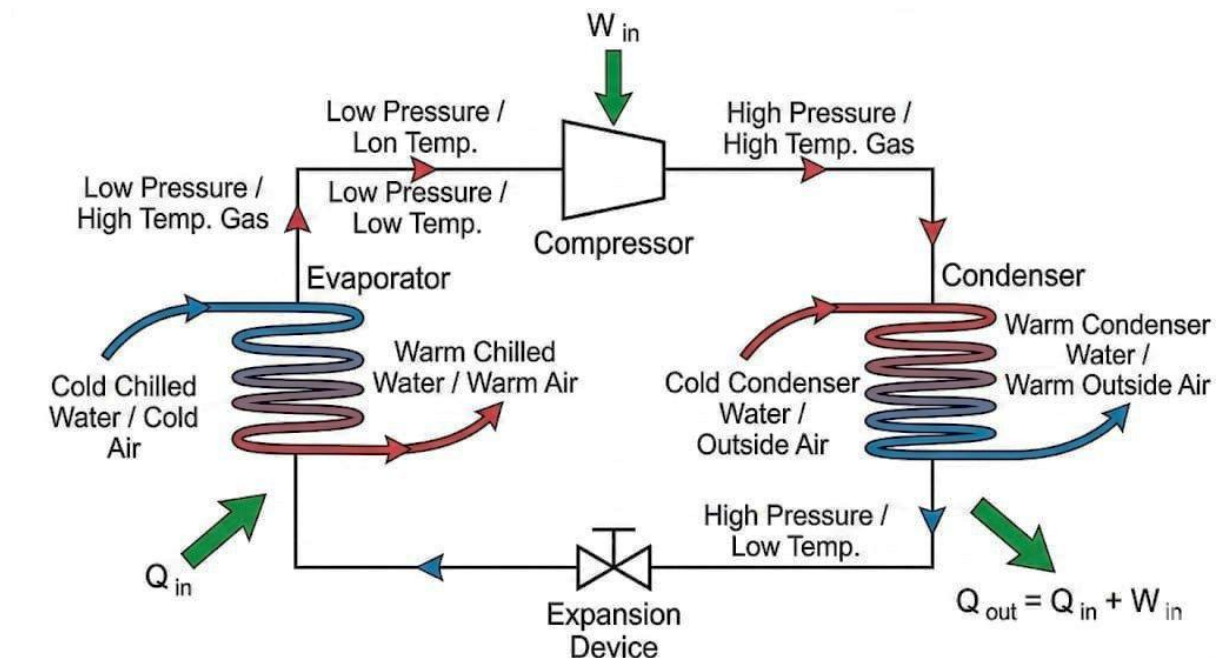


FIGURE 1.1: CYCLE FRIGORIFIQUE ILLUSTRANT LES PRINCIPES DE L THERMODYNAMIQUE APPLIQUES A L'EVACUATION DE LA CHALEUR DANS LES SYSTEMES DE REFROIDISSEMENT DES EQUIPEMENTS MEDICAUX.

1.2. Transfert thermique :

Le transfert thermique désigne le déplacement de la chaleur d'une zone à haute température vers une zone à température plus faible. Dans les systèmes médicaux, la maîtrise des transferts thermiques est indispensable pour éviter les surchauffes et assurer la fiabilité des équipements. Les échanges thermiques se produisent selon trois mécanismes fondamentaux : la conduction, la convection et le rayonnement. (Incropera, 2011).

1.2.1. La conduction thermique :

La conduction est le transfert de chaleur à travers un matériau solide sans déplacement de matière. Dans les équipements médicaux, les métaux comme le cuivre et l'aluminium, grâce à leur forte conductivité thermique, transfèrent efficacement la chaleur des composants électroniques vers les plaques de refroidissement ou les échangeurs thermiques. Une mauvaise conduction peut provoquer une accumulation locale de chaleur et détériorer les composants sensibles.

1.2.2. La convection thermique :

La convection correspond au transfert de chaleur entre une surface et un fluide en mouvement, tel que l'air ou un liquide de refroidissement. Elle peut être naturelle lorsque le mouvement du fluide est provoqué par les différences de densité dues à la température, ou forcée lorsqu'un ventilateur ou une pompe assure la circulation du fluide.

Dans les systèmes de climatisation hospitaliers, la convection forcée est la méthode la plus utilisée pour maintenir des températures stables dans les salles techniques et les équipements médicaux. Les ventilateurs, les climatiseurs et les circuits de refroidissement liquide assurent une évacuation rapide de la chaleur générée par les appareils.

1.2.3. Le rayonnement thermique :

Le rayonnement thermique est un transfert d'énergie sous forme d'ondes électromagnétiques, sans contact direct entre les corps. Tous les objets dont la température est supérieure au zéro absolu émettent un rayonnement thermique. Bien que ce mécanisme soit généralement moins important que la conduction et la convection dans les équipements médicaux, il peut devenir significatif dans les espaces confinés ou dans les environnements à haute température.

L'imagerie thermique infrarouge exploite précisément ce principe en détectant le rayonnement émis par les surfaces afin d'évaluer leur température. Cette technique permet de repérer les zones de surchauffe et d'analyser les performances des systèmes de refroidissement sans contact direct avec les équipements. (Incropera, 2011).

Cycle frigorifique d'une pompe à chaleur

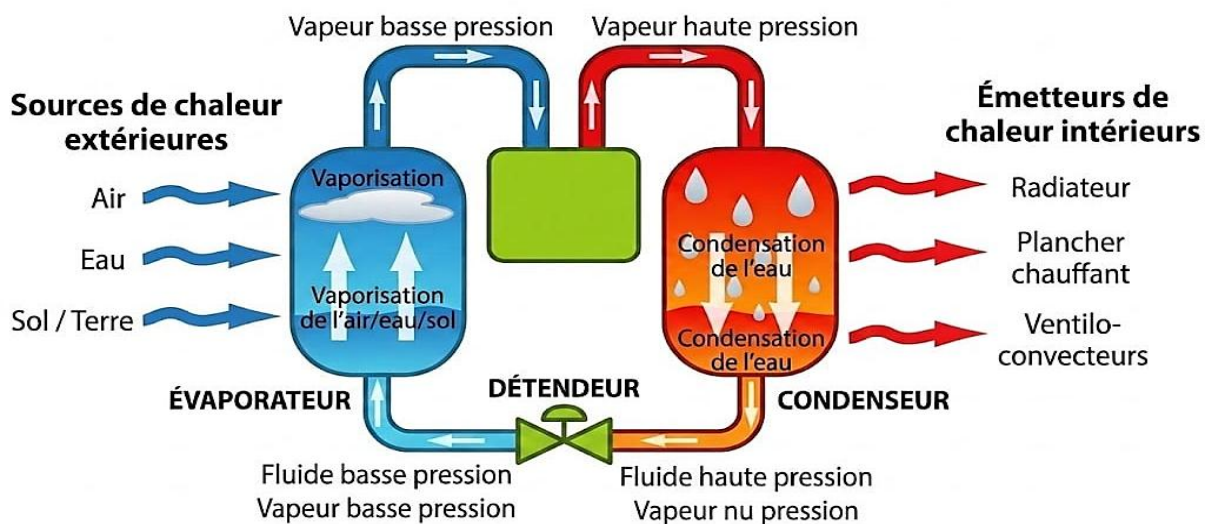


Figure 1.2 : Exemple de transfert de chaleur intervenant dans des composants mécaniques

1.3. Production de froid et cycles frigorifiques :

La production de froid consiste à extraire la chaleur d'un milieu afin d'en abaisser la température. Dans les établissements hospitaliers, les systèmes frigorifiques jouent un rôle essentiel dans le refroidissement des équipements médicaux, la climatisation des salles techniques et le maintien de conditions environnementales stables.

Le procédé le plus utilisé est le cycle frigorifique à compression de vapeur. Ce système fonctionne grâce à un fluide frigorigène circulant dans un circuit fermé composé de quatre éléments principaux : le compresseur, le condenseur, le détendeur et l'évaporateur.

1.3.1. Compression :

Le compresseur aspire le fluide frigorigène à basse pression et augmente sa pression ainsi que sa température. Cette étape nécessite un apport d'énergie mécanique ou électrique. Le fluide devient alors un gaz chaud sous haute pression.

1.3.2. Condensation :

Le gaz chaud traverse ensuite le condenseur où il libère sa chaleur vers l'environnement extérieur. En perdant son énergie thermique, le fluide se condense et devient liquide tout en restant sous haute pression.

1.3.3. Détente :

Le fluide liquide passe ensuite par un détendeur qui réduit brusquement sa pression. Cette diminution provoque une chute importante de la température du fluide frigorigène.

1.3.4. Évaporation :

Dans l'évaporateur, le fluide absorbe la chaleur de l'équipement ou du local à refroidir, s'évapore et retourne à l'état gazeux, permettant ainsi la continuité du cycle. Certaines applications médicales utilisent également des modules thermoélectriques basés sur l'effet Peltier pour un refroidissement précis et localisé des composants sensibles. Les performances des systèmes frigorifiques dépendent du type de fluide frigorigène, du rendement du compresseur, des conditions ambiantes et de la qualité de la maintenance. Une mauvaise gestion thermique entraîne une augmentation de la consommation énergétique et une réduction de la durée de vie des équipements

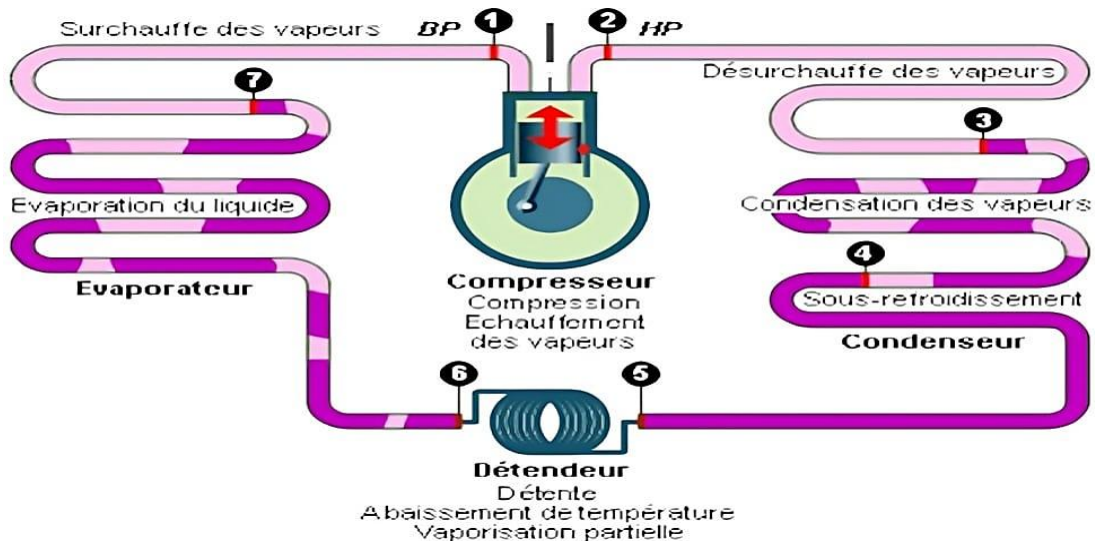


Figure 1.3 : CYCLE FRIGORIFIQUE ELEMENTAIRE

1.4. Notions de charge thermique :

La charge thermique d'un équipement ou d'une salle d'imagerie correspond à la quantité totale de chaleur à évacuer pour maintenir une température stable. Elle inclut les apports internes (composants, éclairage, présence humaine) et externes (échanges avec l'environnement).

2. Types de systèmes de refroidissement utilisés :

Les systèmes de refroidissement sont essentiels pour garantir la stabilité thermique, les performances et la durée de vie des équipements médicaux. Ce chapitre présente les principales technologies utilisées en milieu médical : systèmes passifs et actifs, climatisation centralisée et décentralisée, et refroidissement liquide et cryogénique, indispensables aux équipements de haute technologie tels que les IRM et les tubes à rayons X.

2.1. Refroidissement passif :

Le refroidissement passif dissipe la chaleur sans alimentation énergétique externe, en exploitant la conduction, la convection naturelle et le rayonnement thermique. Grâce à sa simplicité, sa fiabilité et son faible coût de maintenance, il est largement utilisé dans les équipements médicaux électroniques de faible ou moyenne puissance thermique.

2.1.1. Dissipateurs thermiques :

Les dissipateurs thermiques sont des composants métalliques, généralement en aluminium ou en cuivre, conçus pour augmenter la surface d'échange thermique entre un élément chaud et l'air ambiant grâce à leur structure à ailettes. Dans les équipements médicaux, ils refroidissent les cartes électroniques, processeurs, alimentations et capteurs sensibles. Leur efficacité dépend de la surface d'échange, la géométrie des ailettes, le matériau utilisé et la circulation de l'air environnant.

2.1.2. Caloducs :

Les caloducs sont des dispositifs passifs très performants qui transfèrent la chaleur d'une zone chaude vers une zone froide grâce à l'évaporation et la condensation d'un fluide interne. Ils offrent une forte capacité de transfert thermique, une grande fiabilité et une faible consommation énergétique, sans pièces mobiles. Dans les systèmes médicaux, ils sont utilisés pour refroidir les composants électroniques compacts et sensibles dans les espaces limités.

2.1.3. Matériaux à haute conductivité thermique :

Certains matériaux spécifiques sont utilisés pour améliorer la dissipation thermique dans les équipements médicaux. Les plus courants sont :

- le cuivre
- l'aluminium
- le graphite
- certains composites thermoconducteurs.

Ces matériaux facilitent la propagation rapide de la chaleur vers les systèmes de refroidissement ou vers l'extérieur de l'équipement.

2.1.4. Limites du refroidissement passif :

Malgré ses avantages, le refroidissement passif possède certaines limites. Il est moins efficace pour les équipements produisant de fortes charges thermiques et dépend fortement des conditions ambiantes. Dans les systèmes médicaux à haute puissance, il est généralement utilisé comme complément aux systèmes de refroidissement actif.

2.2. Refroidissement actif :

Le refroidissement actif repose sur l'utilisation d'équipements mécaniques ou électromécaniques permettant de forcer le transfert de chaleur. Contrairement au refroidissement passif, ce système nécessite un apport énergétique externe pour fonctionner. Il est indispensable dans les dispositifs médicaux modernes générant d'importantes quantités de chaleur, notamment les scanners, les IRM et les accélérateurs linéaires.

2.2.1. Refroidissement par air forcé :

Le refroidissement par air forcé utilise des ventilateurs pour accélérer la circulation de l'air autour des composants chauds, améliorant ainsi l'évacuation de la chaleur par convection. Dans les équipements médicaux, il est utilisé pour les alimentations électriques, armoires électroniques, ordinateurs de contrôle et systèmes de traitement d'images. Simple à installer, peu coûteux et facile à maintenir, il présente néanmoins des inconvénients tels que la génération de bruit, l'accumulation de poussière et des limitations pour les fortes puissances thermiques.

2.2.2. Refroidissement liquide :

Le refroidissement liquide utilise un fluide caloporteur, généralement eau ou mélange eau-glycol, pour transporter la chaleur vers un échangeur thermique. Plus efficace que le refroidissement par air grâce à la capacité thermique élevée des liquides, il est utilisé dans les systèmes médicaux pour les tubes à rayons X, générateurs haute tension, lasers médicaux et équipements d'imagerie de forte puissance. Ses principaux avantages sont une excellente dissipation thermique, un contrôle précis de la température et une réduction des risques de surchauffe.

2.2.3. Échangeurs thermiques :

Les échangeurs thermiques permettent de transférer la chaleur entre deux fluides sans mélange direct. Ils sont essentiels dans les systèmes de refroidissement liquide et les installations hospitalières centralisées.

Les échangeurs peuvent être:

- À plaques
- Tubulaires
- À ailettes.

Ils assurent le maintien de températures stables dans les équipements sensibles.

2.2.4. Circuits frigorifiques autonomes :

Certains équipements médicaux disposent de systèmes frigorifiques intégrés capables de produire eux-mêmes le refroidissement nécessaire. Ces circuits autonomes utilisent généralement un cycle à compression de vapeur avec compresseur, condenseur, détendeur et évaporateur.

Ces systèmes offrent :

- Une autonomie thermique
- Une stabilité de fonctionnement
- Une meilleure protection des équipements.

2.3. Systèmes de climatisation centralisés et décentralisés :

Les systèmes de climatisation hospitaliers assurent le contrôle de la température, de l'humidité et de la qualité de l'air dans les salles médicales et techniques. Ils jouent un rôle majeur dans la stabilité thermique des équipements médicaux et dans le confort des patients et du personnel médical.

2.3.1. Systèmes centralisés :

Les systèmes centralisés utilisent une unité principale appelée centrale de traitement d'air (CTA) pour alimenter plusieurs zones ou salles à partir d'un réseau de distribution.

Ces systèmes assurent :

- Le contrôle de la température
- La filtration de l'air
- La régulation de l'humidité
- Le renouvellement de l'air.

Leurs avantages incluent :

- Une gestion centralisée
- Une meilleure efficacité énergétique
- Une maintenance simplifiée.

Cependant, une panne centrale peut affecter plusieurs zones simultanément.

2.3.2. Systèmes décentralisés :

Les systèmes décentralisés sont installés directement dans chaque salle ou équipement. Chaque unité fonctionne indépendamment et peut être réglée selon les besoins spécifiques de la zone.

Ils offrent :

- Une grande flexibilité
- Une meilleure redondance
- Une maintenance localisée.

Ces systèmes sont particulièrement adaptés aux salles nécessitant des conditions thermiques spécifiques ou une continuité de fonctionnement élevée.

2.3.3. Contrôle de l'humidité et filtration :

Dans les environnements médicaux, la climatisation ne se limite pas au refroidissement. Elle assure également :

- Le maintien d'un taux d'humidité adapté
- La réduction des contaminants
- La filtration des particules et micro-organismes.

Les filtres HEPA sont souvent utilisés dans les zones sensibles afin de garantir une qualité d'air optimale.

2.4. Refroidissement liquide et cryogénique :

Les systèmes de refroidissement liquide et cryogénique sont utilisés dans les équipements médicaux nécessitant une très grande stabilité thermique ou des températures extrêmement basses. Ces technologies sont particulièrement importantes dans les systèmes IRM et les équipements à haute puissance thermique.

2.4.1. Refroidissement liquide des tubes à rayons X :

Les tubes à rayons X génèrent une quantité importante de chaleur lors de leur fonctionnement. Afin d'éviter toute surchauffe, ils utilisent des circuits de refroidissement liquide permettant d'évacuer rapidement la chaleur produite par l'anode.

Les liquides de refroidissement circulent dans des échangeurs thermiques afin de maintenir une température stable et de protéger les composants internes du tube.

2.4.2. Refroidissement cryogénique des systèmes IRM :

Dans les appareils IRM, les aimants supraconducteurs doivent être maintenus à des températures extrêmement basses afin de conserver leurs propriétés physiques. Cette température est généralement proche de 4 Kelvin (-269 °C).

Le refroidissement est assuré par :

- De l'hélium liquide
- Des cryocoolers
- Des systèmes d'isolation thermique.

L'hélium liquide absorbe la chaleur autour de l'aimant et maintient les conditions nécessaires à la supraconductivité.

2.4.3. Risques liés au système cryogénique :

Une défaillance du système cryogénique peut provoquer un phénomène appelé « quench », correspondant à une perte brutale de supraconductivité accompagnée d'une évaporation rapide de l'hélium liquide.

Ce phénomène peut entraîner :

- Une augmentation rapide de la pression
- Des risques pour le personnel
- Un arrêt de l'équipement
- Des coûts de maintenance élevés.

2.4.4. Importance du contrôle thermique :

Le contrôle précis de la température dans les systèmes cryogéniques est essentiel pour :

- Assurer la stabilité du champ magnétique
- Garantir la qualité des images
- Protéger les composants sensibles
- Prolonger la durée de vie des équipements médicaux.

Les systèmes modernes intègrent souvent des capteurs thermiques et des dispositifs de surveillance permettant de détecter rapidement toute anomalie thermique.

Ainsi, le choix du système de refroidissement dépend des besoins thermiques des équipements, des contraintes techniques et des exigences de sécurité et de performance des installations médicales. Une gestion thermique efficace contribue non seulement à la protection des composants sensibles, mais également à l'amélioration de la fiabilité, de la précision et de la durée de vie des équipements médicaux.

3. Exigences thermiques des équipements d'imagerie médicale :

Les équipements d'imagerie médicale modernes reposent sur des technologies électroniques, électromécaniques et parfois cryogéniques particulièrement sensibles aux variations de température et d'humidité. Le maintien de conditions thermiques stables constitue donc un facteur essentiel pour garantir la qualité des images médicales, la sécurité des patients ainsi que la fiabilité et la durée de vie des équipements. Chaque modalité d'imagerie possède des exigences thermiques spécifiques selon sa puissance, ses composants internes et son mode de fonctionnement.

Ce chapitre présente les principales exigences thermiques et environnementales des équipements d'imagerie médicale, notamment l'imagerie par résonance magnétique (IRM), la tomodensitométrie (CT/Scanner), la radiologie numérique, la médecine nucléaire et l'échographie. Il met également en évidence l'importance du contrôle de la température, de l'humidité et de la surveillance environnementale dans les salles d'imagerie afin d'assurer des conditions optimales de fonctionnement et de prévenir les risques de défaillance thermique.

3.1. Imagerie par résonance magnétique (IRM) :

Les systèmes IRM imposent des exigences thermiques particulièrement strictes en raison de la présence d'aimants supraconducteurs et de bobines de gradient générant des pertes thermiques importantes. La stabilité thermique est essentielle pour garantir l'homogénéité du champ magnétique et la précision des signaux de résonance. Les salles IRM doivent maintenir

une température ambiante généralement comprise entre 20 et 22 °C, avec une humidité relative contrôlée afin de prévenir la condensation sur les composants sensibles.

Le système cryogénique à base d'hélium liquide assure le refroidissement de l'aimant ; toute défaillance peut provoquer un quench, entraînant une perte de supraconductivité et des risques techniques et sécuritaires.

3.1.1. Importance de la stabilité thermique :

La stabilité thermique est essentielle dans les systèmes IRM car toute variation de température peut modifier les propriétés des composants électroniques et perturber l'homogénéité du champ magnétique. Une instabilité thermique peut entraîner :

- Des artefacts sur les images ;
- Une diminution de la qualité diagnostique ;
- Des erreurs de calibration;
- Une baisse des performances du système.

Les salles IRM sont généralement maintenues à une température comprise entre 20 °C et 22 °C avec une humidité relative contrôlée afin d'éviter la condensation sur les composants sensibles.

3.1.2. Refroidissement cryogénique :

Le refroidissement des aimants supraconducteurs est assuré par un système cryogénique utilisant principalement de l'hélium liquide. Celui-ci permet de maintenir l'aimant à une température extrêmement basse, proche de 4 Kelvin (-269 °C), nécessaire à la supraconductivité.

Le système cryogénique comprend :

- Des réservoirs d'hélium liquide
- Des cryocoolers
- Des isolations thermiques
- Des capteurs de température et de pression.

3.1.3. Risque de quench:

Une défaillance du système cryogénique peut provoquer un phénomène appelé « quench », correspondant à une perte soudaine de supraconductivité. Cette situation entraîne une évaporation rapide de l'hélium liquide et une augmentation brutale de la pression.

Le quench peut provoquer :

- Un arrêt immédiat de l'équipement
- Des risques de sécurité
- Des coûts élevés de maintenance
- Une interruption des examens médicaux.

3.1.4. Climatisation des salles IRM :

Les salles IRM nécessitent également des systèmes de climatisation performants afin :

- De maintenir une température stable
- De limiter l'humidité
- De protéger les équipements électroniques
- D'assurer le confort des patients et du personnel.



Figure 1.4:Imagerie par résonance magnétique (IRM)

3.2. Tomodensitométrie (CT / Scanner) :

Les scanners produisent des charges thermiques élevées, principalement dues au tube à rayons X et aux générateurs haute tension. Le refroidissement du tube est crucial pour prévenir la surchauffe de l'anode et maintenir une qualité d'image constante. Les systèmes CT utilisent généralement un refroidissement liquide en circuit fermé, combiné à une climatisation de salle assurant une température stable pour les unités de traitement et les détecteurs.

3.2.1. Production de chaleur dans le tube à rayons X :

Le tube à rayons X constitue la principale source de chaleur dans les scanners. Lors de la production des rayons X, une grande partie de l'énergie électrique est transformée en chaleur au niveau de l'anode.

Cette chaleur excessive peut entraîner :

- Une détérioration du tube
- Une diminution des performances
- Des interruptions de fonctionnement
- Une réduction de la durée de vie de l'équipement.

3.2.2. Refroidissement liquide :

Pour évacuer efficacement la chaleur, les scanners utilisent généralement des circuits de refroidissement liquide fermés contenant de l'eau ou des mélanges glycolés.

Ces systèmes permettent :

- Une dissipation thermique rapide
- Une meilleure stabilité thermique
- Une protection du tube à rayons X
- Une amélioration de la continuité de service.

3.2.3. Climatisation des salles CT :

La climatisation des salles scanner est indispensable pour maintenir des conditions environnementales stables autour :

- Des détecteurs
- Des unités de traitement
- Des systèmes électroniques.

Une température excessive peut altérer la précision des détecteurs et provoquer des erreurs d'acquisition d'image.

3.2.4. Maintenance thermique :

Les systèmes CT nécessitent une surveillance régulière :

- De la température
- Du débit du liquide de refroidissement
- Des échangeurs thermiques
- Des alarmes de surchauffe.

Cette maintenance préventive réduit les risques de panne et améliore la fiabilité de l'équipement.



Figure 1.5:Tomodensitométrie (CT / Scanner)

3.3. Radiologie numérique et mammographie :

Les systèmes de radiologie numérique présentent des exigences thermiques modérées mais nécessitent une stabilité environnementale afin de garantir la fiabilité des détecteurs plans et des circuits électroniques. Une variation excessive de température peut affecter le bruit électronique et la sensibilité des capteurs, entraînant une dégradation du contraste et de la résolution spatiale.



Figure 1.6: Radiologie numérique et mammographie

3.4. Médecine nucléaire (TEP, SPECT):

Les équipements de tomographie par émission de positons (TEP) et de tomographie par émission monophotonique (SPECT) intègrent des détecteurs sensibles, souvent basés sur des photomultiplicateurs ou des capteurs à semi-conducteurs. Ces composants requièrent un contrôle thermique précis pour maintenir leur efficacité de détection et leur stabilité de gain. La climatisation des salles est également essentielle pour assurer le confort et la sécurité lors de la manipulation des radiopharmaceutiques.

3.5. Échographie médicale :

Les systèmes d'échographie génèrent des charges thermiques relativement faibles. Toutefois, les sondes ultrasonores peuvent s'échauffer lors d'une utilisation prolongée, ce qui nécessite une dissipation thermique adéquate pour garantir la sécurité du patient et la durabilité des transducteurs.

Tableau 1.1 : Exigences de contrôle thermique, environnemental et de surveillance dans les salles d'imagerie médicale

Critère	Valeurs / exigences recommandées	Importance technique
Température ambiante de fonctionnement	de 18 °C à 30 °C	Assurer le fonctionnement stable des composants électroniques et prévenir la surchauffe
Stabilité thermique	Température stable sans variations brusques	Éviter les erreurs d'étalonnage et la dégradation de la qualité des images
Humidité relative	de 20 % à 80 % (sans condensation)	Protection des circuits électroniques contre la condensation ou les décharges électrostatiques
Exposition au rayonnement solaire	Exposition directe interdite	Prévenir l'augmentation incontrôlée de la température à l'intérieur de la salle
Conformité de la salle	Vérification de la conformité de la salle aux exigences de fonctionnement	Garantir un environnement adapté au bon fonctionnement de l'équipement
Surveillance environnementale	Surveillance de la température et de l'humidité	Assurer la stabilité des conditions environnementales à long terme
Systèmes d'alarme	Installation recommandée de systèmes d'alarme thermique et hygrométrique	Détection précoce des anomalies environnementales
Impact du non-respect	Risque de détérioration de l'équipement ou d'annulation de la garantie	Impact négatif sur la sécurité de fonctionnement
Objectif opérationnel	Garantir la sécurité opérationnelle et prolonger la durée de vie de l'appareil	Réduction des pannes et amélioration de la fiabilité du système

4. Normes et spécifications thermiques approuvées :

4.1. Normes IEC et ISO :

Les normes de la Commission électrotechnique internationale (IEC), notamment la série IEC 60601, définissent les exigences générales de sécurité et de performance essentielle des équipements médicaux électriques, incluant des aspects liés à la gestion thermique.

Les normes ISO, telles que l'ISO 13485, encadrent les systèmes de management de la qualité des dispositifs médicaux et imposent des contrôles environnementaux pour garantir la conformité et la traçabilité.

4.2. Recommandations ASHRAE pour les environnements hospitaliers :

L'ASHRAE fournit des lignes directrices spécifiques pour la conception des systèmes HVAC dans les établissements de santé. Ces recommandations définissent les plages de température, d'humidité et de renouvellement d'air pour les salles d'imagerie, visant à assurer à la fois la performance des équipements et le confort des patients et du personnel.

4.3. Exigences des fabricants et conformité réglementaire :

Les fabricants d'équipements d'imagerie médicale fournissent des spécifications détaillées concernant les conditions environnementales admissibles pour leurs systèmes. Le respect de ces exigences est essentiel pour maintenir la validité des garanties, assurer la conformité réglementaire et prévenir les défaillances prématurées.

Conclusion :

La gestion thermique des équipements d'imagerie médicale est essentielle pour garantir leur fiabilité et sécurité. Les systèmes de refroidissement et de climatisation (HVAC) jouent un rôle central en maintenant des conditions thermiques stables, adaptées aux exigences spécifiques de chaque modalité d'imagerie. Le respect des normes internationales (IEC, ISO, AIEA) est indispensable pour éviter les pannes et garantir la sécurité. Une bonne conception et une surveillance continue permettent d'optimiser les performances et d'assurer un diagnostic fiable.

Chapitre 2

Techniques de surveillance
thermique et évaluation de la
qualité des systèmes de
refroidissement

Introduction :

La gestion thermique des dispositifs médicaux avancés, en particulier des équipements d'imagerie par résonance magnétique (IRM), est cruciale pour assurer la qualité des images et le bon fonctionnement. Les systèmes IRM subissent des niveaux élevés d'énergie électrique et magnétique, produisant de la chaleur qui peut nuire à des éléments délicats comme les aimants supraconducteurs, les bobines de gradient et les amplificateurs RF.

Les méthodes de surveillance thermique sont essentielles pour identifier rapidement les anomalies thermiques, évaluer l'efficacité des systèmes de refroidissement et de climatisation, et faciliter la maintenance préventive, garantissant ainsi la sécurité des équipements et des patients tout en améliorant les performances opérationnelles. Ce chapitre examine les notions essentielles de la surveillance thermique, ses outils, les principes de l'imagerie thermique, les critères d'évaluation de la qualité et son importance dans la maintenance préventive, en soulignant les applications IRM.

2.1 Le concept de surveillance thermique :

La surveillance thermique assure un suivi constant des températures dans les systèmes médicaux critiques, notamment les appareils IRM dont les aimants supraconducteurs nécessitent des températures très basses maintenues par refroidissement à l'hélium liquide. Grâce à des capteurs de mesure en continu, elle permet la détection rapide de toute variation thermique anormale, garantissant la stabilité du système et prévenant les pannes. Elle s'inscrit également dans une approche de maintenance préventive, en comparant les valeurs mesurées aux références établies afin de détecter les anomalies avant qu'elles ne deviennent critiques, assurant ainsi la performance des équipements et la sécurité des patients et du personnel.

2.1.1 La définition scientifique de la surveillance thermique :

La surveillance thermique est une démarche scientifique et méthodique qui consiste à mesurer, enregistrer et analyser, de manière continue ou périodique, la température et sa répartition dans un système donné. L'objectif est de comprendre et de maîtriser son comportement thermique. Ce procédé utilise diverses techniques physiques pour convertir les variations de température en signaux mesurables, via des capteurs de contact ou des technologies sans contact. Parmi ces méthodes, l'analyse du rayonnement infrarouge émis par les objets est particulièrement importante en métrologie moderne.

La surveillance thermique ne se limite pas à une mesure ponctuelle, mais englobe l'étude de l'évolution de la température dans le temps, en lien avec les conditions de

fonctionnement du système. Elle inclut également l'analyse des gradients thermiques et la détection des zones à température inégale, qui peuvent révéler un dysfonctionnement. Ces informations permettent d'évaluer les performances thermiques et d'appuyer des décisions techniques éclairées.

Cet outil analytique est essentiel dans de nombreuses applications industrielles et médicales. Il constitue aussi une base de données précieuse pour l'étude à long terme du comportement thermique des systèmes, contribuant ainsi à améliorer les stratégies de contrôle thermique et à diminuer le risque de défaillance.

2.1.2 L'importance de la surveillance thermique dans les dispositifs médicaux :

La surveillance thermique est primordiale dans les dispositifs médicaux, car elle garantit des conditions de fonctionnement stables pour les composants électroniques sensibles et assure la précision des diagnostics. Elle permet la détection précoce des hausses anormales de température, évitant ainsi toute détérioration ou dysfonctionnement, tout en maintenant le dispositif dans les limites thermiques définies par les normes médicales. Grâce à l'intégration de capteurs thermiques et d'unités d'analyse numérique, la surveillance en temps réel permet une intervention rapide et contribue à la maintenance prédictive. La surveillance thermique constitue donc un élément fondamental de la conception des dispositifs médicaux modernes, améliorant directement leur sécurité et leur efficacité opérationnelle.

2.1.3 La spécificité de la surveillance thermique dans les appareils d'imagerie par résonance magnétique (IRM) :

La surveillance thermique des appareils IRM est particulièrement complexe en raison de l'utilisation d'aimants supraconducteurs refroidis à l'hélium liquide, nécessitant des températures très basses. La moindre variation thermique peut provoquer une perte de supraconductivité et déclencher le phénomène de Quench. Des capteurs non magnétiques résistants aux interférences électromagnétiques sont donc indispensables pour assurer des mesures précises. Ces systèmes permettent une surveillance continue de la stabilité thermique et une détection précoce des dysfonctionnements, rendant le contrôle thermique des appareils IRM nettement plus exigeant que celui des autres dispositifs médicaux.

2.1.4 La relation entre la surveillance thermique et les systèmes de climatisation dans les salles d'IRM :

La surveillance thermique et les systèmes de climatisation des salles d'IRM sont étroitement liés et forment ensemble un système global de contrôle thermique. La climatisation régule la température et l'humidité de la salle, réduisant ainsi les influences thermiques externes sur le système de refroidissement interne. La surveillance thermique, quant à elle, analyse la

distribution de la chaleur, détecte les zones de ventilation insuffisante et évalue en continu l'efficacité de la climatisation. Cette coordination entre les deux systèmes garantit un équilibre thermique précis, réduit la consommation d'énergie, protège les composants sensibles et améliore la stabilité et les performances globales des appareils d'IRM.

2.2 Outils et techniques de mesure thermique :

2.2.1 Capteurs thermiques de contact :

Les capteurs thermiques de contact mesurent la température en atteignant l'équilibre thermique avec l'objet étudié, en exploitant la variation de propriétés physiques comme la résistance électrique ou la tension thermique. Les thermocouples, basés sur l'effet Seebeck, sont largement utilisés pour leur rapidité et leur large plage de mesure. Les capteurs RTD, notamment en platine, offrent une précision et une stabilité supérieures grâce à la relation quasi linéaire entre résistance et température. Les thermistances, quant à elles, présentent une grande sensibilité mais une plage de mesure limitée. Dans l'environnement IRM, ces capteurs doivent être fabriqués en matériaux non magnétiques et isolés des interférences électromagnétiques pour garantir la fiabilité des mesures.



Figure 2.1: Capteurs thermiques de contact

2.2.2 Mesure thermique sans contact (imagerie infrarouge) :

Les techniques de mesure thermique sans contact analysent le rayonnement infrarouge émis par les objets selon la loi de Stefan-Boltzmann, permettant de mesurer la température sans accès physique direct. Dans les systèmes de refroidissement des appareils IRM, les caméras thermiques déterminent la distribution thermique et détectent les points chauds indiquant un dysfonctionnement ou une efficacité de refroidissement insuffisante. Cette technique est également utilisée en maintenance prédictive par comparaison des images thermiques avec des références opérationnelles. Cependant, la précision des mesures dépend de facteurs tels que l'émissivité de la surface et les conditions environnementales, nécessitant un étalonnage rigoureux.

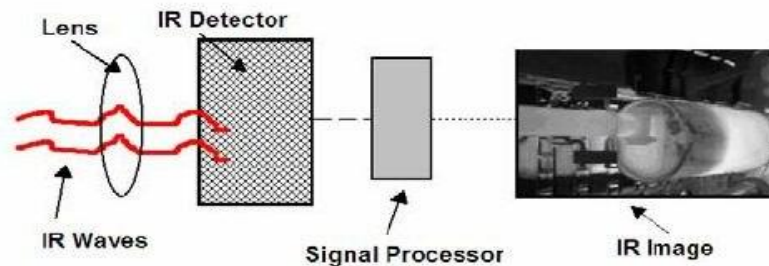


Figure 2.2 Les composants essentiels d'un système d'imagerie thermique.

2.2.3 Systèmes de surveillance thermique intégrés :

Les systèmes de surveillance thermique intégrés combinent capteurs thermiques et traitement numérique en temps réel pour analyser en continu les données de plusieurs points du système. Grâce à des algorithmes de détection, ils identifient précocement tout comportement thermique anormal. Dans les appareils IRM, ces systèmes surveillent les performances du refroidissement à l'hélium liquide avec une grande précision pour maintenir la supraconductivité de l'aimant. Ils améliorent également l'efficacité opérationnelle par le contrôle dynamique des compresseurs et échangeurs de chaleur, tout en soutenant la maintenance prédictive et en réduisant les risques de pannes soudaines..

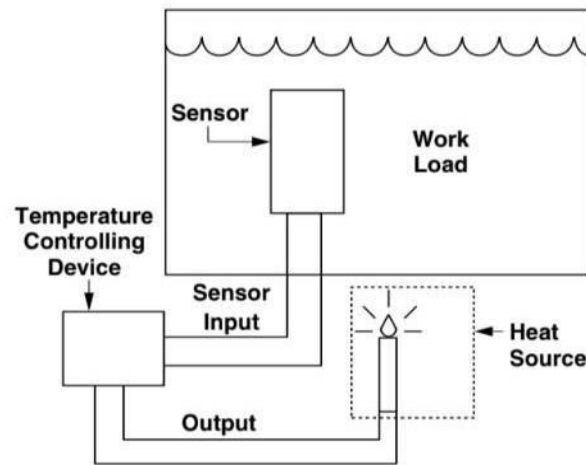


Figure 2.3: un système thermique simple

2.3 Un système thermique simple Principes de l'imagerie thermique :

2.3.1 Fondements physiques de l'imagerie thermique :

L'imagerie thermique repose sur le principe que tout corps émet un rayonnement infrarouge proportionnel à sa température, selon les lois de Planck et de Stefan-Boltzmann. Les caméras thermiques captent ce rayonnement et le convertissent en images numériques représentant la distribution thermique en surface, permettant une analyse non invasive des phénomènes thermiques. Dans le domaine médical, cette technique est utilisée pour surveiller les variations thermiques liées à la circulation sanguine ou aux processus inflammatoires, constituant ainsi un outil d'aide au diagnostic.

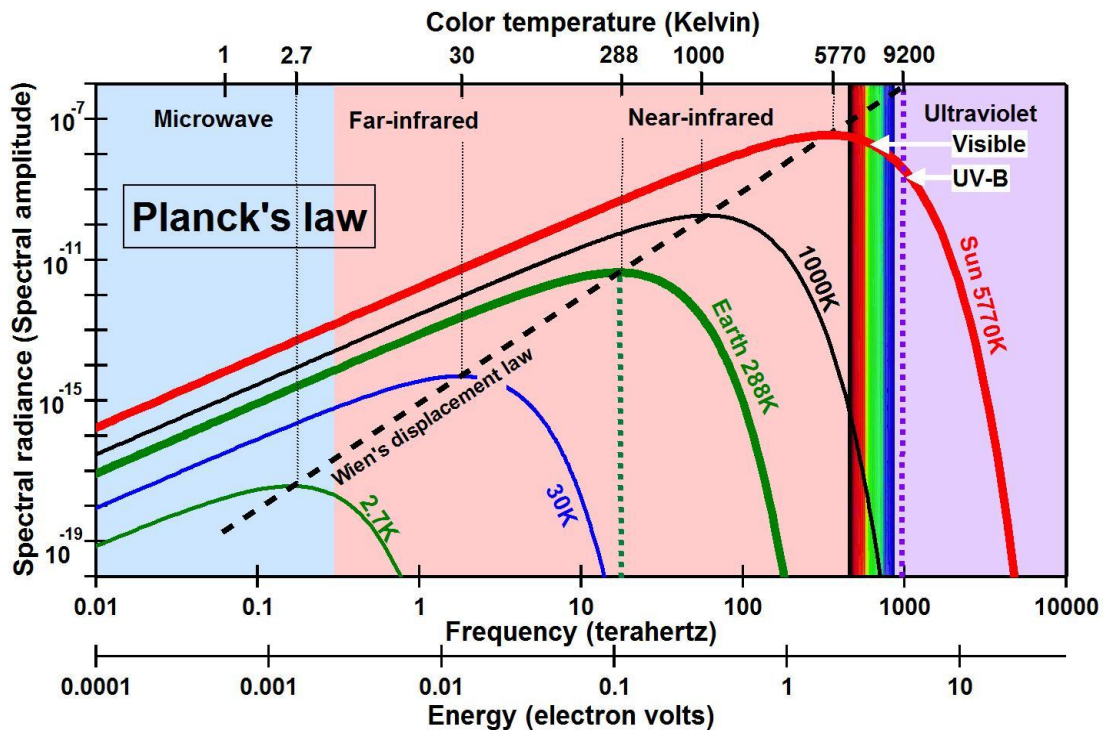


Figure 2.4 : Courbes du rayonnement du corps noir selon la loi de Planck, illustrant la distribution spectrale de l'énergie en fonction de la température.

2.3.2 Limites techniques de l'imagerie thermique dans un environnement IRM :

L'imagerie thermique se heurte à plusieurs limites techniques lorsqu'elle est utilisée dans un environnement d'IRM, en raison de la présence d'un champ magnétique puissant et de fréquences radioélectriques élevées qui entraînent des interférences électromagnétiques affectant la précision des mesures. De plus, de nombreux capteurs traditionnels ne sont pas compatibles avec l'environnement IRM, car ils sont affectés par le champ magnétique ou provoquent une distorsion des images. Par ailleurs, l'imagerie thermique se limite à la mesure de la température superficielle, alors que dans les appareils IRM, les variations thermiques sont souvent internes, résultant de l'absorption d'énergie électromagnétique. C'est pourquoi on s'appuie sur des techniques plus adaptées à cet environnement, telles que la thermométrie par résonance magnétique, en particulier la méthode du décalage de fréquence de résonance protonique (PRF).

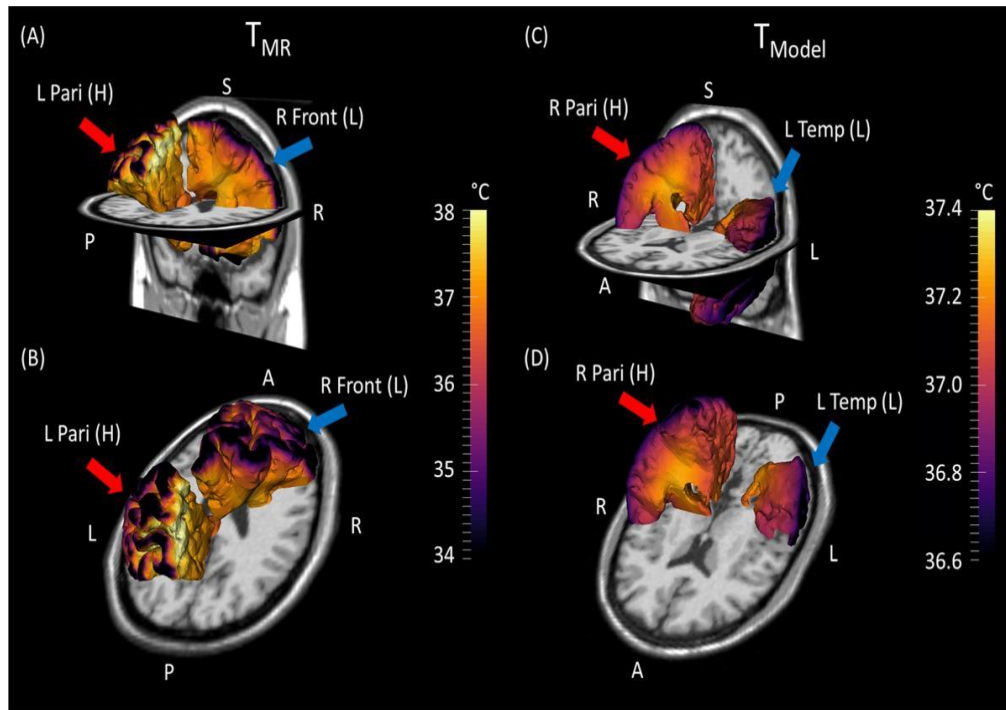


Figure 2.5 : Comparaison entre la thermographie infrarouge, limitée à la température superficielle, et la thermométrie par IRM basée sur le décalage de fréquence de résonance protonique (PRF), permettant une mesure thermique interne précise.

2.3.3 Applications de l'imagerie thermique dans les systèmes de réfrigération et de climatisation :

L'imagerie thermique est largement utilisée dans l'analyse des systèmes de réfrigération et de climatisation, car elle permet de détecter précocement les défaillances en identifiant les zones présentant une élévation anormale de la température, telles que les compresseurs ou les échangeurs de chaleur. Elle contribue également à évaluer la distribution de l'air froid au sein des systèmes, ce qui permet d'améliorer l'efficacité du refroidissement et de garantir la stabilité des conditions thermiques, en particulier dans les environnements sensibles tels que les salles d'IRM. De plus, cette technique est utilisée pour améliorer l'efficacité énergétique en détectant les points de perte de chaleur ou les faiblesses d'isolation, ainsi que dans les applications de maintenance prédictive visant à réduire les pannes soudaines et à prolonger la durée de vie des équipements.



Figure 2.6.:Inspection thermique d'un système de réfrigération et de climatisation (HVAC) montrant la détection des anomalies, la distribution thermique et l'optimisation de l'efficacité énergétique.

2.4 Normes et indicateurs pour évaluer la qualité thermique :

2.4.1 Normes internationales approuvées :

L'évaluation de la qualité thermique dans les systèmes médicaux repose sur des normes internationales clés : l'ISO définit les méthodes d'étalonnage et de contrôle des appareils de mesure thermique, la CEI 60601 évalue la sécurité des appareils médicaux électriques dont les IRM, et l'ASHRAE établit les conditions de performance des systèmes de refroidissement et de ventilation. Ces normes harmonisent les méthodes de mesure, réduisent les erreurs et garantissent la conformité aux exigences de sécurité, notamment dans les systèmes de refroidissement à l'hélium des appareils IRM, où tout écart thermique impacte directement la stabilité et les performances globales du système.

Tableau 2.1: Principales normes internationales relatives à la surveillance thermique et à la sécurité des systèmes médicaux

Organisation	Norme / Référence	Domaine d'applic ation	Objectif principal
International Organization for Standardization	-ISO 80601-2 56	Thermo mètres médicaux	Garantir la précision de la mesure de la température
International Organization for Standardization	ISO 13485	Dispositi fs médicaux	Système de gestion de la qualité des dispositifs médicaux
International Electrotechnical Commission	IEC 60601-1	Sécurité des appareils médicaux électriqu es	Garantir la sécurité électrique et le bon fonctionnement
International Electrotechnical Commission	-IEC 60601-2 33	IRM	Exigences de sécurité relatives aux appareils d'imagerie par résonance magnétique
ASHRAE	ASHRAE 170	Ventilati on des établis sements de santé	Contrôle de la qualité de l'air et de la température
ASHRAE	ASHRAE Handbook	HVAC	Amélioration de l'efficacité du refroidissement et de la climatisation

2.4.2 Principaux indicateurs thermiques :

L'évaluation des performances thermiques repose sur plusieurs indicateurs complémentaires. La différence de température (ΔT) mesure l'efficacité du transfert de chaleur entre deux points du système, tandis que le coefficient de stabilité thermique évalue la capacité du système à maintenir une température constante dans le temps. Le flux thermique et le taux de transfert thermique reflètent l'efficacité du refroidissement, et le temps de réponse thermique exprime la rapidité de réaction du système aux variations thermiques. Utilisés conjointement, ces indicateurs fournissent une image globale des performances thermiques et permettent la détection précoce des dysfonctionnements susceptibles d'entraîner une baisse d'efficacité ou des pannes.

Courbe de la loi de refroidissement (Newton)

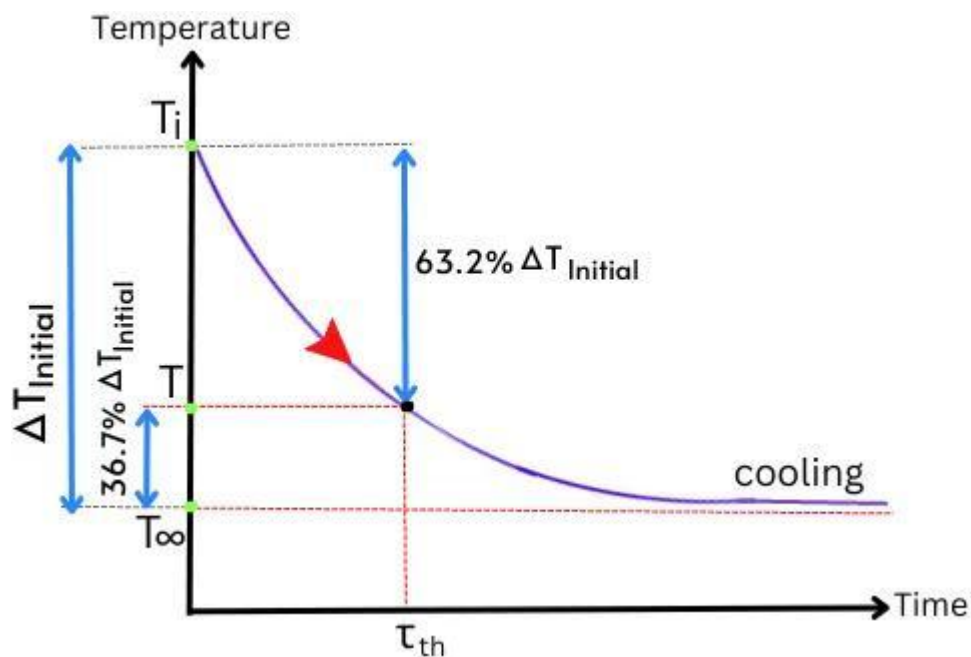


Figure 2.7 : Courbe de refroidissement montrant l'évolution de la température au cours du temps pour évaluer la réponse thermique et la stabilité du système.

2.4.3 Relier les indicateurs thermiques aux composants des appareils IRM :

L'évaluation des indicateurs thermiques est adaptée à chaque composant des appareils IRM. Le coefficient de stabilité thermique surveille la température de l'hélium liquide pour maintenir la supraconductivité des aimants. La différence de température (ΔT) évalue l'efficacité des échangeurs de chaleur et détecte toute dégradation des performances. Les indicateurs de flux thermique surveillent les compresseurs et systèmes de refroidissement mécaniques, tandis que le temps de réponse thermique vérifie l'adaptabilité des systèmes électroniques aux variations soudaines. Ce couplage entre indicateurs et composants améliore

la maintenance prédictive en identifiant précisément la source des dysfonctionnements avant qu'ils n'évoluent en pannes majeures, notamment dans un environnement à champs magnétiques puissants et exigences thermiques strictes.

Schéma : Indicateurs thermiques et composants IRM

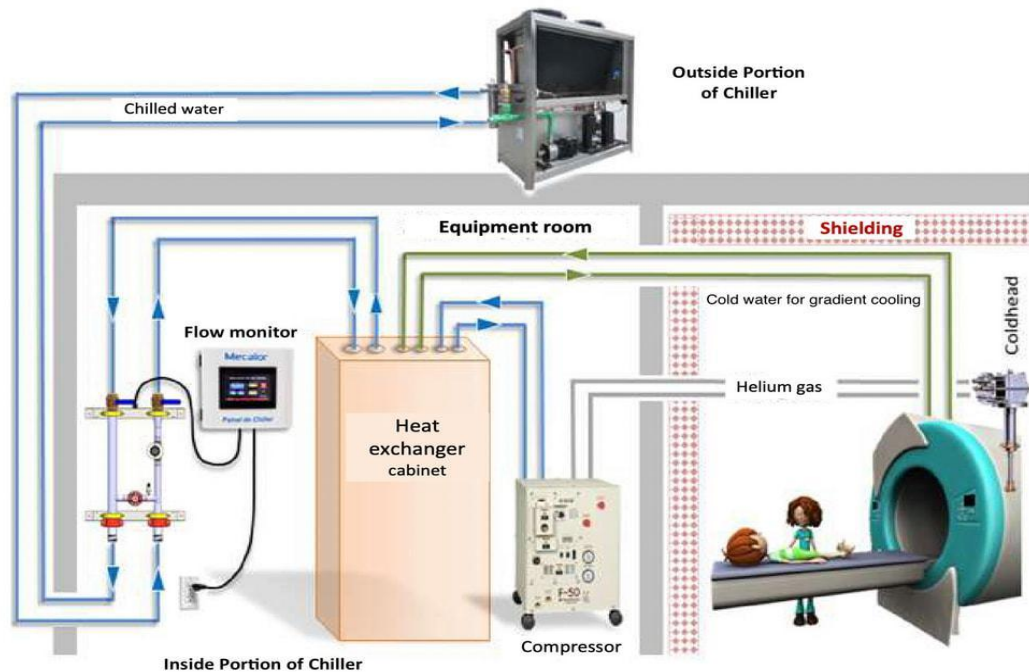


Figure 2.8: Schéma d'un système IRM illustrant les composants principaux et leurs indicateurs thermiques associés.

2.5 Le rôle de la surveillance thermique dans la maintenance préventive :

2.5.1 Le concept de maintenance préventive thermique :

La maintenance préventive thermique anticipe les défaillances en analysant le comportement thermique des équipements, contrairement à la maintenance corrective qui intervient après la panne. Par une surveillance continue des paramètres thermiques, elle détecte précocement les anomalies telles que les défauts de refroidissement, les pertes d'efficacité énergétique ou la dégradation des composants. Les techniques de mesure thermique, par contact ou par imagerie infrarouge, transforment ces phénomènes en données exploitables, intégrées dans des systèmes numériques pour l'analyse en temps réel et le développement de modèles prédictifs. Cette approche réduit les coûts d'intervention, améliore la fiabilité des installations et prolonge leur durée de vie, s'imposant ainsi comme une composante essentielle des stratégies modernes de maintenance industrielle et biomédicale.

2.5.2 La surveillance thermique avant et après la maintenance :

La surveillance thermique avant et après maintenance repose sur une démarche comparative en deux étapes. Avant l'intervention, une analyse thermique identifie les zones critiques présentant des anomalies telles que des points chauds, des distributions hétérogènes ou des obstructions dans les circuits de refroidissement, constituant ainsi une référence de base. Après la maintenance, les mêmes mesures sont reproduites dans des conditions similaires pour évaluer l'efficacité des actions correctives, notamment la réduction des points chauds et l'amélioration de l'homogénéité thermique. L'imagerie infrarouge joue un rôle fondamental dans cette approche en fournissant une visualisation précise de la distribution thermique, permettant de valider la qualité de la maintenance et d'optimiser les stratégies futures.

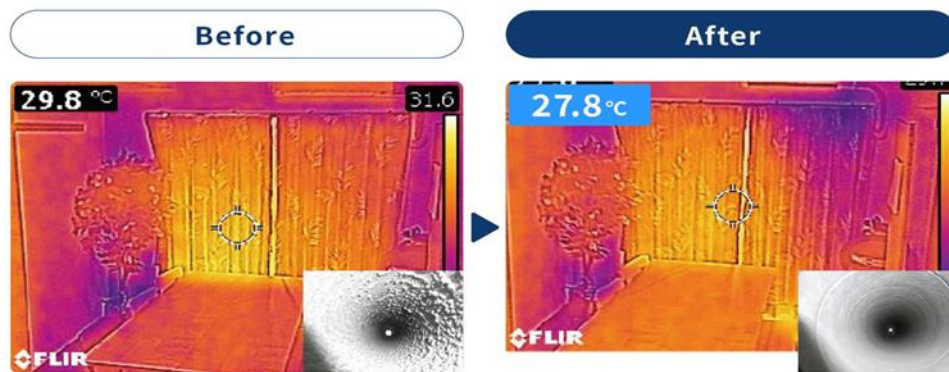


FIGURE 2.9 : COMPARAISON PAR IMAGERIE THERMIQUE AVANT ET APRES MAINTENANCE, MONTRANT LA REDUCTION DES POINTS CHAUDS ET L'AMELIORATION DE L'HOMOGENEITE THERMIQUE DU SYSTEME.
FLIR Systems / Testo – Thermal inspection before and after maintenance

2.5.3 L'effet de la surveillance thermique sur la continuité de fonctionnement des appareils IRM :

La surveillance thermique est déterminante pour la continuité de fonctionnement des appareils IRM, dont les aimants supraconducteurs nécessitent des conditions thermiques strictement contrôlées par refroidissement à l'hélium liquide. Toute variation thermique, même minime, peut provoquer un phénomène de « quench » et entraîner un arrêt brutal de l'équipement. La surveillance continue des données thermiques permet de détecter précocement les anomalies, de maintenir des conditions de fonctionnement stables et d'optimiser la gestion énergétique. Intégrée dans une stratégie de maintenance prédictive, elle renforce la fiabilité des équipements, réduit les temps d'arrêt et assure la disponibilité et la performance des systèmes IRM en environnement médical.

Conclusion

Les techniques de surveillance thermique se sont révélées efficaces pour évaluer et contrôler les systèmes de refroidissement et de climatisation des dispositifs médicaux sensibles. Grâce à la combinaison de capteurs de précision et d'imagerie thermique, il devient possible de détecter précocement les dysfonctionnements avant qu'ils n'affectent le système, réduisant ainsi les risques de panne et les coûts de maintenance. Dans le contexte médical, notamment pour les systèmes d'imagerie tels que l'IRM, la surveillance thermique s'impose comme un élément central des stratégies de maintenance préventive, garantissant la fiabilité, la sécurité et la continuité de service des équipements.

Chapitre 3

Évaluation thermique et énergétique du système de refroidissement

1. Introduction :

Le contrôle thermique des appareils médicaux est crucial pour leurs performances et leur fiabilité, notamment pour les équipements de haute sensibilité. Les systèmes de refroidissement et de climatisation protègent les composants internes contre les élévations de température susceptibles de causer des défaillances.

Ce chapitre présente une évaluation expérimentale de ces systèmes sur un appareil médical spécifique, basée sur :

- Des images thermiques
- L'analyse de la répartition des températures
- L'étude de la ventilation et de la stabilité thermique en fonctionnement

Il décrit le lieu, l'appareil, la méthodologie et les outils de mesure. Les résultats expérimentaux sont analysés et comparés aux normes de référence afin de détecter les déséquilibres thermiques, d'évaluer l'efficacité du système, et de proposer des améliorations pratiques pour la performance et la sécurité.

1.1 Présentation du lieu de l'étude et de l'équipement médical

1.1.1 Lieu de l'étude :

Cette étude appliquée a été menée au sein du service de radiothérapie de l'hôpital Mohamed Boudiaf, un service spécialisé dans le traitement des tumeurs cancéreuses à l'aide de techniques modernes de radiothérapie.



Figure 3.1 : l'hôpital Mohamed Boudiaf

Le service dispose d'un ensemble d'équipements médicaux et techniques de pointe qui nécessitent des conditions de fonctionnement précises et stables, notamment sur le plan thermique, afin de garantir la sécurité des patients et la qualité de la radiothérapie.

1.1.1.1 Le service comprend :

Une salle de radiothérapie. Une salle de contrôle et de surveillance. Des systèmes de climatisation et de ventilation spécifiques. Des équipements de radioprotection. Des systèmes de surveillance et de contrôle électroniques.

La salle de radiothérapie a également été conçue conformément aux normes de radioprotection ; elle est dotée de murs épais anti-radiations et d'une porte automatique de protection contre les rayonnements, fabriquée par la société française DIB Production, conforme à la norme européenne EN 13241-1, et vise à garantir la protection contre les rayonnements et à empêcher toute fuite de rayonnements hors de la salle de traitement, tout en offrant un système de sécurité intégré lié au fonctionnement de l'accélérateur linéaire et comprenant généralement :

Des couches de plomb ou de matériaux à haute densité, un système d'ouverture et de fermeture électrique, des capteurs de sécurité, ainsi qu'un système de climatisation qui maintient la température et l'humidité à un niveau stable à l'intérieur de la salle.

Dimensions de la salle de traitement

- Longueur : 10.56m
- Largeur : 8.83m
- Hauteur : 2.47m



Figure 3.2 : salle de radiothérapie

1.2. Présentation de l'appareil médical :

L'étude a été réalisée sur l'accélérateur linéaire Elekta équipé du système d'imagerie radiologique iViewGT, un appareil de pointe utilisé pour le traitement des tumeurs cancéreuses à l'aide de faisceaux de rayonnement à haute énergie dirigés avec précision vers la zone touchée.

L'appareil a été fabriqué par la société Elekta, tandis que le système iViewGT a été fabriqué au Royaume-Uni (Made in Great Britain).

L'appareil a été installé au sein du service de radiothérapie de l'hôpital Mohamed Boudiaf en 2021.

L'appareil repose sur la technologie de l'accélérateur linéaire (Linear Accelerator), qui accélère les électrons à l'aide d'ondes électromagnétiques à haute fréquence, puis les transforme en rayons X thérapeutiques utilisés pour traiter les tumeurs avec une grande précision tout en réduisant l'impact des rayons sur les tissus sains.

Le système iViewGT est un élément essentiel de l'appareil, car il sert à capturer des images radiographiques numériques pendant les séances de traitement afin de :

- Vérifier le positionnement du patient.
- S'assurer de la précision du guidage du faisceau de rayonnement.
- Comparer les images de traitement avec celles de la planification thérapeutique.
- Améliorer la qualité de la radiothérapie.

L'appareil prend également en charge des techniques thérapeutiques modernes telles que :

IGRT ; IMRT ; VMAT



Figure3.3 : accélérateur linéaire Elekta

2.Principaux composants de l'appareil :

- **a) Accélérateur linéaire** : génère le faisceau de rayonnement thérapeutique (source d'électrons, tube d'accélération, micro-ondes, systèmes de guidage).
- **b) Système d'imagerie iViewGT** : panneau de détection numérique thermosensible, bras mécanique, traitement d'images, communications numériques.
- **c) Système de refroidissement et de climatisation** : maintient la température à l'aide de ventilateurs, d'unités de climatisation, d'échangeurs thermiques et de capteurs de température.
- **d) Unité de contrôle électronique** : ordinateurs, cartes électroniques, pilotes, systèmes d'alarme et de protection.

3.Importance de la stabilité thermique :

Une température élevée entraîne une dégradation de l'image, des erreurs d'étalonnage, une baisse de la précision de positionnement et de l'efficacité du traitement, ainsi qu'une réduction de la durée de vie. Les appareils Elekta reposent sur un refroidissement précis et une surveillance thermique continue.

4.Importance du système de refroidissement et de climatisation :

Le système de refroidissement et de climatisation est un élément essentiel des appareils Elekta, car il contribue à protéger les composants électroniques sensibles contre les dommages causés par la chaleur, tout en aidant à maintenir la stabilité de l'appareil et à garantir son fonctionnement à haut rendement. Ce système joue un rôle important dans la prévention de la surchauffe et le maintien de la précision de la radiothérapie pendant le fonctionnement

5.Principe de fonctionnement du système de refroidissement :

Le système de refroidissement repose sur l'extraction de la chaleur générée par le fonctionnement de l'appareil et son transfert vers l'extérieur à l'aide d'air ou d'eau. Le refroidissement s'effectue par le biais de ventilateurs, d'unités de ventilation et d'échangeurs thermiques, tandis que des capteurs thermiques et une unité de contrôle régulent automatiquement la température afin de maintenir des conditions de fonctionnement stables.

6.Méthodologie de l'étude et protocole de mesure :

Les mesures thermiques ont été effectuées sur l'accélérateur linéaire Elekta Synergy Platform au service de radiothérapie, à l'aide d'un outil de mesure et d'alignement radiologique (illustré sur la photo), dans le but de vérifier la stabilité des conditions de fonctionnement et la précision du positionnement pendant le fonctionnement de l'appareil 1. Conditions de mesure

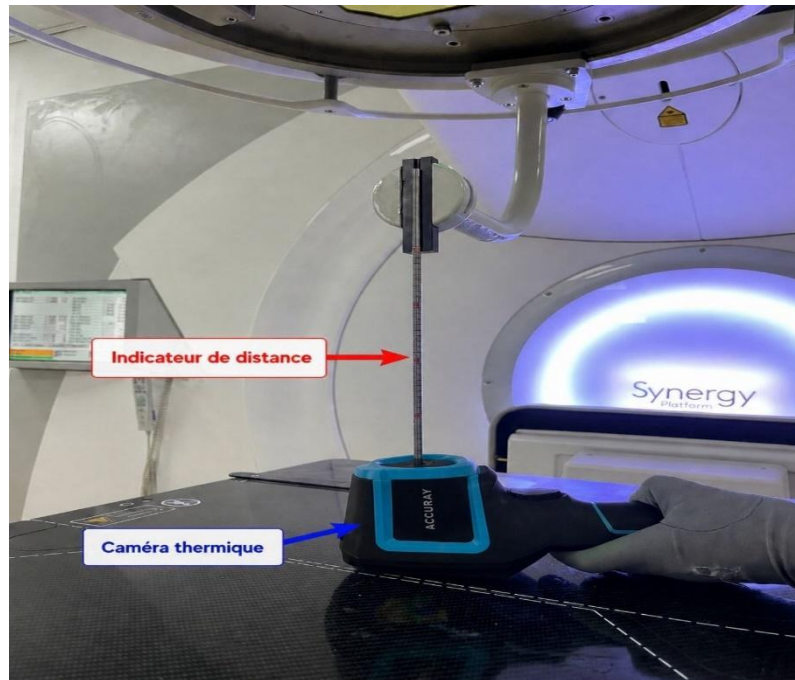


Figure 3.4: caméra thermique

- **Lieu de la mesure** : salle de radiothérapie.
- **Appareil étudié** : accélérateur linéaire Elekta Synergy Platform.
- **État de l'appareil pendant la mesure** : mode de fonctionnement et de veille.
- **Température ambiante** : enregistrée avant le début de la mesure.

6.1. Instruments de mesure utilisés :

- Caméra thermique à infrarouge.
- Indicateur de distance (Front Pointer).

6.2. Réglages de la caméra thermique :

- **Émissivité** : environ $\varepsilon = 0,95$ (pour les surfaces non brillantes).
- **Distance entre la caméra et l'appareil** : constante tout au long des mesures $D=1\text{m}$.
- **Angle de prise de vue** : aussi perpendiculaire que possible pour réduire les erreurs.

- **Conditions environnementales** : la température ambiante a été réglée dans les paramètres de la caméra.

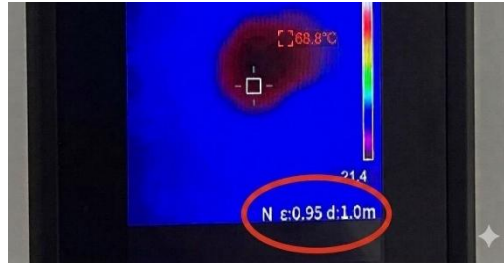


Figure 3.5 : Réglages de la caméra thermique

6.3. Étapes de la mesure :

1. Allumer l'appareil et le laisser atteindre l'équilibre thermique.
2. Placer l'appareil de mesure sur la table de traitement comme indiqué sur la photo.
3. Diriger la caméra thermique vers :
 - La surface de la table de traitement.
 - La zone de la tête de l'appareil.
 - Les éléments du système de refroidissement et de ventilation.

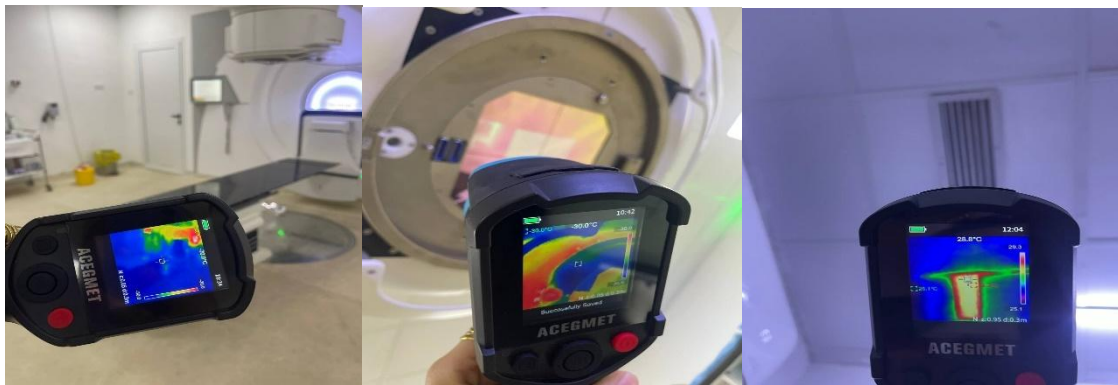


Figure 3.6: Relevé des températures en différents points de la salle

4. Prendre plusieurs images thermiques à différents intervalles de temps.
5. Enregistrer les températures maximales, minimales et moyennes.

6.4 Objectifs de la mesure :

- Évaluer la stabilité thermique de l'appareil.
- Détecter toute élévation anormale des températures.
- Vérifier l'efficacité du système de refroidissement et de climatisation à l'intérieur de la salle de radiothérapie.

7. Résultats expérimentaux et analyse thermique :

7.1 Afficher les résultats :

Les images thermiques prises :

Les images thermiques acquises pendant le fonctionnement de l'appareil ont montré une répartition thermique homogène sur la partie étudiée, avec des températures variant entre 22 °C et 31,6 °C. Les valeurs thermiques les plus élevées ont été enregistrées au niveau des composants métalliques actifs durant le fonctionnement, tandis que les zones environnantes sont restées à des températures plus faibles. Aucune zone de surchauffe anormale n'a été observée, ce qui témoigne de l'efficacité du système de refroidissement et de climatisation à maintenir la stabilité thermique de l'appareil et à garantir son fonctionnement dans des conditions sûres.

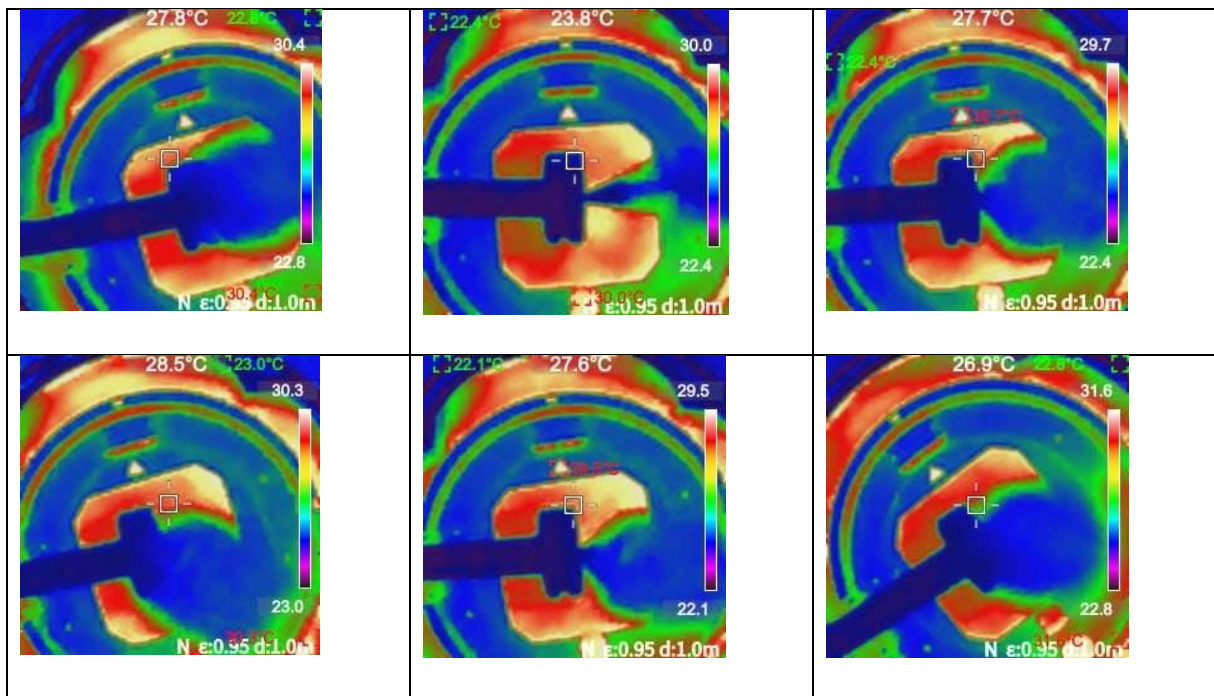


Figure 3.7: Distribution des températures de l'appareil captées par la caméra thermique

Températures enregistrées :

Ce tableau présente l'évolution des températures enregistrées au niveau du LINAC et de la caméra thermique durant la période de mesure. Les résultats montrent une stabilité de la température du LINAC autour de 28 °C, tandis que la température mesurée par la caméra évolue progressivement vers un état d'équilibre thermique, ce qui traduit l'efficacité du système de climatisation et de refroidissement à maintenir des conditions de fonctionnement adéquates.

Tableau 3.1: Températures enregistrées

N°	TIME	T LINAC	T CAMERA
1	9:32	28.3 c°	19.8 c°
2	9:33	28.2 c°	20.4 c°
3	9:36	28.2 c°	21.4 c°
4	9:37	27.8 c°	21.2 c°
5	9:38	28.2 c°	20.5 c°
6	9:39	28 c°	20.6 c°
7	10:00	27.9 c°	27.9 c°
8	10:02	28.2c°	26.2 c°
9	10:03	28.2 c°	26.3 c°
10	10:05	28.2c°	27.5c°
11	10:20	28 c°	27.6 c°
12	10:21	28.3 c°	27.3 c°
13	10:22	28.2 c°	28 c°
14	10:24	28.4 c°	25.3 c°
15	10:40	27.8c°	25.5 c°
16	10:41	28.1c°	25.3 c°

17	10:43	28.3 c°	25.4 c°
18	10:44	27.9 c°	24.9 c°
19	11:00	28.2 c°	25c°
20	11:01	28.4c°	26.9 c°
21	11:02	27.8 c°	25.1 c°
22	11:03	28.4 c°	25.8 c°
23	11:22	28.3 c°	24.6 c°
24	11:23	28.3 c°	24.5 c°
25	11:24	28 c°	26.6 c°
26	11:25	27.7 c°	26.5 c°
27	11:41	27.8 c°	26.9 c°
28	11:42	27.7 c°	27.7 c°
29	11:43	28.1c°	27.6 c°
30	11:44	28 c°	26.8 c°

Températures des murs :

Analyse des températures des murs :

Les températures des quatre murs ont été mesurées à l'aide d'une caméra thermique, à une distance d'environ 1 mètre et au même point de mesure pour chaque mur. Les résultats montrent une faible variation des températures au cours de la période d'acquisition, avec des valeurs comprises entre 22,2 °C et 23,9 °C. Cette faible dispersion thermique traduit une répartition relativement homogène de la température dans la salle et indique l'absence de zones de surchauffe ou de refroidissement excessif au niveau des parois. Ces observations témoignent du bon fonctionnement du système de climatisation et de la stabilité des conditions thermiques de l'environnement du LINAC.

Tableau 3.2: Températures des murs

	10:06	10:22	10:45	11:00	11:25	11:45
Mur1	23.2c°	23.9c°	23.5c°	23.6c°	23.6c°	23.9c°
Mur2	22.4c°	23.3c°	23c°	23.1c°	22.9c°	23.5c°
Mur3	22.9c°	23.3c°	23c°	23.3c°	22.4c°	23.4c°
Mur4	22.2c°	22.8c°	22.4c°	22.9c°	22.2c°	22.8c°

7.2 Analyse thermique :

Analyse des images thermiques :

Les images thermiques ont révélé une répartition irrégulière des températures à l'intérieur de la salle et autour de l'accélérateur linéaire. Les températures les plus élevées se concentraient précisément au niveau des composants internes de l'appareil, des systèmes électroniques qui y sont associés, ainsi que des ouvertures d'aération. Les couleurs rouge et blanc sur les images indiquaient les zones de forte accumulation de chaleur, tandis que les couleurs bleu et vert représentaient les zones moins chaudes, soumises à l'influence du système de climatisation. Les mesures ont également montré que la chaleur dégagée pendant le fonctionnement de l'accélérateur linéaire reste d'abord confinée à l'environnement immédiat de l'appareil, puis commence à se propager progressivement dans la pièce sous l'effet des courants de convection de l'air.

7.3 Comparaison des résultats de la caméra avec ceux de l'accélérateur linéaire :

Les mesures ont montré que la température de l'accélérateur linéaire est restée relativement stable, oscillant entre 27,8 °C et 28,4 °C, ce qui témoigne d'une bonne stabilité thermique et d'une grande efficacité du système de refroidissement interne de l'appareil.

En revanche, les températures enregistrées par la caméra thermique étaient faibles au début, puis ont augmenté progressivement au fil du temps jusqu'à se rapprocher de celles de l'appareil. Cette différence s'explique par le fait que la caméra thermique mesure la température des surfaces et la diffusion de la chaleur dans l'environnement, tandis que les mesures de l'accéléromètre linéaire reflètent directement la température du système pendant son fonctionnement.

Sur cette base, les résultats de l'imagerie thermique confirment les valeurs enregistrées par l'accéléromètre linéaire et permettent d'identifier avec précision les zones d'accumulation de chaleur.

7.4 Explication de la répartition de la chaleur dans la pièce :

La répartition de la chaleur dans la salle dépend principalement de l'emplacement de l'accélérateur linéaire et du système de climatisation. Le mur le plus proche de l'appareil (Mur1) a enregistré les températures les plus élevées, tandis que le mur en face du climatiseur (Mur4) a affiché les températures les plus basses grâce à l'air froid direct. Les murs restants (Mur2 et Mur3) ont présenté des valeurs intermédiaires selon leur distance à la source de chaleur et la circulation de l'air. Cette répartition confirme que le système de climatisation contribue efficacement à limiter l'accumulation de chaleur et à maintenir une stabilité thermique satisfaisante à l'intérieur de la salle.

7.5. Étude thermique d'une salle médicale climatisée selon le DTR C 3-4:

7.5.1. Description de la salle :

La sall étudiée possède les caractéristiques suivantes :

Tableau 3.3: Description de la salle

Élément	Description
Type de salle	Salle médicale
Température intérieure	93,24°C
Nombre d'éclairages	9

Nombre de bouches de ventilation	6
Climatisation	2 climatiseurs
Parois	Mur isolé de 80 cm
Porte	Porte plombée

La présence d'un mur épais isolé et d'une porte plombée permet de réduire les échanges thermiques avec l'extérieur.

7.5.2 Méthodologie de calcul :

Selon le DTR C 3-4, les apports calorifiques sensibles sont donnés par la relation suivante :

$$A_s = APO + AV + AI_s + AINF_s$$

Avec :

APO : apports à travers les parois opaques

AV : apports à travers les vitrages

AI : apports internes

AINF : apports dus à la ventilation et aux infiltrations

Comme la salle ne contient pas de surfaces vitrées importantes, les apports par vitrages sont négligés.

7.5.3 Calcul des apports thermiques :

Apports dus à l'éclairage

On considère une puissance moyenne de :

40 W par luminaire.

Le calcul est donné par :

$$Q_{\text{éclairage}} = 9 \times 40$$

Résultat :

$$Q_{\text{éclairage}} = 360 \text{ W}$$

Apports dus à la ventilation :

Le débit d'air est estimé à :

60 m³/h pour chaque bouche de ventilation.

Donc :

$$q_v = 6 \times 60 = 360 \text{ m}^3/\text{h}$$

La charge thermique de ventilation est calculée par :

$$Q_{\text{air}} = 0.33 \times q_v \times \Delta T$$

Avec :

Température extérieure : 27.9°C

Température intérieure : 19.8 °C

Alors :

$$\Delta T = 8,1^\circ\text{C}$$

Calcul :

$$Q_{\text{air}} = 0.33 \times 360 \times 8.1$$

Résultat :

$$Q_{\text{air}} \approx 962.8$$

Apports à travers les parois :

Les apports thermiques à travers les murs sont calculés selon la formule du DTR

Un facteur supplémentaire qui tient compte d'effets non pris en compte directement, tels que :

- Le rayonnement solaire.
- L'évolution des conditions climatiques.
- L'hétérogénéité du transfert thermique à travers le mur.
- Une marge de sécurité dans les calculs thermiques.

$$APO = 1.2 \times K \times S \times \Delta t_e$$

Tableau 3.4: Apports à travers les parois Tableau

Paramètre	Valeur
Coefficient thermique K	0.4 W/m ² °C
Surface du mur S	93.24 m ²
Différence de température	8.1°C

Calcul :

$$APO = 1.2 \times 0.4 \times 93.24 \times 8.1$$

Résultat :

$$APO \approx 543.77 \text{ W}$$

Tableau 3.5: récapitulatif

Source thermique	Valeur
Éclairage	360 W
Ventilation	2138 W
Parois	173 W

La charge thermique totale est donnée par :

$$Q_{total} = 360 + 543.77 + 962.28$$

Résultat :

$$Q_{total} \approx 1866.05$$

Soit :

Charge thermique totale ≈ 2.7 kW

Analyse des résultats :

- La principale source de chaleur dans la salle provient de la ventilation.
- Les murs isolés et la porte plombée réduisent efficacement les transferts thermiques.

- Les deux climatiseurs assurent le maintien d'une température stable de 20°C.
- L'isolation thermique de la salle est jugée satisfaisante pour un environnement médical sensible.

Conclusion :

L'étude expérimentale sur l'accélérateur linéaire Elekta à l'hôpital Mohamed Boudiaf d'Ouargla a confirmé l'efficacité du système de refroidissement, avec des températures stables entre 27,7 °C et 28,4 °C, conformes aux normes internationales. L'isolation thermique et le système de climatisation maintiennent une bonne stabilité thermique, et la charge thermique totale de 2,7 kW reste maîtrisée par les deux climatiseurs installés. Ces résultats confirment que la surveillance thermique infrarouge est un outil fiable pour la détection précoce des anomalies et l'amélioration de la maintenance préventive.

Conclusion General

Conclusion General

Avec le recours croissant des établissements hospitaliers aux appareils médicaux de précision, les systèmes de refroidissement et de climatisation sont devenus un facteur déterminant pour leur stabilité et leur sécurité. Cette étude visait à évaluer la qualité de ces systèmes dans un appareil d'imagerie médicale à l'aide de techniques de surveillance thermique et d'analyse énergétique.

La partie théorique a mis en évidence l'importance du contrôle thermique pour la protection des composants électroniques sensibles et a passé en revue les normes internationales en vigueur. Quant à la partie pratique, elle a utilisé une caméra thermique pour analyser la répartition des températures en cours de fonctionnement et a démontré l'efficacité de l'imagerie thermique pour identifier les points chauds et détecter précocement les dysfonctionnements.

Les résultats ont démontré que la surveillance thermique est un outil essentiel en physique médicale et en maintenance préventive, contribuant à améliorer le rendement opérationnel et à réduire les pannes. Nous espérons que ce travail servira de base à de futures études utilisant l'intelligence artificielle pour l'analyse automatisée des images thermiques

Références Bibliographie

Références bibliographiques

- Acteur Durable. Cycle frigorifique d'une pompe à chaleur. Consulté sur : <https://www.acteurdurable.org/pac>
- Agence Internationale de l'Énergie Atomique (AIEA). (2012). Quality Assurance for Diagnostic Radiology Equipment. Vienne, Autriche : IAEA.
- Al-Busoul, M. (2017). Design of Fruits Solar Energy Dryer under Climatic Condition in Jordan. Journal of Power and Energy Engineering, 5(2).
- American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers (ASHRAE). (2017). ASHRAE Standard 170: Ventilation of Health Care Facilities. Atlanta, GA : ASHRAE.
- Arora, C. P. (2007). Refrigeration and Air Conditioning. New Delhi, Inde : Tata McGraw-Hill Education.
- ASHRAE. (2016). Guidelines for Healthcare Facilities: Thermal Guidelines and Air Quality. Atlanta, GA : ASHRAE.
- Beaty, D. G. (2017). Standard Handbook for Electrical Engineers (16th ed.). New York, NY : McGraw-Hill Education.
- Brown, C. L. (2013). Handbook of MRI Pulse Sequences. Amsterdam, Pays-Bas : Elsevier.
- Bushberg, J. T. (2012). The Essential Physics of Medical Imaging (3rd ed.). Philadelphia, PA : Lippincott Williams & Wilkins.
- Holman, J. P. (2012). Experimental Methods for Engineers (8th ed.). New York, NY : McGraw-Hill.
- Incropera, F. P., DeWitt, D. P., Bergman, T. L., & Lavine, A. S. (2011). Fundamentals of Heat and Mass Transfer (7th ed.). Hoboken, NJ : John Wiley & Sons.
- International Electrotechnical Commission (IEC). (2005/2012). IEC 60601-1: Medical Electrical Equipment – Part 1: General Requirements for Basic Safety and Essential Performance. Genève, Suisse : IEC.
- International Electrotechnical Commission (IEC). (2010). IEC 60601-2-33: Medical Electrical Equipment – Particular Requirements for the Safety of Magnetic Resonance Equipment for Medical Diagnosis. Genève, Suisse : IEC.
- International Organization for Standardization (ISO). (2013). ISO 9001: Quality Management Systems – Requirements. Genève, Suisse : ISO.

Références Bibliographie

- International Organization for Standardization (ISO). (2016). ISO 13485: Medical Devices – Quality Management Systems – Requirements for Regulatory Purposes. Genève, Suisse : ISO.
- International Organization for Standardization (ISO). (2019). ISO 80601-2-56: Medical Electrical Equipment – Particular Requirements for Basic Safety and Essential Performance of Clinical Thermometers. Genève, Suisse : ISO.
- Mobley, R. K. (2013). Maintenance Fundamentals for Engineers (2nd ed.). Oxford, Royaume-Uni : Butterworth-Heinemann.
- Morin, R. L. (2014). Digital Radiography and PACS. Berlin, Allemagne : Springer.
- Pobell, F. (2007). Matter and Methods at Low Temperatures (3rd ed.). Berlin, Allemagne : Springer.
- Radio-Canada. Radiologie numérique et mammographie. Consulté sur : <https://ici.radio-canada.ca/nouvelle/745730>
- Radiologie Estrie. Imagerie par résonance magnétique (IRM). Consulté sur : <https://www.radiologieestrie.ca/services/resonance-magnetique/>
- ResearchGate. Basic Components of a Thermal Imaging System. Consulté sur : <https://www.researchgate.net>
- Roy, J. D. (2021). Aide-mémoire – Génie climatique : description des systèmes, présentation des échanges entre les fluides, étude de cas pratiques. Paris, France : Dunod.
- Sanders, P. L. (2011). Physics and Instrumentation of Diagnostic Ultrasound (2nd ed.). Hoboken, NJ : Wiley-Blackwell.
- Scribd. La Climatisation Solaire – Cycle frigorifique élémentaire. Consulté sur : <https://fr.scribd.com/document/52031698/38093341-La-Climatisation-Solaire>
- Siemens Healthineers. (2020). MAGNETOM Family: Environmental and Installation Requirements. Erlangen, Allemagne : Siemens Healthineers.
- Smith, G. P. (2012). Single Photon Emission Computed Tomography: Technology and Clinical Applications. Berlin, Allemagne : Springer.
- Stoecker, W. F. (1982). Refrigeration and Air Conditioning. New York, NY : McGraw-Hill.
- Thermometrics Corporation. Contact Thermal Sensors. Consulté sur : <https://www.thermometricscorp.com/sensorpictures.html>
- Vitrine linguistique – Office québécois de la langue française. (1996). Charge thermique. Consulté sur : <https://vitrinelinguistique.oqlf.gouv.qc.ca/fiche-gdt/fiche/8395380/charge-thermique>

Références Bibliographie

- Webster, J. G. (1999). Medical Instrumentation: Application and Design (3rd ed.). New York, NY : John Wiley & Sons.