

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE MOULOUD MAMMERI, TIZI-OUZOU
FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET DE L'INFORMATIQUE
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE



MEMOIRE DE MASTER EN ELECTRONIQUE

OPTION : Electronique médicale

Présenté par :

Melle. BELHOCINE SALIHA
Melle. CHABANE FARIZA

THEME :

**Analyse du matériels du bloc opératoire
(bistouri électrique)**

Dirigé par :

Mr ATTAF

Encadré par :

Mr ZELMAT

Année universitaire 2014/2015

SOMMAIRE

Chapitre I : Généralité

I.1 Introduction.....	4
I.2 Notions fondamentales sur le bloc opératoire.....	4
I.2.1 La Chirurgie.....	4
I.2.2 Le service de chirurgie.....	4
I.2.3 Effectifs du bloc opératoire.....	5
I.2.4 Conception du bloc opératoire.....	5
I.2.4.1 le bureau des cadres infirmières.....	6
I.2.4.2 L'accès des patients.....	6
I.2.4.3 Vestiaire d'accès au bloc opératoire.....	6
I.2.4.4 La fonction opératoire.....	7
I.2.4.5 Salle de préparation du malade.....	7
I.2.4.6 SALLE DE PRÉ-ANESTHÉSIE.....	7
I.2.4.7 Salle de lavage des mains de l'équipe chirurgicale.....	7
I.2.4.8 La fonction réveil.....	7
I.2.4.9 La fonction stérilisation.....	8
I.2.5 La salle d'opération.....	8
I.2.6 L'anesthésie.....	10
I.2.7 L'intervention.....	10
I.2.8 Stérilisation du matériel de BLOC OPERATOIRE.....	11
I.2.8.1 Définition de la stérilisation.....	11
I.2.8.2 Méthodes de stérilisation.....	12
I.3 Anatomie et physiologie de la peau.....	13
I.3.1 Les Tissus biologiques.....	13
I.3.1.1 Tissus Nerveux.....	13
I.3.2.2 Tissus Conjonctifs.....	13
I.3.2.3 Tissus Adipeux.....	14
I.3.2.4 Tissus Osseux.....	14
I.3.3 Le rôle de la peau.....	14
I.3.3.1 De l'extérieure vers l'intérieure.....	14
I.3.3.2 De l'intérieure vers l'extérieure.....	14

I.3.4 Structure de la peau.....	14
I.3.4.1 L'épiderme.....	15
I.3.4.2 Le derme.....	15
I.3.4.3 L'hypoderme.....	15
I.3.5 Les dangers qui guettent la peau.....	16
I.4 Le Bistouri.....	17
I.4.1 Définition du Bistouri.....	17
I.4.2 Définition du Bistouri Electrique.....	17
I.5 Conclusion.....	17

Chapitre II : L'électrochirurgie

II.1 Introduction.....	19
II.2 Le principe de l'électrochirurgie.....	19
II.2.1 Bases physiques.....	19
II.2.1.1 Action excito-motrice.....	20
II.2.1.2 Choix de courant.....	21
II.2.2 Modifications des tissus sous l'effet de la chaleur.....	21
II.3 Facteurs influençant l'effet de la chirurgie HF.....	23
II.3.1 Forme de l'électrode et surface de contact.....	23
II.3.2 Rapidité du déplacement de l'électrode et ligne de coupe.....	23
II.3.4 Mode de fonctionnement de l'appareil de chirurgie HF.....	24
II.4 Effets de la chirurgie HF sur les tissus.....	25
II.4.1 Coupe.....	25
II.4.1.1 Régulation de la tension.....	26
II.4.2 Hémostase par coagulation.....	27
II.4.3 Dévitalisation et ablation.....	29
II.4.4 Scellement de vaisseaux par thermofusion.....	30
II.5 Procédés de la chirurgie HF.....	30
II.5.1 Technique monopolaire.....	30
II.5.2 Technique bipolaire.....	33
II.6 Règles de base pour une utilisation on toute sécurité.....	36
II.6.1 Effet thermique du courant électrique.....	36
II.6.2 Perturbation d'autres appareils.....	38
II.6.3 Observations diverses.....	39

II.6.3.1 Nourrissons et enfants :	39
II.6.3.3 Plusieurs instruments raccordés à un appareil :	39
II.6.3.4 Utilisation simultanée de deux appareils de chirurgie HF :	39
II.7 Instruments	39
II.7.1 Instruments pour la coupe.....	40
II.7.2 Instruments pour la coagulation.....	41
II.8 Application	42
II.9 Conclusion.....	42
Chapitre III : Analyse théorique du bistouri électrique	
III.1 Introduction	44
III.2 Description général de l'appareil « SURGILEC 408-D » :	44
III.2.1 Constitution élémentaire de l'appareil :	45
III.2.1.1 Le support :	45
III.2.1.2 Les accessoires :.....	45
III.2.2 Caractéristique de l'appareil.....	47
III.2.2.1 Caractéristiques générales.....	47
III.2.2.2 Caractéristique technique.....	47
III.2.3 Connexion et réglage.....	48
III.3 Utilisation de l'appareil « SURGILEC 408-D »	49
III.3.1 La mise sous tension.....	49
III.3.2 Modes Mono-polaire et Bipolaire	50
III.3.2.1 Mode Mono-polaire:	50
III.3.2.2 Mode Bipolaire :	52
III.3.3 Utilisation de l'appareil en mode Mono-polaire	53
III.3.3.1 Choix, mise en place et connexion de la plaque	53
III.3.3.2 Section et coagulation mono polaire commandées par la pédale :	54
III.3.3.3 Commande par porte électrode à contact TACTILEC	54
III.3.3.4 Commande par pince MANILEC à contact manuelle en mode mono polaire :	55
III.3.4 Utilisation de l'appareil en mode Bipolaire.....	55
III.3.4.1 Commande sur pince MANILEC en mode bipolaire	55
III.3.4.2 Coagulation bipolaire commandée par la pédale.....	56
III.3.4.3 Electrode indifférente : (dite plaque neutre)	56
III.3.4.4 Neurochirurgie Microchirurgie.....	57

III.4. Indications de réglage	57
III.5 Indicateurs sonores.....	59
III.5.1 Compatibilité des accessoires :.....	60
III.5.1.1 Pour un premier essai.....	60
III.5.1.2 En cas d'usage prolongé de l'appareil.....	60
III.6 Conclusion.....	60
 Chapitre IV : Analyse technique du bistouri électrique	
IV.1 Introduction.....	62
IV.2 Organigramme du schéma synoptique.....	62
IV.3 Description du schème synoptique	62
IV.3.1 Bloc d'Alimentation générale ou convertisseur isolé ½ pont	62
IV.3.2 Bloc d'Alimentation Basse tension.....	62
IV.3.3 Bloc de production du signal HF	62
IV.3.4 Bloc de la logique de commandes.....	63
IV.3.5 Bloc horloge 21KHZ.....	63
IV.3.6 Bloc de commandes manuelles	63
IV.3.7 Bloc générateur de son	63
IV.3.8 Bloc sécurité plaque	64
IV.3.8.1 Plaque double	64
IV.3.8.2 Plaque simple réutilisable ou à usage unique	64
IV.3.9 Bloc transformateur de sortie	64
IV.4 Caractéristique électrique de l'appareil	64
IV.4.1 Section pure : (hémotase=0).....	64
IV.4.2 Section coagulante :(hémotase=4) ; trais d'oscillation de fréquence 450khz à.....	65
IV.4.2.1 Coagulation mono-polaire	66
IV.4.2.2 Coagulation bipolaire	66
IV.5 Etude technique des cartes.....	67
IV.5.1 Alimentation générale ou convertisseur isolé ½ pont	68
IV.5.2 L'alimentation Basse tension	70
IV.6 conclusion	71

I.1 Introduction

L'utilisation du courant électrique implique une section efficace avec Hémostase contrôlée pour l'obtention d'un résultat satisfaisant, elle doit ce faire sans hémorragie par section trop rapide ou coagulation insuffisante et sans perforation secondaire par section trop lente ou coagulation trop importante. L'évolution de la technique du bistouri moderne répond à ces besoins et mérite quelques rappelles et explications.

I.2 Notions fondamentales sur le bloc opératoire

Greffes d'organes, opérations à cœur ouvert, pose de prothèse : la chirurgie l'un des domaines de médecine qui ont le plus progressés ces dernières années grâce, en particulier aux technique ultramodernes d'intervention, d'anesthésie et de réanimation. Les origines de la chirurgie remontent à la préhistoire quand les hommes essayaient déjà de soulager leurs maux ou de se guérir avec intervention sur leur corps. On sait qu'ils pratiquaient même des interventions sur le cerveau.

I.2.1 La Chirurgie

La chirurgie est une discipline médicale qui consiste à faire avec la main ou à l'aide d'instruments, des actes opératoires sur un corps vivant.

- **Les types de chirurgie**

La chirurgie générale.

La chirurgie viscérale.

La chirurgie orthopédique.

La chirurgie dentaire.

La neurochirurgie.

I.2.2 Le service de chirurgie

Toutes interventions chirurgicales exigent une étroite coordination et une infinie précision chez les nombreuses personnes qui y participent et qui ont un rôle déterminé, en fonction de leur spécialisation. Une opération demande une préparation méticuleuse .

En effet, que ces organes cessent de fonctionner quelques minutes seulement. Dans ce cas il n'est pas possible de préparer l'intervention et c'est pourquoi le service de chirurgie doit fonctionner de façon presque automatique. Chaque membre du personnel sait à tout moment

ce qu'il doit faire et comment il doit le faire. Quand le patient, que ce soit un cas urgent ou non, est dirigé vers le Bloc opératoire, le parcours qu'il suit est toujours le même. La première étape est la pré anesthésie. C'est un moment délicat surtout psychologiquement, car le malade va passer du stade de veille consciente à celui d'inconscience. Cet état est nécessaire d'une part pour que le patient ne sent pas la douleur, d'autre part pour permettre au chirurgien de travailler sur son corps détendu, avec des mouvements plus sûres et plus précis.

I.2.3 Effectifs du bloc opératoire

Equipe chirurgicale

Equipe d'Anesthésie-Réanimation

IBODE

Personnel de décontamination du matériel

Personnel de brancardage (extérieur / intérieur)

Autres personnels : radiologues, pompistes ...

Visiteurs : étudiants, autres médecins ...

Tous doivent respecter de façon rigoureuse la tenue et les déplacements (les plus faibles possibles au bloc opératoire).

I.2.4 Conception du bloc opératoire

De manière traditionnelle, les blocs opératoires se trouvent au rez-de chaussée ou au premier étage, parfois même au sous-sol, proche de l'urgence et de la radiologie. Il faut noter, toutefois, que la contamination est plus présente près du sol que dans un endroit élevé. Il serait donc pertinent de prévoir la construction du bloc opératoire à un étage plus élevé. Ceci permettrait en outre d'envisager périodiquement l'ouverture des fenêtres, même dans les salles d'opération, lors de maintenances hebdomadaires ou mensuelles (Fagot, 2000). Ensuite, il faut penser à la proximité et la facilité de communication avec l'unité de réanimation, l'unité des soins intensifs postopératoires ainsi que l'unité de stérilisation centrale. En ce qui concerne la situation du bloc opératoire par rapport au reste de l'établissement, et ce, du point de vue fonctionnel, le bloc opératoire doit fournir une simplicité de mouvements à l'intérieur et en dehors du bloc, en permettant au personnel sanitaire de travailler sans qu'il soit nécessaire d'en ressortir pour réaliser des tâches telles que l'accompagnement des patients ou l'envoi des analyses au laboratoire. Ceci peut être appliqué en disposant de vestiaires et de locaux nécessaires à l'intérieur même du bloc. Du point de vue aseptique, il faut minimiser le risque de contamination dû au transport de déchets ou de matériel souillé. Le matériel «sale» sera évacué à l'aide de containers hermétiques. Le matériel propre sera livré quant à lui à l'aide de containers

étanches. D'ailleurs, cela permettra le déplacement de personnes dans les couloirs sans risque de contamination.

Les sas ont comme premier objectif le passage contrôlé et sous certaines conditions, deux zones de qualité aseptiques différentes. On y distingue les éléments suivants:

I.2.4.1 le bureau des cadres infirmières

C'est l'endroit où le personnel sanitaire du bloc peut communiquer avec le personnel hors bloc. Il est situé à l'entrée du bloc.

I.2.4.2 L'accès des patients

Il faut tenir compte du mode de transfert du patient (lit, civière, chariot, etc.), du stockage de ces modes de transfert hors du bloc ainsi que de l'utilisation d'un « passe-malade » pour l'entrée du patient au bloc opératoire (Fagot, 2000). Il faut aussi envisager ces aspects du point de vue de la chirurgie ambulatoire et de la chirurgie conventionnelle. On distingue des centres de chirurgie ambulatoire dits « indépendants », dont l'activité justifie la création d'un centre satellite indépendant au sein de l'établissement et lequel a son propre bloc opératoire. On distingue également des centres dits « intégrés », lesquels partagent un bloc commun avec la chirurgie conventionnelle (UMVF, 2008). L'espace de déshabillage, de toilette, de préparation, de récupération, ainsi que le transfert en salle d'opération est différent pour ces deux types d'interventions chirurgicales.

I.2.4.3 Vestiaire d'accès au bloc opératoire

Ce vestiaire incontournable crée la contrainte de changement de tenue. Il doit contenir les éléments suivants :

- Vestiaire d'entrée (pour déposer la tenue extérieure), où se trouvent les casiers (à double entrée) de rangement des vêtements, des effets personnels et des chaussures;
- Vestiaire d'entrée (d'habillage) qui comporte les lavabos pour le lavage des mains et un meuble de rangement pour le stockage des tenues de bloc opératoire;
- Vestiaire de retour (de déshabillage), où le personnel dépose la tenue de bloc opératoire;
- Vestiaire de retour (de reprise de la tenue extérieure), où le personnel reprend ses vêtements, ses effets personnels et ses chaussures;
- Sanitaires équipés de toilettes, douches et lavabos, lesquels sont accessibles depuis le vestiaire de retour (de reprise de la tenue extérieure).

I.2.4.4 La fonction opératoire

La fonction opératoire nous amène à distinguer trois salles supplémentaires afin de mieux gérer le processus de l'opération et d'assurer la réussite de celle-ci.

I.2.4.5 Salle de préparation du malade

C'est une salle spécifique pour la préparation du malade avant d'entrer à la salle d'opération. Cet espace doit disposer d'un point d'eau, d'équipements mobiles ainsi que d'un plan de travail pour recevoir les champs opératoires, les draps et les chemises chaudes.

I.2.4.6 SALLE DE PRÉ-ANESTHÉSIE

Cette salle est normalement adossée à la salle d'opération et doit être suffisamment spacieuse pour le chariot du patient, l'équipe médicale, le matériel sur chariot (moniteur, respirateur, ...) et les plans de travail. Elle doit contenir un point d'eau ou un lave-mains. La salle doit toujours être assez grande pour permettre l'accès d'un possible équipement d'éclairage d'ambiance et/ou spécialisé, d'un bras anesthésiste (avec son équipement) ainsi qu'une arrivée des fluides et vide médicaux. Cette salle ne doit avoir aucune porte de communication avec la salle d'opération.

I.2.4.7 Salle de lavage des mains de l'équipe chirurgicale

Cette salle est dédiée à toute l'équipe chirurgicale et à la pré-anesthésie avant l'entrée du patient dans la salle d'opération et/ou de pré-anesthésie. Ces salles peuvent être situées dans un dégagement aménagé au plus près de l'entrée des salles d'opération, et ne doivent jamais donner directement sur la circulation générale interne du bloc opératoire.

I.2.4.8 La fonction réveil

La salle de réveil est l'endroit où le patient est conduit après l'opération à l'aide d'un chariot-brancard qui est conservé jusqu'au retour du patient dans son lit lors du transfert à la sortie de la même salle de réveil.

À l'origine, la salle de réveil ne faisait pas partie du bloc opératoire, ce qui obligeait le personnel sanitaire à changer de tenue pour y accéder. Ce système était valable, car les anesthésistes quittaient le patient immédiatement après l'opération. Aujourd'hui, les anesthésistes accompagnent les patients dans la salle de surveillance post-interventionnelle jusqu'au moment où le patient atteint un état de récupération suffisante. Cela implique que les anesthésistes aient autant accès à la salle d'opération qu'à la salle de réveil : il faut prévoir un fort dispositif protecteur contre les infections nosocomiales (infections contractées dans un établissement sanitaire). Il sera donc nécessaire d'être

muni de chariots-brancards intermédiaires au moment de la réception du patient ainsi que pour le transfert à la sortie de

La salle de réveil. La salle de réveil devient donc une salle d'agglomération de patients. Ceux-ci devront y rester jusqu'au moment de leur transfert aux lits. Comme Fagot (2000) le dit, la salle de réveil doit tenir compte des salles d'opérations, des spécialisations chirurgicales ainsi que de la durée d'intervention moyenne pour bien déterminer le nombre de chariots-brancards nécessaires. De plus, on comptera environ deux salles de réveil par salle d'opérations pour un maximum de dix salles de réveil. Il y aura un espace de 1.20m (horizontal) et 1m (à la tête) entre le chariot-brancard pour permettre le mouvement du personnel et la mise en place du matériel médical.

Les salles de réveil doivent être aménagées de manière à ce qu'on puisse y installer les divers équipements de réanimation. Ceci comprend une potence pouvant recevoir un bras articulé avec éclairage focalisable pour les soins, des prises électriques murales et une alimentation en fluides médicaux (oxygène, protoxyde d'azote, air comprimé médical et le vide).

I.2.4.9 La fonction stérilisation

Il faut prévoir dans le bloc opératoire un endroit pour le nettoyage, la désinfection et la stérilisation. D'une part, les éléments à nettoyer et à désinfecter sont les équipements mobiles courants des salles d'opérations ainsi que des équipements biomédicaux tels que microscopes, ventilateurs ou moniteurs. En ce qui concerne les instruments chirurgicaux, ceux-ci vont rejoindre la stérilisation après avoir été enfermés dans des bacs de trempage.

D'autre part, la stérilisation dans le bloc opérationnel dépend de la stérilisation centrale. Cependant, il sera souvent utile de prévoir un stérilisateur « flash » ou au plasma pour stériliser à nouveau un instrument souillé, voire tombé par terre lors d'une erreur de manipulation.

I.2.5 La salle d'opération

Au fil des années, la lutte contre les infections poste opératoire a suscité de tout, un registre de dispositif d'aménagement et architecture des lieux. On aménage le bloc opératoire dans ce qu'on appelle un site protégé c'est-à-dire un espace clos mit à l'abri de l'ambiance de l'hôpital. Il est en effet largement admis que la flore hospitalière est redoutable et cela de tout plus pour l'hôpital et afin d'assurer la pratique d'intervention opérative dans des conditions de sécurité appropriées ; on réalise un espace étanche grâce à un classement rigoureux allons du planché au plafond et ventiler de manière automatisé et bien contrôlé.

Dans la (**figI.1**) on a présenté une salle d'opération moderne. Au centre de la pièce vaste et stérile, se trouve la table d'opération que l'on peut incliner selon les besoins de l'intervention. Au

dessus, le scialytique composé de plusieurs réflecteurs qui diffusent une lumière froide et blanche sans ombres. Juste à côté de la table d'opération se trouve l'appareil pour l'anesthésie et le tabouret sur lequel s'assied l'anesthésiste. Sur le mur du fond un large dia phonoscope où l'on fixe les radiographies du patient faites avant l'intervention, afin que le chirurgien puisse les consulter au cours de l'opération et se guider sur elles.

A gauche à côté de la table d'opération un récipient en polyéthylène, destiné à recevoir les organes ou tissus prélevés sur les quelles il n'est pas nécessaire d'effectuer des analyses, à droite, près de l'appareil d'anesthésie un poste de contrôle des bistouris électriques, à éléments séparés et avec des protections électriques, à fin d'empêcher toute accumulation de courant parasite.



Figure I.1 : Le Bloc Opératoire

I.2.6 L'anesthésie

L'anesthésie représente une place indispensable avant l'intervention chirurgicale proprement dite. C'est un moment des plus délicats. De ce fait l'introduction d'une substance anesthésique doit être soigneusement calculée en ce qui concerne sa puissance, son intensité et les éventuels effets annexes sur l'organisme du patient. Actuellement, l'anesthésie est réalisée à l'aide d'appareils très perfectionnés qui permettent une distribution automatique de l'anesthésie qu'un contrôle permanent

de la respiration de la fréquence cardiaque et de la pression artérielle du patient. La complexité de la machine qui administre le produit est en relation avec la complexité de l'intervention.

Dans les interventions de grande chirurgie on fait parfois appel à un appareil qui assure la circulation sanguine extra corporelle: le sang ne circule plus dans la totalité du système circulatoire mais seulement dans une partie, la fonction cardiaque étant assurée , par exemple lorsqu'on pratique une opération à cœur ouvert, ce dernier n'étant plus alors en mesure d'accomplir la fonction de pompe qui envoie le sang dans les artères.

I.2.7 L'intervention

Une fois anesthésié, le malade est prêt pour l'intervention, celle du chirurgien équipé de tout ces instruments dont le bistouri qui est l'élément essentielle pour sectionner (incision) et coaguler les chairs du malade.

De grand progrès ont été effectués dans le domaine des instruments chirurgicaux comme le bistouri à différents types (bistouri à rayon laser pour la chirurgie oculaire pour l'optique à fin d'opérer sans ouvrir les tissus, le bistouri électrique à base d'une haute fréquence pour sectionner et coaguler les tissus humains...).

Quand le chirurgien opère, il est entouré de ces assistants, dont le nombre varie selon la complexité de l'intervention, et par des infirmiers spécialisés qui le secondent et lui donnent rapidement tout ce que dont il a besoin : instruments, gaz.... l'intervention terminée et la plaie recousue, on ramène le malade dans sa chambre si l'intervention n'est pas trop importante sinon on le place dans une salle de réanimation.

Ce n'est que lorsque l'état post opératoire se révèle favorable et que les principaux organes se sont remis à fonctionner normalement que le patient peut regagner sa chambre où il est resté jusqu'à sa convalescence. Après l'intervention se sont d'autres médecins qui le surveillent et décident de la thérapeutique à suivre jusqu'à sa guérison complète. La durée de l'intervention chirurgicale est très variable.

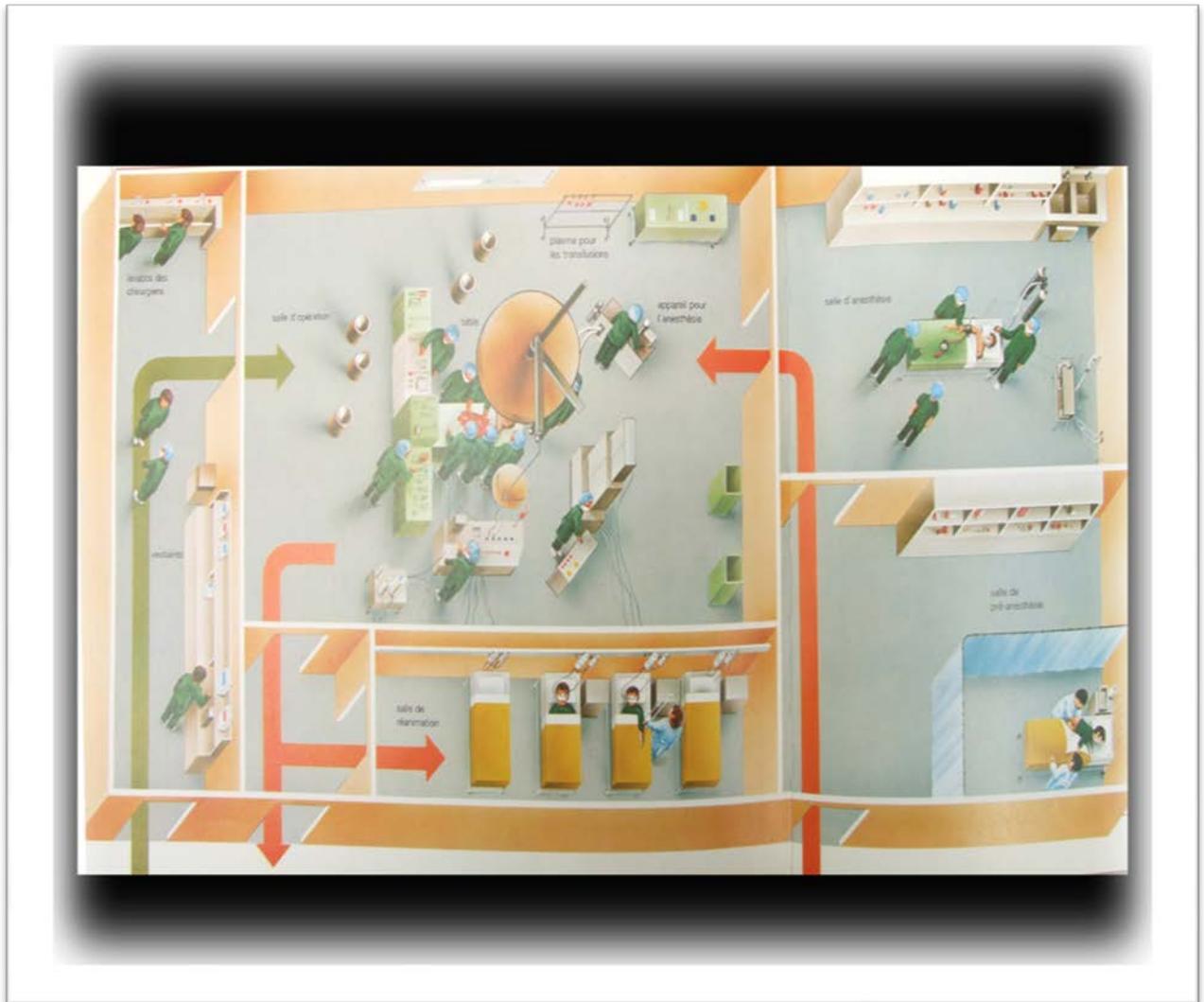


Figure I.2 : Le service de chirurgie médicale

I.2.8 Stérilisation du matériel de BLOC OPERATOIRE

I.2.8.1 Définition de la stérilisation

C'est la mise en œuvre d'un ensemble de méthodes et de moyens visant à éliminer (destruction) tout les micro-organismes, les objets et les éléments à stériliser sont divers, tels que les médicaments, les outillages utilisés lors des interventions chirurgicales comme les électrodes de coupe ou de coagulation...

I.2.8.2 Méthodes de stérilisation

Elles sont indispensables pour tous les éléments qui entrent en lieux avec le patient ; les méthodes existantes sont :

- **Stérilisation par chaleur sèche**

Dans ce procédé le temps et la température sont les éléments qui influent sur la qualité de stérilisation, un chauffage à une température de 100° à 180°C pendant 2heurs assurent une stérilisation suffisante. Ce procédé est avantageux du fait que la chaleur est un agent stérilisant mais elle est limitée au produit qui résiste à la température élevée.

- **Stérilisation par chaleur humide**

Elle permet au service de soin du bloc opératoire de disposer d'un matériel parfaitement stérilisé. La stérilisation à l'auto-clave est la meilleure méthode de stérilisation des instruments chirurgicaux et aussi pour la ligne de soin. L'autoclave est l'équipement le plus adopté pour cet effet ; le fluide stérilisant est la vapeur d'eau qui agit au niveau de protéine des bactéries en provoquant la dénaturation et la destruction des microbes.

- **Stérilisation par vapeur d'eau**

De loin; c'est la méthode la plus répandue. Si les recommandations anciennes concernant les bistouris étaient de pratiquer un autoclavage de 15minutes à 120°C ou de 20minutes à 134°C, les recommandations actuelles ont changé face aux risques de transmission des maladies dangereuses.

L'autoclavage du matériel médico-chirurgical doit être ainsi stérilisé à une température \geq à 134°C pendant au moins 18minutes.

- **Stérilisation par l'oxyde d'éthylène**

C'est un gaz très utile pour stériliser le matériel médico-chirurgical thermosensible. Peu implanté en France dans les milieux hospitaliers, malgré un bon compromis entre le coût et la praticabilité, malgré sa fiabilité (gaz bactéricide, fongicide virucide...). Cette technique présente un certain nombre d'inconvénients, dont sa caractéristique toxique pour le personnel et le malade et ses propriétés inflammables. Les instruments stérilisés par telle méthode doivent faire l'objet d'une désorption de plusieurs heures en limitant la disponibilité du matériel ainsi traité.

- **Stérilisation par radiation ionisante**

La stérilisation par radiation ionisante en particulier par les rayons GAMA, présente de nombreux avantages (l'utilisation sur du matériels thermosensible, absence de risques de diffusion résiduelle) mais cette technique n'est pas actuellement utilisée au milieu hospitalier.

I.3 Anatomie et physiologie de la peau

La peau, organe du toucher, est un révélateur. Au premier regard, son aspect indique clairement si la personne que nous observons est jeune ou âgée. Avec un peu plus d'attention nous pouvons dire avec une assez grande exactitude son âge et même, dans certains cas, son état de santé. La peau est l'organe le plus vaste de notre corps : sa superficie varie en fonction du poids et de la taille du sujet (70kg – 1.70m² 1.80m²).

I.3.1 Les Tissus biologiques

C'est un terme désignant un ensemble de cellules ayant la même fonction et les types de tissus. Il existe plusieurs sortes de tissus selon leurs origines comme :

I.3.1.1 Tissus Nerveux

Ce sont des ensembles de cellules spéciales appelées neurones qui assurent le fonctionnement interne de l'organisme.

I.3.2.2 Tissus Conjonctifs

Ils sont présentés dans tous les organes et occupent les espaces libres entre les autres tissus. Ils ont un rôle de remplissage ou de soutien, les cellules sont peu nombreuses et séparées par une substance intercellulaire appelée Substance fondamentale où baigne des fibres de trois types différents ; collagène, élastique, réticuline.

I.3.2.3 Tissus Adipeux

Ils sont composés de grosses cellules remplies de liquide (lipides) ceux-ci ont commencé par former de petites vacuoles qui grossissent et progressivement refoule le noyau et le cytoplasme s'insinuent entre les cellules ou adipocytes ; celle-ci entourent aussi des groupes d'adipocytes de réserve d'énergie et d'isolant thermique.

I.3.2.4 Tissus Osseux

Les plus dure de l'organisme ; ils doivent leur duretés aux sels calciques présentent dans sa substance fondamentale.

I.3.3 Le rôle de la peau

La peau n'est pas une simple enveloppe pour le corps. C'est un organe aussi important que le cœur ou les poumons elle accomplit une fonction essentielle au maintien de la vie, l'échange entre les milieux intérieure et extérieure.

Les très minces couches de graisse qui recouvrent la peau la rend à la fois élastique et imperméable. Son imperméabilité fonctionne dans les deux sens.

I.3.3.1 De l'extérieure vers l'intérieure

Elle empêche l'eau de pénétrer dans le corps quand, par exemple, nous sommes exposés à la pluie ou quand nous prenons un bain.

I.3.3.2 De l'intérieure vers l'extérieure

Elle règle l'expulsion de certains liquides organiques par la transpiration ; celle-ci s'effectue par l'intermédiaire de glandes appropriées, dites sudoripares, en s'accumulant, pourraient devenir nocive pour l'organisme, celle de contribuer à maintenir notre corps à température constante.

La peau nous protège aussi des radiations solaires et des accidents auxquels l'organisme est exposé en permanence. Aux endroits où elle est soumise à des pressions et à des efforts plus grands, elle s'épaissit et forme des callosités. En fin elle nous protège des bactéries.

I.3.4 Structure de la peau

La peau est constituée de différentes parties ; qui sont présentées sur la figure I.3.

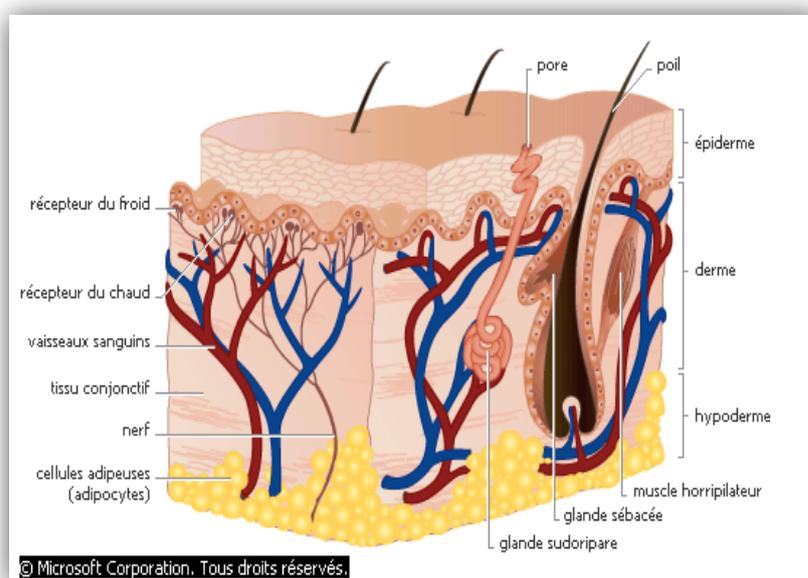


Figure I.3 : la peau

I.3.4.1 L'épiderme

(L'épiderme ou couche superficielle recouvre le derme).

Il est formé par des cellules disposées sur de nombreuses couches.

Il est élastique, totalement imperméable à l'eau et résistant aux bactéries. Il se renouvelle continuellement à partir de la couche interne. Chaque jour, en effet, les cellules de la couche interne se reproduisent par millions ; elles sont peu à peu poussées vers l'extérieur par celles qui viennent de se former. Après un certain temps, les cellules les plus anciennes commencent à produire une substance dure, cornée, dite kératine. C'est alors qu'elles meurent et constituent une couche rigide.

I.3.4.2 Le derme

Le derme est la couche essentielle de la peau, elle se situe entre l'épiderme et l'hypoderme. Le derme est riche en vaisseaux sanguins et en terminaisons nerveuses. Il confère à la peau sa résistance et sa élasticité.

I.3.4.3 L'hypoderme

L'hypoderme, dans sa constitution la plus complète, comprend trois couches superposées :

- la panicle adipeuse, tissu et grasseuse, divisée en lobule par des travées conjonctives qui s'insèrent à la face profonde du derme.
- Le fascia superficiel ou toile sous-cutanée, que la dissection peut isoler. Ce sont ses prolongements qui limitent les logettes contenant les lobules gras.
- Le tissu cellulaire sous-cutané (hypodermique) représente un plan de glissement de la peau sur l'aponévrose superficielle. C'est dans cette couche que cheminent les rameaux vasculaires et nerveux sous-cutanés.

I.3.5 Les dangers qui guettent la peau

Il nous arrive de nous blesser. Il s'agit souvent d'une simple égratignure ou d'une écorchure, la coupure est quelque fois plus profonde et le sang jaillit. Fort heureusement, la peau est capable de se régénérer et de refermer les plaies. Ce pendant, il faut l'aider à accomplir correctement cette fonction, par exemple en désinfectant la blessure et en s'efforçant de la maintenir toujours propre afin d'éviter les risques d'infection. Quand la blessure est plus importante il faut rapprocher les bords de la plaie et recoudre la peau afin d'accélérer le processus de cicatrisation.

- **Les brûlures**

Quand nous nous brûlons à une source de chaleur ou par contact avec des substances chimiques. Les médecins classent les brûlures en quatre catégories, selon leur gravité. Celles du premier degré sont moins graves :

La peau devient seulement rouge vif. Celles du deuxième degré sont moyennes : le sang coule et toute la superficie (l'épiderme) de la peau brûle.

Celles du troisième degré sont graves : elles touchent l'épiderme le derme. Celles du quatrième degré : détruisent toute la peau, jusqu'au derme le plus profond et par fois jusqu'au muscles et os.

Lorsqu'elles sont très étendues, les brûlures peuvent avoir de sérieuses conséquences pour tout l'organisme. Dans ce cas, en effet, notre corps s'asphyxie ou devient incapable de contrôler la composition des liquides internes. Des lésions peuvent se produire sur des organes internes (les reins, l'intestin et l'estomac...). tout l'organisme est alors exposé à de graves infections.

I.4 Le Bistouri

I.4.1 Définition du Bistouri

A l'origine, le bistouri est une lame aiguisé et stérile, utilisé pour pratiquer des incisions et pouvoir accéder et traiter les différentes organes malades. Mais ces incisions apportent des inconvénients aux patients. Elles donnent de grandes ouvertures de plaies et des hémorragies très importantes qui gênent les chirurgiens, à ce moment la seule solution est d'inspérer le sang ou l'éponger, et l'obligation c'est d'utiliser les poches de sang pour compenser ces hémorragies. Pour y remédier à ces problèmes le fameux Bistouri électrique fait naissance.

I.4.2 Définition du Bistouri Electrique

Le Bistouri électrique est un instrument médical utilisé en chirurgie pour inciser (section) et coaguler les tissus humains. Il est appelé aussi **Générateur Haut Fréquence** à l'application il génère un courant de haute fréquence à travers le corps du patient. Ce générateur HF se base sur le comportement des tissus lorsqu'ils sont soumis à une chaleur instantanée ils réagissent comme une résistance ohmique à la fréquence utilisée, cela permet une bonne dérivation à la terre à fin d'éviter toutes décharges sur le patient. Le bistouri électrique fonctionne à base de l'électrochirurgie quand vas étudier en détaille dans le chapitre suivant.

I.5 Conclusion

Dans ce chapitre on a défini le bistouri électrique ainsi que des généralités qui le concernent, comme son milieu d'utilisation qui sont le bloc opératoire et la peau qui jouent un rôle très important pour son application.

II.1 Introduction

La chirurgie à haute fréquence (chirurgie HF) compte aujourd'hui parmi les procédés de chirurgie bien établis. Elle est pratiquée par les chirurgiens de toutes les disciplines. Ses avantages résident avant tout dans le contrôle de l'effet chirurgical, ses possibilités d'application dans de nombreux domaines, en partie nouvelles et inégalées, et la grande variété des instruments et de leurs formes. En chirurgie conventionnelle, mais aussi, en particulier, dans la chirurgie mini-invasive, elle apporte une contribution précieuse à l'efficacité des interventions et à la réduction du stress pour les patients.

II.2 Le principe de l'électrochirurgie

L'électrochirurgie consiste à appliquer un courant électrique de haute fréquence sur des tissus biologiques dans le but d'obtenir un effet thermique utilisable à des fins médicales. Ce chapitre explique les bases physiques de l'échauffement de tissus par du courant électrique. Il donne un aperçu des processus déclenchés dans le tissu par la chaleur et mentionne des facteurs importants qui ont une influence sur l'effet chirurgical.

II.2.1 Bases physiques

La **(fi II.1)** illustre le principe de la chirurgie HF. Le patient est relié à l'appareil d'électro- chirurgie par deux électrodes.

L'appareil produit une tension électrique entre les électrodes. Le tissu biologique étant conducteur, un courant passe à travers le corps du patient entre les deux électrodes. Le circuit est donc fermé. Le courant génère dans le tissu de la chaleur qui permet d'obtenir un effet donné. On a là une différence importante entre la chirurgie HF et la cautérisation : dans la chirurgie HF, l'échauffement n'est pas exogène, c'est-à-dire produit par un instrument chauffé, mais endogène, c'est-à-dire produit par le courant circulant dans le tissu. Pour éviter les brûlures acides dues aux processus électrolytiques et empêcher les excitations nerveuses et musculaires, on utilise un courant alternatif de 200 kHz au minimum. D'où le nom de chirurgie à haute fréquence

L'effet chirurgical dépend en grande partie de la quantité de chaleur dégagée et de sa répartition dans le tissu.

La quantité de chaleur est déterminée par la tension et par la résistance du tissu. La répartition

de la chaleur est le résultat de la répartition de la résistance du tissu et de la géométrie du trajet du courant.

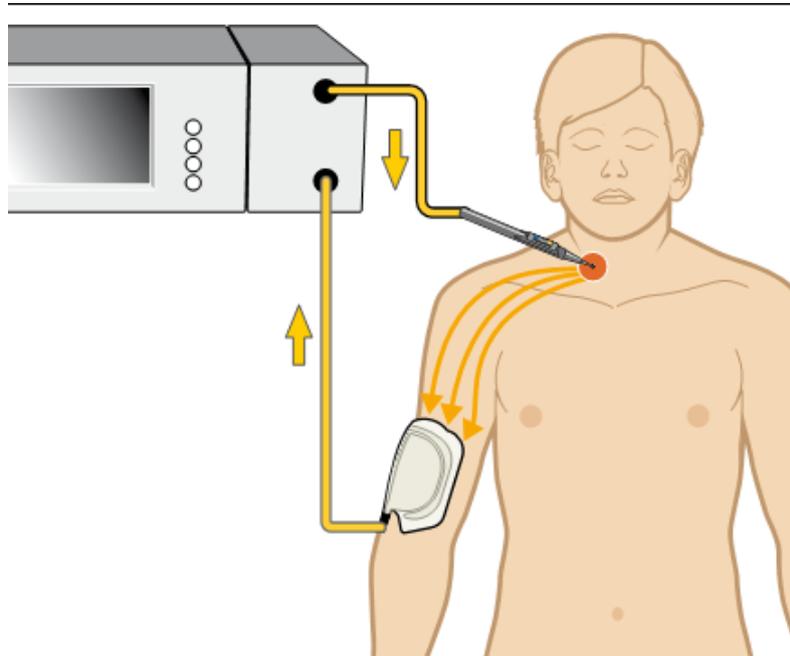


Figure II.1 : Le principe de la chirurgie HF.

II.2.1.1 Action excito-motrice

Des courants pulsés, par exemple des courants continus à fréquence rythmée ou des courants à basse fréquence (par exemple la fréquence de l'alimentation secteur) provoquent des stimuli ou des réactions sur les fibres nerveuses et sur les cellules musculaires. Par conséquent, l'on constate une stimulation de l'échange ionique normal de l'organisme humain responsable de la conduction de stimuli physiologiques. Les stimuli de ce type entraînent une contraction de la musculature jusqu'à provoquer des extrasystoles et des fibrillations. L'effet du stimulus, appelé également effet faradique, se calcule de la façon suivante:

$$R = \frac{1}{\sqrt{F}}$$

Le système physiologique d'excitation des tissus est dépendant d'une courbe dont le seuil de stimulation par des courants continus hachés, ou des courants de basse fréquence, détermine des impulsions de stimulations agressives. Avec des courants alternatifs de haute fréquence (> 200 kHz) le système physiologique ne peut plus suivre le rythme des impulsions, et l'on constate une insensibilité aux stimuli.

Pour ces raisons, les bistouris électriques délivrent des courants de haute fréquence supérieurs à 300 kHz.

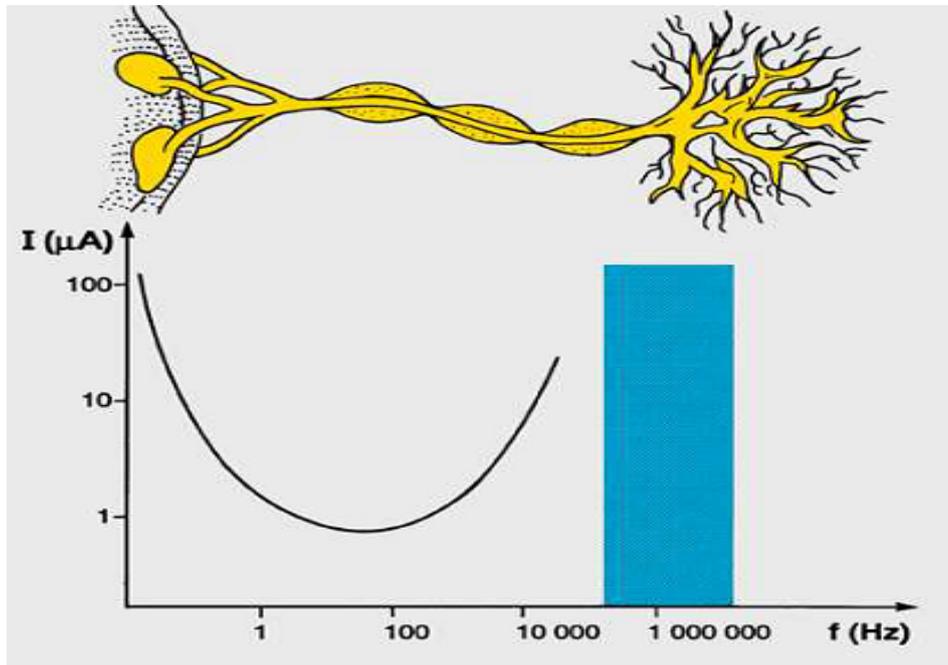


Figure II.2 : effet de courant sur les fibres nerveuses

II.2.1.2 Choix de courant

- **Courant continu**

Un courant continu peut être généré par une batterie électrique ; il n'est pas souhaitable pour l'utilisation en électrochirurgie, car en plus de l'effet thermique il crée un effet électrolytique, entraînant une production d'acide au niveau des électrodes.

- **Courant alternatif**

La fréquence du courant alternatif utilisé dans les maisons (50-60 Hz) n'est pas souhaitable pour une application en électrochirurgie car en plus de l'effet thermique, il génère un effet faradique indésirable qui entraîne une stimulation neuromusculaire.

La fréquence du courant doit être haute pour annuler la stimulation neuromusculaire. Donc il y a que le courant alternatif haute-fréquence au-dessus de 300 000 Hz (300 kHz) qui est utilisé pour l'électrochirurgie, il permet de couper et coaguler les tissus et cela en utilisant l'effet thermique seulement sans l'effet électrolytique et la stimulation neuromusculaire.

II.2.2 Modifications des tissus sous l'effet de la chaleur

L'échauffement induit différents processus dans le tissu (**tab.II.1** et **fi.II.3**). Ces processus sont déterminés en premier lieu par la température atteinte. Les processus les plus importants pour la chirurgie HF sont la dénaturation des protéines à partir d'environ 60 °C (coagulation) et la déshydratation du tissu à environ 100 °C. La rapidité de l'échauffement et la durée d'action de la température élevée déterminent la rapidité et l'efficacité de ces processus.

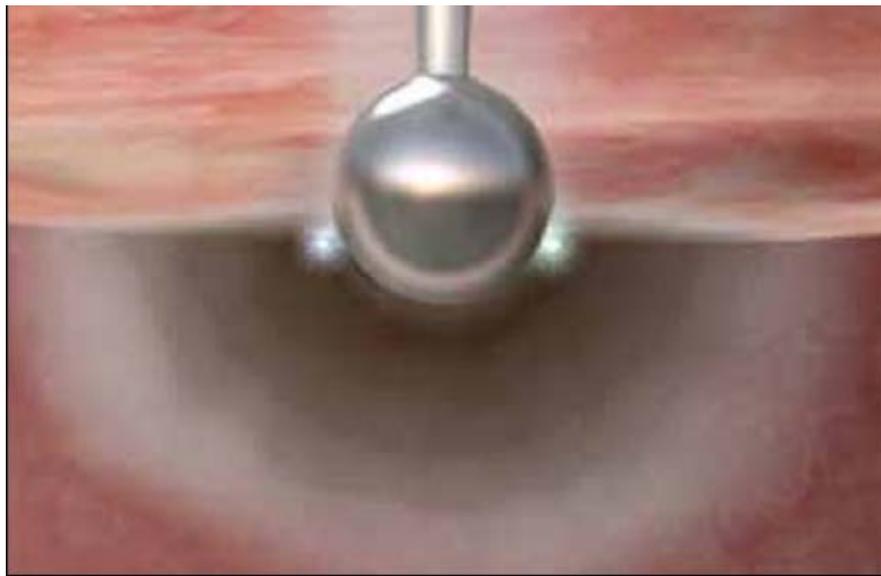


Figure II.3 : Changements induits par la chirurgie HF dans les tissus biologiques.

Température dans le tissu	Effet
jusqu'à 40 °C	aucun
40–50 °C	hyperthermie : modifications de la membrane cellulaire et des structures des molécules intra-cellulaires, œdème, selon la durée, nécrose (mort des cellules) et dévitalisation (destruction)
env. 60 °C	coagulation (dénaturation) des protéines des cellules, dévitalisation
env. 80 °C	coagulation du collagène extracellulaire, destruction des membranes cellulaires
env. 100 °C	déshydratation du tissu, selon la rapidité de l'évaporation : dessiccation (dessèchement) et rétraction ou coupure provoquée par la déchirure mécanique du tissu
à partir d'env. 150 °C	carbonisation (charbonnage)
à partir d'env. 300 °C	vaporisation (destruction du tissu entier)

Tableau II.1 : Effet de l'échauffement sur les tissus biologiques.

- **Loi de joule**

Les bistouris électriques mettent en application le principe de la transformation d'énergie, c'est-à-dire la transformation d'énergie électrique en énergie thermique. La loi de base est la loi thermique de «Joule». Cette loi explique que la quantité de chaleur produite dans les tissus traversés par le courant électrique, dépend de l'intensité de courant, la résistance en Ohms et la durée de l'action.

$$Q = I^2 \times R \times t$$

II.3 Facteurs influençant l'effet de la chirurgie HF

L'effet chirurgical est déterminé par la température atteinte dans le tissu et la durée d'action de la température ainsi que par la rapidité de l'échauffement. La rapidité de l'échauffement et la durée d'action de la température élevée sont déterminées par la puissance appliquée au tissu et par son évolution dans le temps. La température atteinte est déterminée par l'énergie (puissance x temps).

La répartition locale de la chaleur dégagée dépend de la densité de courant et de la répartition de la résistance du tissu. De là découlent différents facteurs influant sur l'effet chirurgical

II.3.1 Forme de l'électrode et surface de contact

Si la surface de contact entre l'électrode et le tissu est petite, la densité de courant étant élevée, l'échauffement est rapide et important. Pour la même puissance, si la surface de contact est plus grande, la densité de courant est plus faible, et l'échauffement est plus lent et moins important. L'échauffement est le plus important lorsque la surface de contact entre l'électrode et le tissu est très petite, c'est-à-dire si elle n'est pas plus grande qu'un point.

II.3.2 Rapidité du déplacement de l'électrode et ligne de coupe

La durée du contact entre l'électrode et le tissu influe sur la température atteinte et sa durée d'action. On peut également modifier la surface de contact en déplaçant l'électrode, par exemple en l'enfonçant plus profondément.

II.3.3 Propriétés des tissus

Différents tissus, par exemple musculaire, adipeux ou vasculaire, s'échauffent plus ou moins bien selon leurs propriétés électriques et thermiques, et ils peuvent aussi réagir différemment à la chaleur. La résistance électrique, qui détermine la puissance appliquée, joue ici un rôle important. Étant donné que le flux de courant est formé par les mouvements des ions dans le fluide électrolytique du tissu, la résistance dépend essentiellement de la teneur du tissu en eau, qui diffère selon le type (fi. 4). La résistance augmente rapidement lorsque le tissu commence à se dessécher en raison de l'évaporation de l'eau. Cela peut entraîner un échauffement accru des zones desséchées du tissu.

II.3.4 Mode de fonctionnement de l'appareil de chirurgie HF

Le courant et la tension dépendent avant tout des propriétés du tissu, de la taille de la surface de contact et des propriétés du générateur haute fréquence de l'appareil d'électrochirurgie. Dans ces conditions, il est difficile d'obtenir un effet reproductible. Des appareils de chirurgie HF modernes surveillent en permanence le courant et la tension, à partir desquels ils calculent et analysent certaines valeurs comme la puissance et la résistance des tissus. Un dispositif de commande et de régulation leur permet de maintenir les paramètres techniques constants ou de les modifier en fonction de l'effet souhaité. Ils peuvent par exemple compenser les différences entre divers types de tissu, réagir aux modifications des propriétés du tissu, par exemple au dessèchement dû à l'échauffement, et garantir la reproductibilité de l'effet.

1.

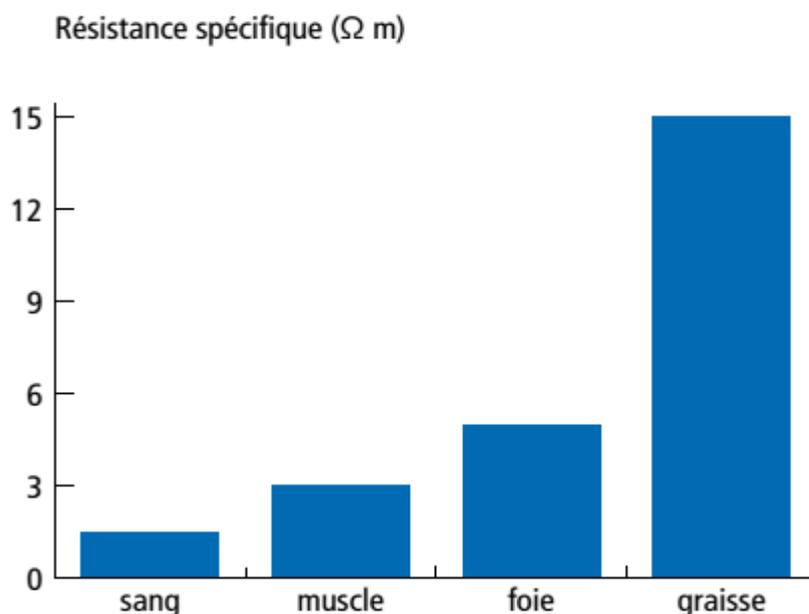


Figure II.4 : Résistance spécifique pour différents types de tissu à env. 300 kHz.

II.4 Effets de la chirurgie HF sur les tissus

Les deux effets classiques de la chirurgie HF sont la dissection de tissus (coupe) d'une part, et l'arrêt des saignements (hémostase), que l'on assimile souvent à la coagulation, d'autre part. Sur les éléments de commande et les afficheurs des dispositifs de chirurgie HF, la coupe est représentée par la couleur jaune et la coagulation par la couleur bleue. À partir des procédés d'hémostase, des procédés de dévitalisation et d'ablation de tissus ainsi que le scellement des vaisseaux, ont été développés et entrent également dans la catégorie des effets de coagulation et sont désignés par la couleur bleue.

II.4.1 Coupe

Pour séparer un tissu, il faut l'amener rapidement à une température de plus de 100 °C de manière que l'eau qu'il contient s'évapore d'un seul coup et le déchire. La densité de courant élevée nécessaire pour cela est obtenue au moyen de courts arcs électriques (étincelles) qui

se forment entre l'électrode et le tissu à des tensions de crête d'environ 200 V et plus. Les arcs électriques, des éclairs minuscules, provoquent un flux de courant presque punctiforme (**fi.II.5**). L'électrode de coupe type a généralement la forme d'une spatule, d'une aiguille ou d'une anse droite. Elle n'est pas directement en contact avec le tissu pendant la coupe, car elle est entourée de vapeur provenant de l'évaporation du liquide. Les arcs électriques entre la surface de l'électrode et le point le plus proche du tissu se forment de préférence sur les bords. Le tissu qui se trouve devant l'extrémité de l'électrode est rapidement balayé, se vaporise et une incision est créée. L'électrode peut être dirigée sans effort à travers le tissu. Ce procédé

est également appelé électrotomie

Si on augmente la tension, l'intensité des arcs électriques augmente. Le flux de courant est plus élevé que le flux nécessaire pour la coupe seule. Cela conduit à l'évaporation d'une plus grande quantité de liquide et à un échauffement plus important du tissu environnant. Il se produit dans ce tissu une coagulation, mais aussi une carbonisation indésirable si la chaleur est forte. Les caractéristiques de la coupe, en particulier l'étendue de la zone de coagulation sur le bord de la coupe, sont aussi appelées qualité de la coupe. La qualité souhaitée pour la coupe dépend de l'application. Elle peut être influencée par l'utilisateur, au niveau de la

rapidité de la coupe – coagulation moins importante et coupe plus rapide – et sur l'appareil, par le réglage des paramètres de régulation. Les modes de réglage les plus courants sont présentés ci-dessous.

II.4.1.1 Régulation de la tension :

La tension électrique est déterminante pour la formation des arcs électriques. Avec la résistance électrique du tissu, elle détermine le flux de courant, donc l'énergie appliquée pour chaque arc électrique. Donc, une tension constante produit une coupe de qualité régulière, indépendamment de la profondeur de l'incision. La qualité de la coupe dépend toutefois aussi de la vitesse de coupe et du tissu – par exemple, sa résistance étant plus faible, un tissu musculaire peut être coupé à une tension plus basse qu'un tissu adipeux. Une coupe reproductible pour les tissus dont les propriétés ne changent pas est ainsi garantie. En même temps, la sélectivité de l'effet par rapport au tissu peut être utilisée pour la préparation de différents types de tissu.

II.4.1.2 Régulation de l'arc électrique :

L'intensité des arcs électriques détermine l'effet de coupe. Les appareils de chirurgie HF modernes peuvent mesurer cette intensité et la maintenir à un niveau constant en réglant la tension. Le réglage de l'arc électrique permet d'obtenir une coupe de qualité régulière, indépendamment du type de tissu, de la vitesse de coupe et de la forme de l'électrode.

II.4.1.3 Modulation :

Pour les coupes avec une coagulation plus importante, une tension de crête plus élevée est nécessaire. Pour éviter un effet de coupe excessif et la carbonisation, il est nécessaire d'abaisser la puissance moyenne.

Pour cela, la tension alternative est modulée, ce qui signifie que sa valeur de crête est modifiée dans le temps. Une forme de modulation fréquente consiste à interrompre le flux de courant à de brefs intervalles (« notching »). La modulation est normalement si rapide que l'utilisateur ne remarque que le changement de l'effet sur le tissu. Le rapport entre la tension de crête et la tension moyenne (valeur effective), appelé facteur de crête, est un indicateur de l'ampleur de la modulation.



Figure II.5 :Coupe en chirurgie HF.

II.4.2 Hémostase par coagulation

Lorsque le tissu qui saigne est échauffé suffisamment lentement, les protéines qu'il renferme et le sang se coagulent. Le tissu se rétracte et commence à se déshydrater. La rétraction et la coagulation du sang ferment les vaisseaux et le saignement s'arrête. La coagulation peut être effectuée avec contact direct avec le tissu (coagulation par contact) ou sans contact. La coagulation par contact est indiquée avant tout pour arrêter des saignements limités localement. Elle utilise soit des tensions basses (**fi.II.6a**), soit des formes de tension modulées avec une valeur de crête plus élevée (**fi.II.6b**). Les tensions plus élevées permettent de travailler plus rapidement, mais elles peuvent provoquer des projections d'étincelles et une carbonisation. Dans la coagulation sans contact, le courant à haute tension de plusieurs milliers de volts est transmis par des arcs électriques. À la différence de la coupe, les arcs électriques sont en règle générale répartis sur une zone assez grande, de telle sorte que l'on obtient une surface de coagulation étendue. Cela permet d'arrêter efficacement des saignements superficiels.

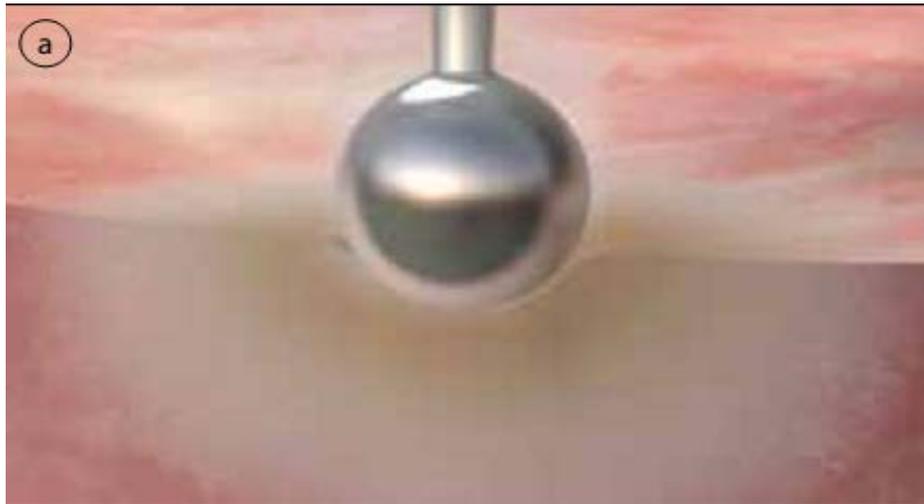


Figure II.6-a: Coagulation par contact à basse tension



Figure II.6-b: coagulation à tension élevée modulée

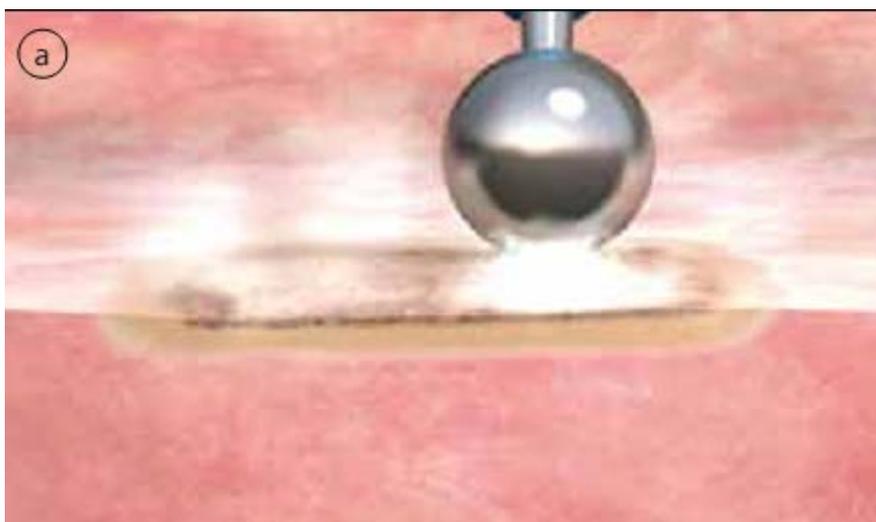


Figure II 7-a: Coagulation sans contact(a) fulguration



Figure II.7-b: (b) coagulation par plasmad'argon

II.4.3 Dévitalisation et ablation

Les anomalies des tissus, telles que les lésions ou les tumeurs, peuvent être traitées de différentes manières : dévitalisation (destruction), réduction ou ablation.

La dévitalisation consiste à endommager irréversiblement le tissu en l'échauffant à des températures dépassant 60 °C. Pour la dévitalisation superficielle, la coagulation par plasma d'argon (APC) est la méthode qui convient le mieux, alors que la coagulation par contact avec des électrodes boules ou aiguilles est préférable pour les zones plus étendues et plus profondes. Avec des courants plus faibles et une durée d'application plus longue, on obtient souvent un meilleur effet en profondeur, car le tissu le long de l'électrode ne se dessèche pas aussi rapidement et ne perd donc pas sa conductibilité. La chaleur a donc plus de temps pour se diffuser en profondeur dans le tissu. Cet effet est également obtenu avec des tensions modulées.

De plus, pendant les pauses entre les passages de courant, le fluide des tissus avoisinants peut se rediffuser dans le tissu qui se trouve à proximité immédiate de l'électrode et contribuer ainsi à retarder encore le dessèchement.

La dévitalisation de tissu indésirable est souvent appelée ablation à haute fréquence ou par radiofréquence, bien qu'il ne s'agisse pas d'une résection de tissu à proprement parler. Le tissu détruit est ensuite dégradé par métabolisme par l'organisme du patient.

Une ablation proprement dite, non mécanique, est difficilement réalisable par la chirurgie HF. L'APC à une puissance élevée peut provoquer une évaporation rapide, tout au moins du fluide tissulaire. Mais souvent aussi, le reste du tissu se carbonise. Un échauffement plus lent permet

au moins de réduire le volume du tissu indésirable par rétraction, sans carbonisation, par déshydratation.

II.4.4 Scellement de vaisseaux par thermofusion

Avant une dissection, on peut sceller les tissus vascularisés ou des vaisseaux individuels assez grands par coagulation.

Les parois du vaisseau à sceller sont pressées l'une contre l'autre au moyen d'une pince et on fait passer du courant entre les branches de la pince (**fi.II.8**). La coagulation provoque, comme pour une soudure, la fusion des protéines dénaturées des parois du vaisseau. Pendant ce temps, l'appareil de chirurgie HF surveille en permanence la modification de la résistance du tissu entre les branches. Le réglage automatique de la tension de crête et de la modulation évite des lésions thermiques excessives dans les tissus avoisinants. Le tissu scellé peut ensuite être coupé au moyen d'un bistouri mécanique ou électrique. Ce procédé tend à supplanter l'obturation par clips ou par sutures.

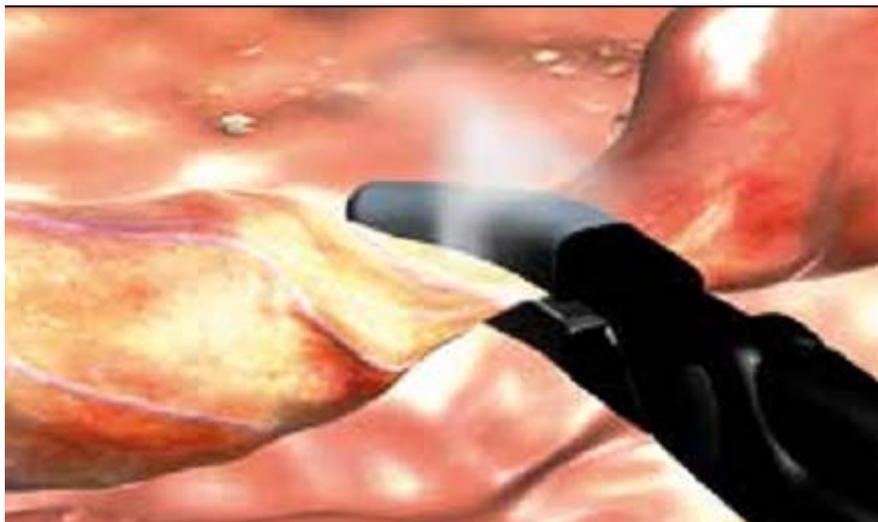


Figure II.8:Scellement des vaisseaux par thermofusion.

II.5 Procédés de la chirurgie HF

On distingue en chirurgie HF deux procédés : la technique monopolaire et la technique bipolaire. On distingue également la technique par contact et la technique sans contact.

II.5.1 Technique monopolaire

Dans la chirurgie HF monopolaire, les deux électrodes entre lesquelles le courant passe ont des formes différentes (**fi.II.9**). L'effet chirurgical se produit à l'endroit de

l'électrode active. L'électrode active a une surface de contact relativement petite, afin d'atteindre ici la densité de courant maximale. La seconde électrode est l'électrode neutre, de grande surface. Elle est appliquée à un emplacement approprié sur la peau du patient.

L'échauffement du tissu par le courant HF, qui déclenche une coupe ou une coagulation à l'endroit de l'électrode active, est minime et à peine perceptible pour le patient à l'endroit de la grande électrode neutre, et il n'y a pas d'effet chirurgical.

Un mauvais contact entre l'électrode neutre et la peau ou une surface de contact trop petite peuvent provoquer des brûlures. Si des électrodes neutres à double surface ou plus sont utilisées, les appareils de chirurgie HF modernes mesurent la résistance entre les deux moitiés de l'électrode et peuvent ainsi détecter un mauvais contact avec la peau.

Étant donné que dans la technique monopolaire, le trajet du courant à travers le corps peut être long, pour garantir la sécurité de l'application, il faut tenir compte de quelques points.

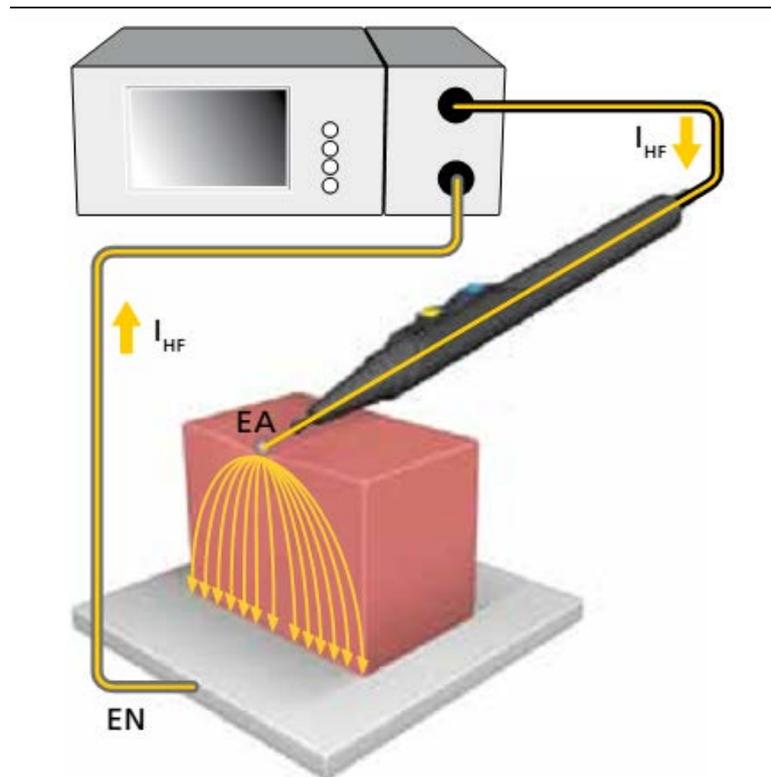


Figure II.9: Technique monopolaire

- **Exemples d'utilisation de la technique monopolaire**
- **Coagulation par pince**

Dans l'utilisation du bistouri électrique à des fins de coagulation, ce sont les coagulations par pinces qui sont les plus utilisées. Dans ce cas le chirurgien saisit et clamp le vaisseau avec une pince ou clamp pour obtenir l'arrêt mécanique du saignement. L'électrode active est mise en contact avec la partie métallique de l'instrument et le courant H.F est activé. L'instrument agit de ce fait comme une prolongation de l'électrode active. Cette coagulation s'obtient au point de contact de l'instrument avec les tissus.

Les gants du chirurgien, en plus de leurs fonctions aseptiques, assurent également une isolation électrique du chirurgien par rapport aux parties métalliques conductrices. Pour éviter les risques de perforation du gant, il faut procéder de la façon suivante: Toucher tout d'abord l'instrument avec l'électrode active. Déclencher ensuite seulement le courant de haute fréquence. Dans le cas contraire, c'est-à-dire si l'on approche l'électrode active déjà sous tension de l'instrument, il se produit une étincelle d'amorçage qui par effet faradique peut provoquer à travers le gant, un choc électrique



Figure II.10 : coagulation par pince

- **Coagulation par étincelage**

La coagulation par étincelage (spray-coagulation) est une forme de coagulation particulière.

Elle est déjà connue depuis longtemps sous le terme de fulguration. Dans ce cas, une électrode active est maintenue à quelques millimètres de distance de la surface du tissu, et le courant spécifique pour étincelage est activé. Grâce à la haute tension du générateur de courant, l'on obtient un transfert d'étincelles. Cette énergie produit sur les tissus une zone de coagulation superficielle fortement carbonisée. En déplaçant l'électrode active, de vastes zones de tissus de structures différentes peuvent être coagulées. L'application principale se situe dans l'ouverture du sternum en chirurgie cardiaque, ainsi que dans la chirurgie hépatique

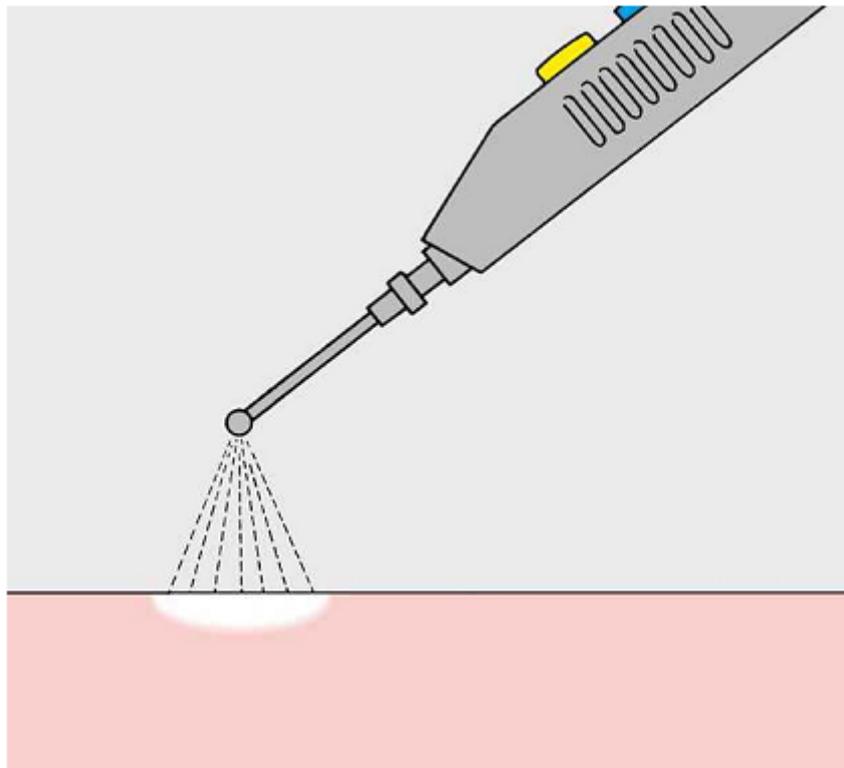


Figure II.11 : coagulation par étincelage

II.5.2 Technique bipolaire

Dans la chirurgie HF bipolaire, les deux électrodes sont intégrées dans un seul instrument. Le courant circule principalement dans la zone du tissu étroitement délimitée qui se trouve entre les électrodes (**fi.II.12**). Une électrode neutre distincte n'est pas nécessaire. Souvent, les deux électrodes ont un effet chirurgical identique. Si les électrodes sont disposées asymétriquement

et si leurs surfaces de contact sont différentes, l'effet ne se produit qu'à l'endroit de l'électrode de petite surface.

La limitation dans l'espace du flux de courant peut présenter des avantages en termes de sécurité. La technique bipolaire ne convient toutefois pas pour toutes les applications. Elle offre des avantages indéniables du fait de sa meilleure maniabilité, en particulier si on utilise des électrodes de coupe.

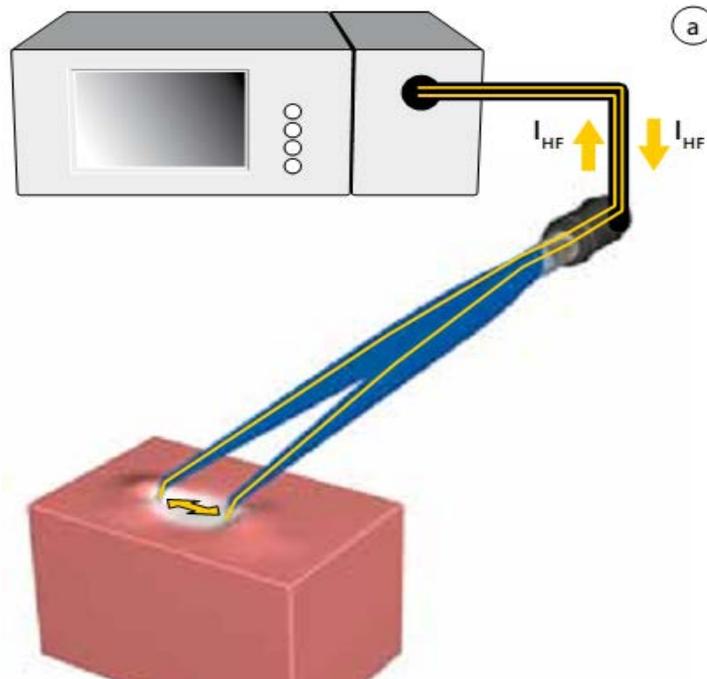


Figure II.12 : Technique bipolaire

➤ **Exemples d'utilisation de la technique bipolaire**

• **Utilisation de la «coagulation bipolaire»**

La coagulation bipolaire est une technique très utilisée. Dans la plupart des cas, on utilise des pinces bipolaires; il en existe de plusieurs formes.

Parce que cette technique est utilisée principalement dans des interventions chirurgicales complexes, il est très important de maintenir les contacts des pinces bipolaires propres durant l'opération, et éventuellement de les nettoyer. En effet, les pointes des pinces sur lesquelles se sont incrustés des résidus de coagulation, ont tendance à adhérer aux tissus clampés, et provoquer de nouveaux saignements après que l'on ait retiré les pinces.

Le générateur haute fréquence bipolaire doit avoir une sortie symétrique. Une sortie asymétrique favorise l'adhérence des pinces.

Puisque le besoin énergétique de cette méthode est limité, les puissances de sortie maximales des parties bipolaires d'un bistouri électrique sont comprises entre 80 et 100 wats.

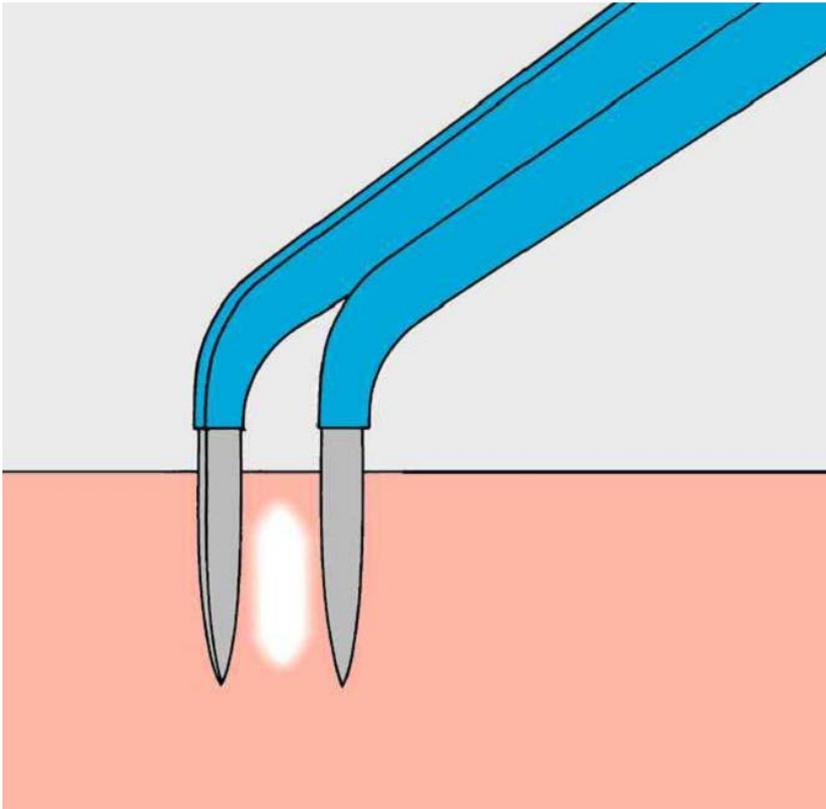


Figure II.13 : coagulation bipolaire

II.5.2.2 Utilisation «coupe bipolaire»

La coupe et la coagulation monopolaire, ainsi que la coagulation bipolaire sont des techniques couramment utilisées. La coupe bipolaire est par contre une technique d'utilisation relativement récente. Du fait de l'utilisation croissante de la chirurgie endoscopique (chirurgie invasive minimale), on adapte de plus en plus en raison de sa plus grande sécurité, les techniques bipolaires; ceci a conduit au développement d'instruments de coupe bipolaire. Le fait de pouvoir asservir l'instrument et le générateur en puissance et en caractéristique de fonctionnement par un système de codification, constitue un avantage important pour les utilisateurs.

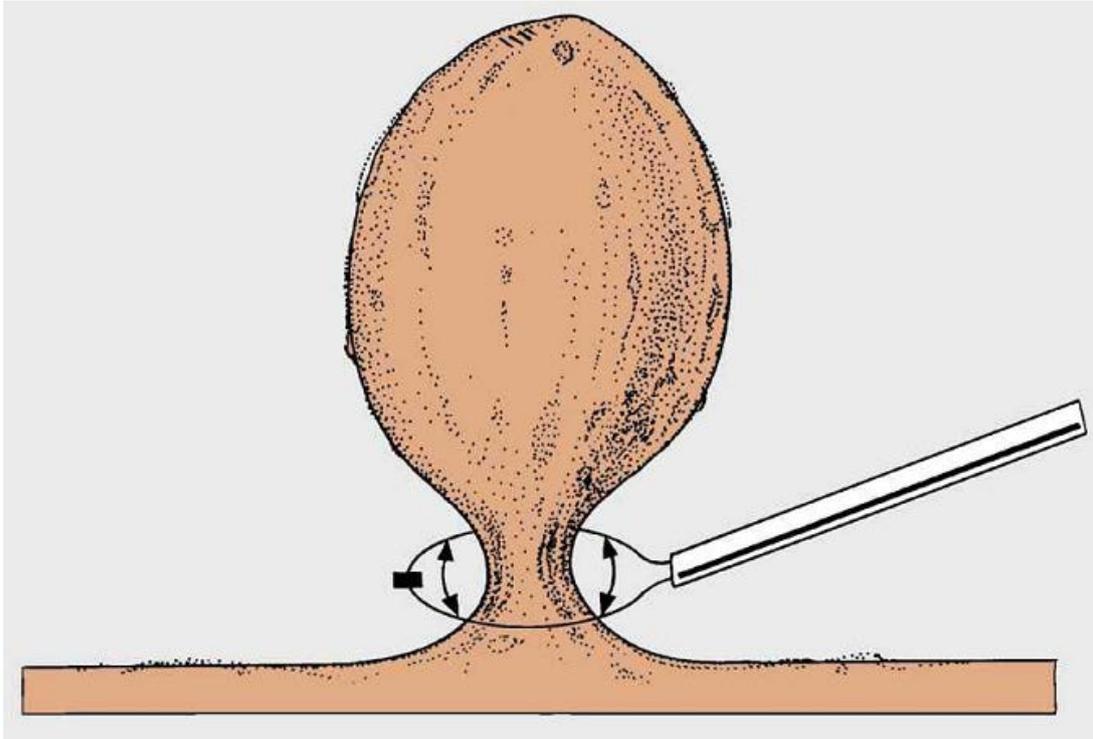


Figure II.14 : coupe bipolaire

II.6 Règles de base pour une utilisation on toute sécurité

Comme tout dispositif médical, l'appareil de chirurgie HF présente aussi certains risques pour le patient, le manipulateur et l'environnement. Ces informations doivent aider l'utilisateur à comprendre les risques spécifiques de la chirurgie HF et à les minimiser en utilisant correctement les dispositifs.

II.6.1 Effet thermique du courant électrique

L'effet de la chirurgie HF résulte du passage de courant alternatif à haute fréquence à travers le corps du patient entre deux électrodes. Ce courant génère dans les tissus de la chaleur en fonction de sa densité et des caractéristiques des tissus. Pour obtenir l'effet chirurgical, la densité de courant au site de l'intervention doit être élevée. Hors du site chirurgical, des obstacles au passage du courant peuvent toutefois entraîner des brûlures ou des coagulations intempestives. Ces obstacles sont par exemple les petites surfaces de contact, notamment entre le bout du doigt et la cuisse du patient, ou les zones où la couche de tissu bon conducteur est mince, par exemple dans les articulations. Le trajet du courant à travers le corps doit donc être le plus court possible, présenter une bonne conductibilité et avoir une grande surface de section.

Un contact électrique du patient avec le sol peut également provoquer des brûlures. Cela est dû à ce que l'on appelle des courants de fuite qui peuvent circuler en raison d'un couplage capacitif techniquement inévitable entre le générateur haute fréquence et le sol. Ces courants sont certes relativement faibles, mais ils peuvent provoquer une brûlure en cas de contact de petite surface du patient, par exemple, avec une table d'opération mise à la terre, ses accessoires métalliques ou un pied à perfusion.

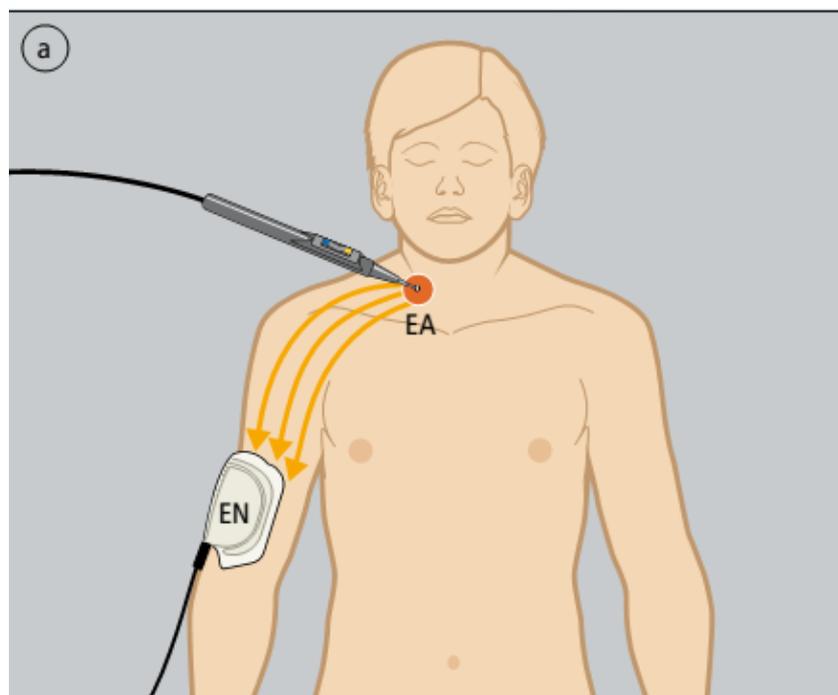
Dans les applications bipolaires, la plupart de ces risques sont en très grandes partie exclus car, la distance entre les électrodes étant faible, le trajet du courant est court. Pour les applications monopolaires, ils peuvent être réduits à un minimum si on respecte quelques principes pour le positionnement du patient et l'utilisation de l'électrode neutre.

II.6.1.1 Positionnement du patient

Le patient doit être bien isolé de la table d'opération. Les liquides étant en règle générale conducteurs, l'espace entre le patient et la table d'opération doit être autant que possible sec et imperméable. Les contacts peau à peau sont à éviter.

II.6.1.2 Électrode neutre

Toute la surface de l'électrode neutre doit être bien en contact avec la peau du patient et l'électrode neutre doit être placée le plus près possible du site opératoire. Le trajet du courant entre l'électrode active et l'électrode neutre doit être court et passer à travers un tissu bien irrigué ayant autant que possible une grande surface de section (**fi.II.15a+b**).



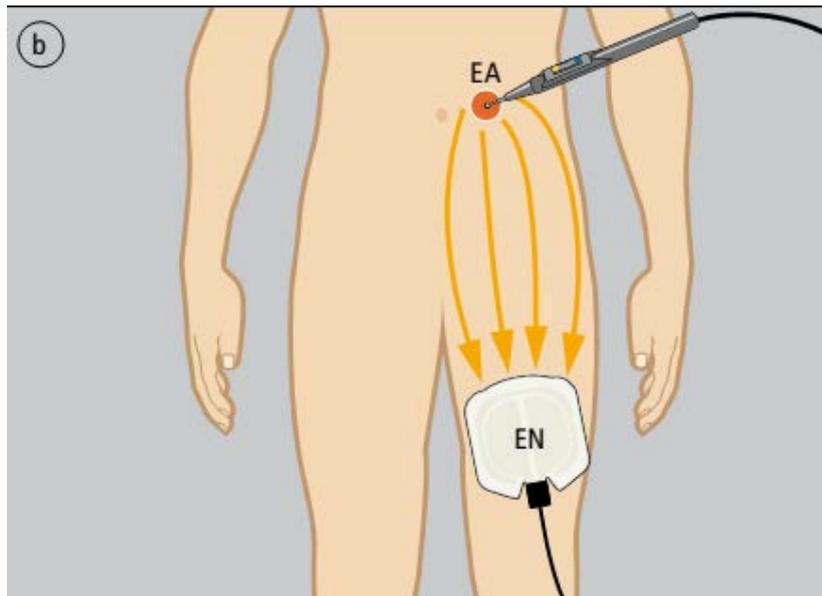


Figure II.15a+b : Trajet du courant à travers le patient

II.6.2 Perturbation d'autres appareils

Les appareils de chirurgie HF peuvent perturber d'autres appareils utilisés en même temps qu'eux. Les causes de ces perturbations sont très complexes et différentes mesures peuvent être nécessaires pour résoudre le problème.

Les courants alternatifs HF peuvent traverser des appareils reliés au patient et perturber leur fonctionnement. C'est le cas, par exemple, pour les stimulateurs cardiaques et d'autres implants actifs ainsi que pour les dispositifs de surveillance des patients. Ces problèmes peuvent être en partie réduits à un minimum si on place l'électrode neutre à un endroit approprié de manière à éviter les trajets de courant défavorables. En particulier pour les interventions sur les porteurs de stimulateur cardiaque, il y a lieu d'utiliser de préférence la technique bipolaire.

Une autre cause fréquente de perturbations est le couplage capacitif entre des câbles d'un appareil de chirurgie HF et, par exemple d'un électrocardiogramme, proches les uns des autres. Les câbles de l'appareil de chirurgie HF doivent donc être autant que possible placés à distance des câbles d'autres appareils.

Dans les applications endoscopiques, cela n'est possible dans une certaine mesure. Ici, la transmission des données d'images peut être perturbée par le couplage capacitif entre les câbles de l'appareil de chirurgie HF et les câbles de données dans l'endoscope. Normalement, différentes mesures permettent également de résoudre ces problèmes. Des informations à ce propos sont disponibles chez les fabricants.

II.6.3 Observations diverses

II.6.3.1 Nourrissons et enfants:

Lors de l'utilisation d'un mode monopolaire, si, pour des raisons de taille, les électrodes neutres standard ne peuvent pas être appliquées, on peut employer des électrodes neutres spéciales pour les nourrissons ou les enfants. Dans ce cas, le courant se répartit sur une surface plus petite.

Pour éviter les brûlures causées par la densité de courant plus élevée, il est nécessaire de limiter le courant d'une manière générale, notamment en réglant l'appareil de chirurgie HF sur une valeur plus basse. Certains appareils sont équipés d'un dispositif de surveillance du courant spécial pour les électrodes pour les nourrissons et les enfants. Une autre possibilité consiste à réduire la surface de contact avec l'électrode active en coupant avec précaution ou en utilisant des électrodes de coagulation de petite surface.

II.6.3.2 Grossesse :

Les courants appliqués en chirurgie HF n'ont pas d'effets nocifs connus sur l'embryon ou le fœtus. Chez les femmes enceintes, il est néanmoins recommandé d'utiliser la technique bipolaire.

II.6.3.3 Plusieurs instruments raccordés à un appareil :

Du fait du couplage capacitif entre les câbles des instruments, un courant alternatif peut passer à travers le câble d'un instrument qui n'est pas activé et provoquer une brûlure à l'endroit de l'électrode. Les câbles des instruments doivent donc être bien séparés. Les instruments dont on n'a pas besoin doivent être déposés en lieu sûr et, en particulier, ne pas être posés sur le patient.

II.6.3.4 Utilisation simultanée de deux appareils de chirurgie HF :

L'utilisation simultanée de deux appareils de chirurgie HF sur le même patient peut créer un certain nombre de problèmes provoqués par exemple, par la superposition des courants HF. Pour plus d'informations à ce sujet, il est recommandé de prendre contact avec les fabricants des appareils.

II.7 Instruments

Un grand choix d'instruments est proposé pour les différentes applications en Electrochirurgie

Il y a en principe deux types d'instruments, pour la coupe et pour la coagulation, mais aussi

une combinaison des deux. On distingue en outre les instruments destinés aux applications monopolaires, aux applications bipolaires et à la coagulation. On peut aussi classer les instruments selon leur forme et leur domaine d'application. Les instruments de chirurgie ouverte se composent en règle générale d'un manche avec un raccord pour l'électrode. Pour la chirurgie mini-invasive des instruments à tige rigide ou souple selon l'application, parexemple laparoscopie ou endoscopie flexible, sont nécessaires. Enfin, il y a pour un grand nombre d'instruments des modèles à usage unique et d'autres réutilisables.

II.7.1 Instruments pour la coupe

Pour la coupe, il faut une électrode ayant une extrémité avant droite. Les électrodes de coupe ont donc la forme d'aiguilles, de spatules, de boucles ou de crochets. Elles sont disponibles comme électrodes monopolaires pour les manches porte-électrodes ou comme instruments monopolaires ou bipolaires à tige rigide ou souple. Les instruments de coupe bipolaires ont en règle générale un anneau d'électrode neutre, qui doit être en contact avec le tissu pendant la coupe. Il existe en outre des ciseaux bipolaires avec deux électrodes de coupe. La figure 16 présente des exemples d'instruments de coupe monopolaires et bipolaires.



Figure II.16 :(a) Instrument de coupe monopolaire et (b) bipolaire.

II.7.2 Instruments pour la coagulation

Des instruments de coagulation spéciaux sont proposés pour l'hémostase, le scellement des vaisseaux et l'ablation. En chirurgie ouverte, on utilise normalement pour l'hémostase un instrument monopolaire avec une grande surface de contact comme l'électrode boule (**fi.II 17**) On peut aussi utiliser la face plate d'une spatule de coupe. Pour le scellement des vaisseaux, il existe des pincettes et des pinces bipolaires de tailles et de formes différentes (fi. 18). Pour l'ablation de tissus par dévitalisation, on utilise des aiguilles monopolaires ou bipolaires (**fi.II.19**).



Figure II.17 :Électrode boule monopolaire



Figure II.18 : Instruments bipolaires



Figure II.19: Électrodes de coagulation

II.8 Application

La chirurgie à haute fréquence est une discipline qui se prête à de nombreuses applications, allant de la chirurgie générale à la neurochirurgie, la gastroentérologie, la gynécologie, l'urologie, la pneumologie, l'ORL et la dermatologie. Les caractéristiques et les possibilités de la chirurgie HF permettent de se faire une idée de l'étendue de ses applications coupe sans effort et avec peu de saignement au moyen d'électrodes moussesarrêt des hémorragies ponctuelles et étenduessellement du tissu vascularisé pour pouvoir le sectionner sans perte de sang dévitalisation et rétractation des tissusrésection de tissus par coupe.

Conclusion

Pour conclure ; ce chapitre est une étude générale qui nous permet de prendre une idée globale sur la chirurgie par toutes ces actions et l'influence du courant électrique sur le tissu biologique « effet thermique » ainsi que les effets résultants par ce dernier « coupe,coagulation » et ces applications.

Chapitre II
Etude Théorique

Plan à suivre.

Introduction.

I- Description de l'appareil « SURGILEC 408-D » :

I-1) Constitution élémentaire de l'appareil.

I-2) Caractéristiques de l'appareil.

I-3) Connexions et réglages.

II-Utilisation de l'appareil « SURGILEC 408-D » :

II-1) La mise sous tension.

II-2) Les modes Mono-polaire et Bipolaire.

II-3) Utilisation de l'appareil en mode Mono-polaire.

II-4) Utilisation de l'appareil en mode Bipolaire.

III- Indicateurs de réglage.

IV- Indicateur sonores.

VI- Conseils de sécurité pour l'utilisation des appareils d'électrochirurgie :

VI-1) Sécurité du patient.

VI-2) Sécurité d'électrode sur le patient.

Conclusion.

III.1 Introduction

Ce chapitre est complémentaire au précédent, il nous permet d'étudier notre appareil « **SURGILEC 408-D** » d'une façon générale, pour prendre toutes les précautions concernant le branchement, l'utilisation des accessoires, la signification des voyants, toutes les commandes, les caractéristiques et la mise en marche de l'appareil pour éviter les risques de mauvaises utilisations de ce Bistouri Electrique.

III.2 Description général de l'appareil « SURGILEC 408-D » :

Le SURGILEC 408D est un générateur d'électrochirurgie de Bloc Opératoire, réalisé à l'aide d'un composant actif à semi-conducteurs.

Sur sa face avant (figure-1-), il comprend plusieurs prises pour différentes électrodes et pédale, des afficheurs lumineux et des boutons de réglages pour différentes utilisations.

Sur sa face arrière (figure-2-), un interrupteur MARCHE / ARRET, un bras, une prise d'alimentation et une prise d'électrode.

Le bistouri électrique applique un courant électrique au patient et qui engendre un effet thermique. Cet appareil est de classe I et de type CF.

- **Classe I :**

Il existe un troisième conducteur de terre, il est l'un des moyens pour assurer une protection contre les chocs électriques.

- **Risque :**

En cas de rupture du fil de terre. Le courant de fuite à la terre passe par le patient.

- **Danger :**

A partir de 4mA il y'a une perception cutané douloureuse pour l'homme.

- **Remède :**

Vérification des courants de fuites à la terre.

- **Type CF :**

Un appareil de classe I est un appareil à source électrique interne, ayant un degré renforcé de protection contre les chocs électriques en ce qui concerne particulièrement les courants de fuites.

Un appareil de type **CF** est destiné essentiellement à des applications cardiaques directes.

III.2.1 Constitution élémentaire de l'appareil :

Le « **SURGILEC 408 D** » est formé de ces parties suivantes :

III.2.1.1 Le support :

C'est un chariot mobile qui se pose sur un socle à tripé qui assure un bon équilibre quant à sa mobilité est assurée par quatre roues, comme il peut être une table, un bras plafonnier, ou mural.



Figure III.1 : Le support dit chariot

III.2.1.2 Les accessoires :

- Câble d'alimentation.
- Câble bipolaire.
- Câble mono polaire.
- Pédale pneumatique
- Electrodes actives
- Electrode neutre.

- Pince bipolaire



Figure III.2 : Pédale pneumatique.



Figure III.3 :electrode neutre



Figure III.4 : électrode active

III.2.2 Caractéristique de l'appareil

III.2.2.1 Caractéristiques générales

Largeur 360mm.

Hauteur 180mm.

Profondeur 410mm.

Poids 10kg.

Cet appareil peut être portatif ou mobile :

- Installation à poste fixe.
- Installation sur bras.
- Contrainte d'installation à poste fixe liée au refroidissement :

Si l'appareil doit être placé dans une enceinte fermée, le volume de celle-ci ne devra pas être inférieur à 1m cube.

III.2.2.2 Caractéristique technique

Alimentation 230V

Fréquence 50Hz

Puissance maximale : 1200W

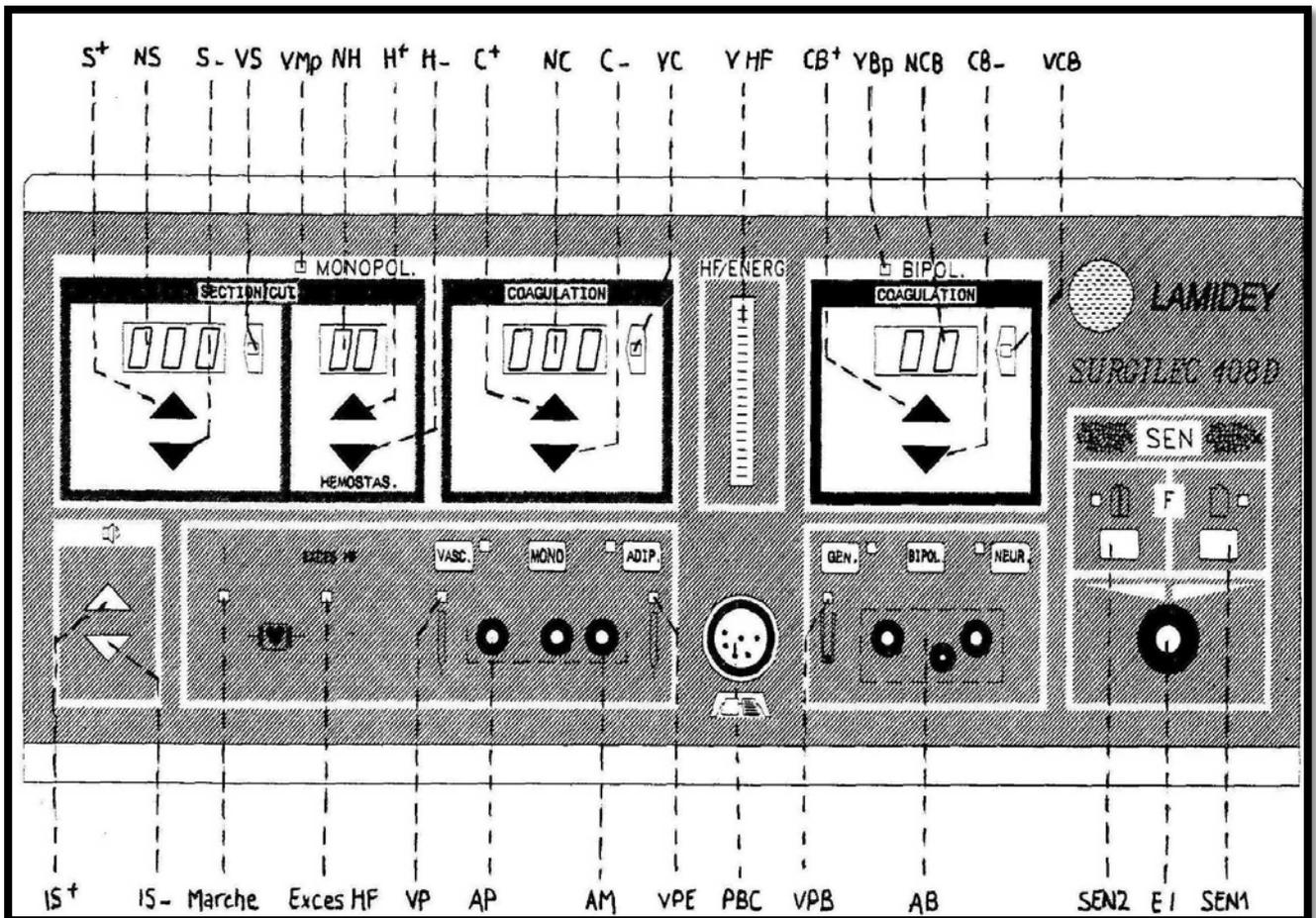


Figure III.5 : Face avant de l'appareil

III.2.3 Connexion et réglage

Hormis la prise d'alimentation, ses fusibles de protection, la prise pour pédale mono circuit, l'interrupteur général et l'inverseur de projection de gaz neutre(en option), situés sur la face arrière, tous les réglages et connexions sont réunis sur la face avant et clairement explicités :

EI- Prise de sortie d'électrode indifférente.

SEN1- Touche de sélection des circuits de contrôle de plaque simple.

SEN2 - Touche de sélection des circuits de contrôle de plaque double.

AB- Prise 3-contacts pour électrode bipolaire avec ou sans commande manuelle.

PMC- Prise pour pédale mono-circuit (coagulation mode bipolaire, surface arrière).

PBC- Prise pour pédale bi-circuit.

AP- Prise d'électrode active mono polaire commandée par la pédale.

AM- Prise d'électrode active mono polaire à commande manuelle.

(S+, S-) -Touche de montée et de descente du niveau de sortie du signal HF de section, visualisé sur l'afficheur numérique NS.

VS - Indicateur lumineux jaune de sollicitation de l'appareil en section.

(C+, C-)- Touche de montée et de descente du niveau de sortie du signal HF de coagulation mono polaire, visualisé sur l'afficheur numérique NS.

VC- Indicateur lumineux bleu de sollicitation de l'appareil en coagulation.

(CB+, CB-)- Touche de montée et de descente du niveau de sortie du signal HF decoagulation bipolaire, visualisé sur l'afficheur numérique NCB.

VCB- Indicateur lumineux bleu de sollicitation de l'appareil en coagulation bipolaire.

(H+, H-)-Touche de montée et de descente du taux d'hémostase dans le courant de section mono polaire visualisé sur l'afficheur numérique NH.

(IS+, IS-)-Touche de montée et de descente du volume de l'indicateur sonore de sollicitation de l'appareil.

IMA -Interrupteur MARCHE-ARRET.

AG - Prise pour le câble d'alimentation.

(FS1, FS2) -Fusibles de protection.

III.3 Utilisation de l'appareil« SURGILEC 408-D »

Avant la première mise en marche, s'assurer que la tension du réseau correspond avec le voltage de l'appareil qui figure sur le label.

III.3.1 La mise sous tension

L'appareil, normalement alimenté en 230V 50Hz (110V60Hz en option) est fourni avec un cordon d'alimentation détachable à trois conducteurs terminé côté réseau par un bouchon normalisé 10/16A & Terre. Branchez le cordon d'alimentation dans la prise de courant secteur. Appuyer sur l'interrupteur principal et le voyant vert à l'avant s'allume. L'enveloppe étant métallique, elle doit être reliée à une terre de protection. La continuité de la liaison à la terre, garante de la sécurité du patient et des opérations, doit être régulièrement vérifiée.

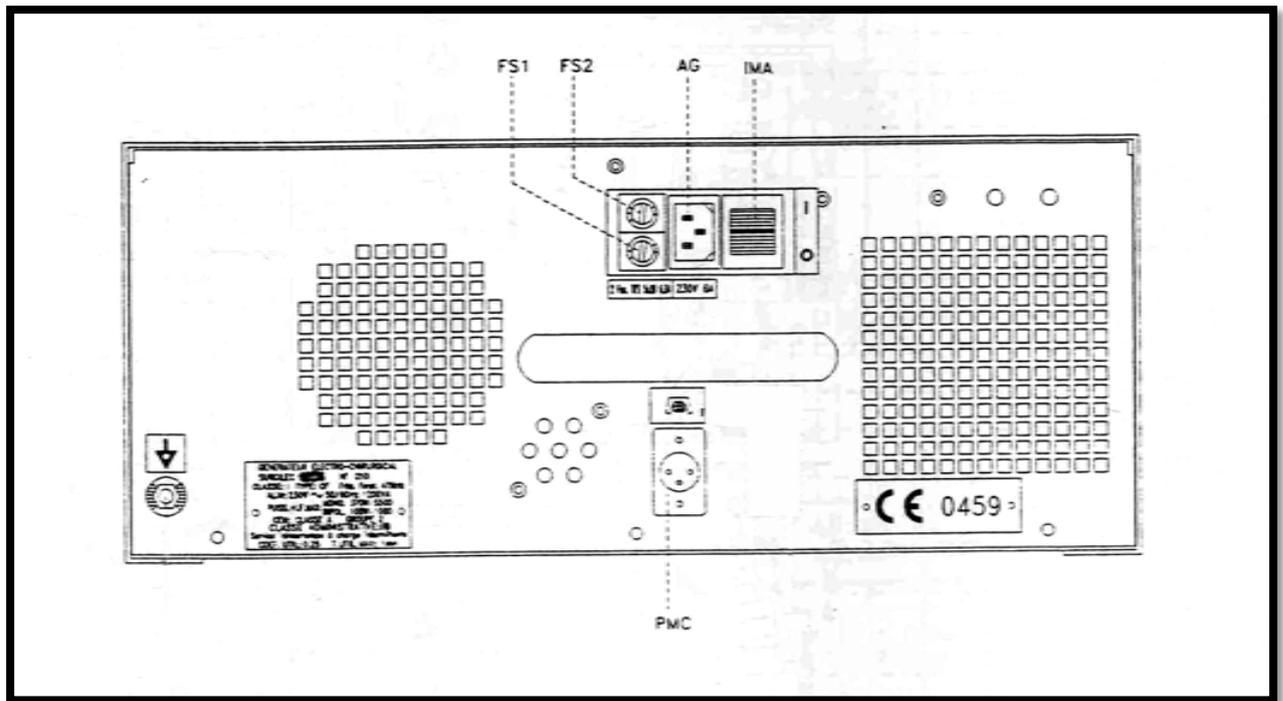


Figure III.6 : Face arrière de l'appareil

III.3.2 Modes Mono-polaire et Bipolaire

Notre appareil fonctionne en deux modes ; mode mono polaire et mode bipolaire.

Chaque mode sollicite différents types de fonctionnements ;

- **Pour le mode mono polaire il a :**
 - Section coagulante (hémostatique).
 - Section pure.
 - Coagulation.
- **Pour le mode bipolaire il a :**
 - Coagulation.

III.3.2.1 Mode Mono-polaire:

Le courant électrique circule entre deux électrodes de superficies différentes qui sont :

➤ **L'électrode active :**

Elle est de superficie très petite, favorise l'augmentation de la densité du courant électrique appliqué. De cette façon s'obtient l'effet de coupe ou de coagulation.

➤ L'électrode neutre :

Elle est de superficie très grande, la densité du courant qui la traverse est très basse à fin d'éviter, l'échauffement des tissus en contact avec cette électrode.

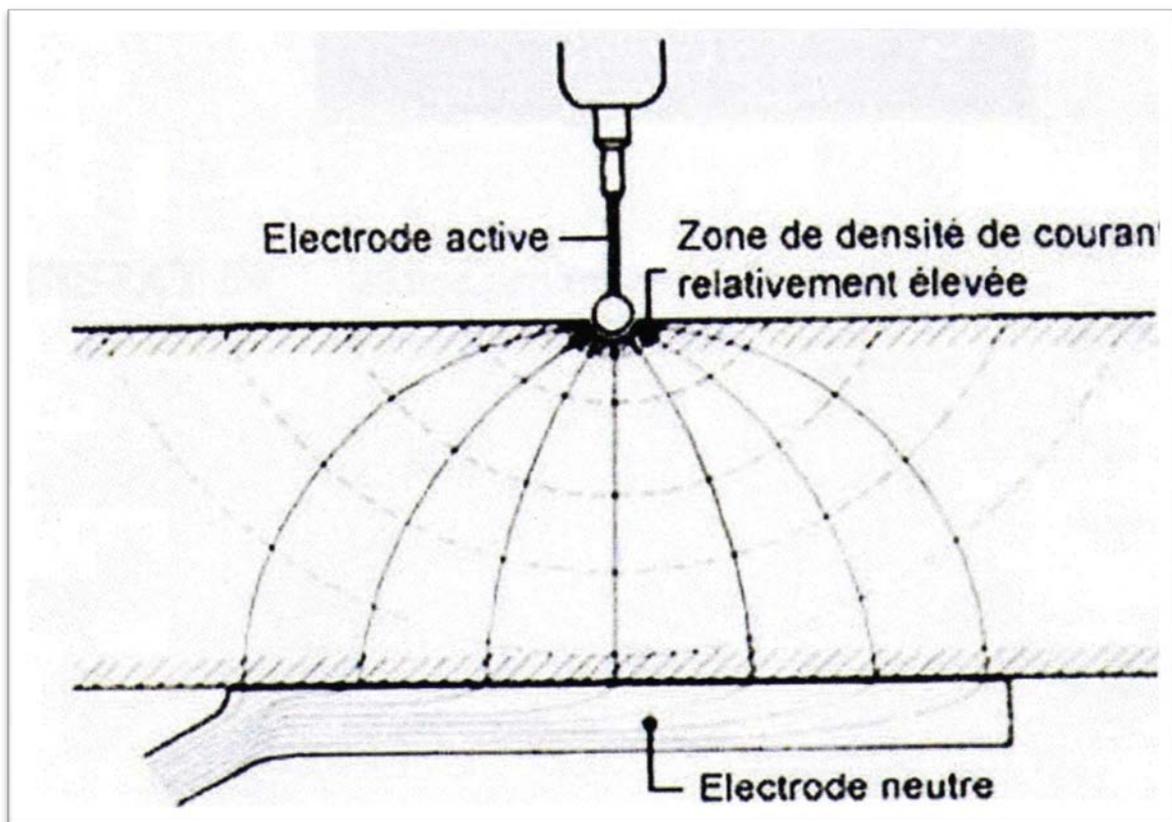


Figure III.7 : L'utilisation de l'électrode active (pince mono polaire) et de l'électrode neutre.

Un courant HF part de cette électrode active de petite surface et traverse le corps du patient et arrive à l'électrode neutre de surface importante. Une densité élevée de courant spécifique apparaît dans la zone la plus étroite de l'électrode active et engendre de la chaleur, du fait de la résistance du tissu. La densité du courant est très importante au niveau de l'électrode active, d'où l'effet de l'échauffement recherché.

La profondeur de coupe ou de coagulation ne dépend pas uniquement du réglage de la puissance mais également de l'impédance des tissus, de la vitesse de coupe, et de l'électrode de coupe utilisée.

- **Section pure (incision):**

Elle est obtenue lorsqu'on utilise des électrodes ayant une surface très faible comme une électrode aiguille ou couteau.

- **Section avec hémostase (incision):**

Elle est obtenue avec les mêmes électrodes qu'en section normal mais sectionner avec hémostase est sélectionné sur l'appareil.

III.3.2.2 Mode Bipolaire :

Ce principe permet d'effectuer une coagulation très localisée et très précise permettant d'éviter tout endommagement des tissus environnant la zone de coagulation. En outre, cette technique ne nécessite pas l'utilisation d'électrode neutre, d'où une sécurité totale pour le patient. Arrivée et retour du courant s'effectuent directement par la pince bipolaire, le circuit est totalement isolé de la terre. Il n'y a d'autre part de circulation HF qu'entre les deux branches de la pince, ce qui élimine les risques de courants circulant à travers des points sensibles (moelle épinière, cœur...). De plus, la résistance entre les deux branches de pince bipolaire est très inférieure à celle relevée en mono polaire. Par conséquent, les puissances mises en jeu sont nettement faibles.

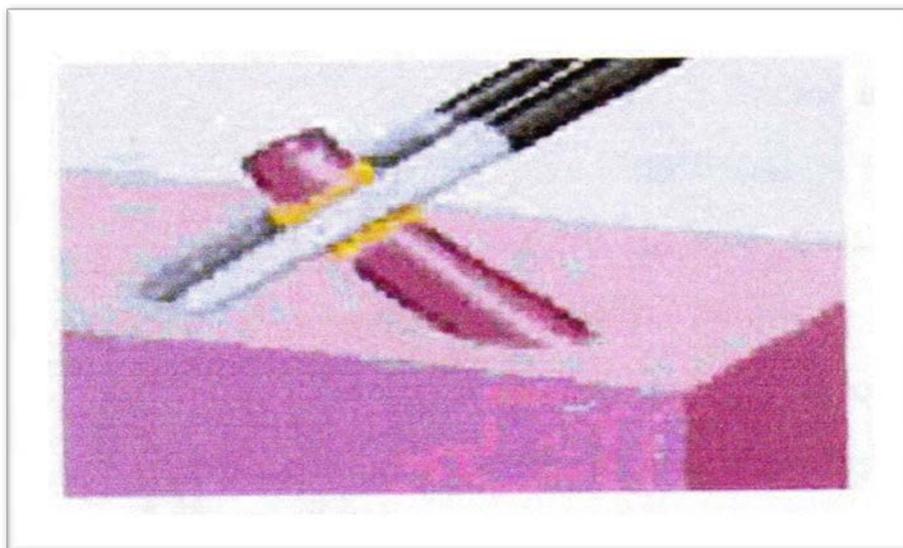


Figure III.8 : Pince Bipolaire

III.3.3 Utilisation de l'appareil en mode Mono-polaire

III.3.3.1 Choix, mise en place et connexion de la plaque

L'appareil est conçu pour être connecté à deux types d'électrode neutre conductrice. Les plaque simple, en une seul partie, et celles qui sont composées de deux partie conductrices séparées, appelées doubles ou bipolaires.

Le type étant choisi, sélectionner dans le cadre SEN la position correspondante en pressant par les touches SEN1 ou SEN2.

Relier la plaque à la prise d'électrode indifférente E1 située sous le cadre SEN en y enfonçant complètement la fiche jack terminant le conducteur bifilaire de la SILIPLAQUE C ou des connecteurs SECUPLAC ou UNIPLAC. Le circuit d'utilisation est flottant en basse et haut fréquence (électrode indifférente non référencée à la terre) : aucune liaison électrique entre plaque et table n'est nécessaire.

« La plaque doit être appliquée sur la peau nue du patient, aussi près que possible du champ opératoire, et sur la plus grande surface possible ».

Un défaut de liaison électrique, entre plaque et appareil dans le cas des plaques simples, entre patient et appareil dans celui des plaques doubles, ainsi que l'utilisation d'une plaque simple en position plaque double mettent l'appareil en état d'alarme. Ce dernier est caractérisé par l'émission

simultanée de signaux sonores et lumineux, ainsi que l'interdiction faite au générateur de produire le courant fonctionnel HF.

III.3.3.2 Section et coagulation mono polaire commandées par la pédale :

Appuyer successivement sur les touches de descente S- et C- des modes section et coagulation jusqu'à ce que les afficheurs correspondants NS et NC indiquent la valeur 0, puis brancher la pédale bi circuit à la prise PBC.

Relier la porte électrode STERLEC ou DERLEC (muni d'une électrode) à la borne active signalée par le pictogramme éclairé représentant une porte électrode sans bouton de commande manuelle.

Sélectionner selon le cas le mode Tissus Vascularisés (tension H.F limitée) ou Adipeux (tension H.F élevée) en pressant les touches correspondantes [VASC] et [ADIP] dans le cadre MONOPOL inférieur.

Le même conducteur peut recevoir un port électrode ou une pince mono polaire.

La section peut selon le choix du chirurgien être pure ou hémostatique- c'est-à-dire coagulante – en variant par pression des touches montée et descente H+ et H- du cadre HEMOSTAS le nombre affiché en rouge dans l'afficheur NH du même cadre (0=section pure, 4=section avec hémostase maximale).

Les manœuvres à effectuer se résument ensuite à commander le fonctionnement à la pédale et régler progressivement les puissances repérées de 0 à 400 en section et de 0 à 200 en coagulation, par pression des touches montées et descente des cadres correspondants.

La sollicitation de l'appareil est confirmée par les voyants lumineux VS ou VC, et le témoin sonore émettant des tonalités différentes pour la section et la coagulation. L'activation simultanée des deux modes est interdite par la logique de contrôle, la priorité reste au premier sollicité. L'intensité sonore peut être réglée en pressant les touches montées et descente du cadre désigné par un petit haut parleur.

Dans le cadre HF/ENERG, un afficheur analogique signale la présence de la tension H.F. aux bornes du circuit d'utilisation.

III.3.3.3 Commande par porte électrode à contact TACTILEC

Par câble approprié avec fiche 3 points en ligne, relier la porte électrode, réf : 11MCTD, à la sortie active pour commande manuelle AM. Le pictogramme situé au dessus de AM, représentant une porte électrode muni de boutons de commande manuelle s'éclaire, indiquant que cette sortie et seulement celle-ci sera activée lors de la commande (manuelle ou éventuellement par la pédale double si cette dernière a été connectée).

Les couleurs des boutons sont normalisées, jaune pour la section, bleu pour la coagulation, et comme pour la commande par pédale, le premier mode activé est prioritaire.

III.3.3.4 Commande par pince MANILEC à contact manuelle en mode mono polaire :

Pour être utilisé en mode mono polaire la pince MANILEC à contact de commande manuelle doit être connectée au câble spécifique 11F332.

Elle comporte une plaquette pivotante orientable qui selon sa position, permet, soit de commander en serrant les mors, soit de disséquer, et commander par la pédale pour coaguler.

III.3.4 Utilisation de l'appareil en mode Bipolaire

En mode bipolaire l'utilisateur dispose de deux types de caractéristique l'un destiné aux opérations réclamant une forte puissance (100 W sur 100 Ω). L'autre aux interventions nécessitant de très fines coagulations (50 W sur 20 Ω). Ils sont respectivement désignés par Chirurgie Générale et Neurochirurgie, et sélectionnées par pressions des touches [GEN] et [NEUR] du cadre BIPOL inférieur. Lors de la mise sous tension l'appareil sélectionne automatiquement la gamme de plus faible puissance, Neurochirurgie.

III.3.4.1 Commande sur pince MANILEC en mode bipolaire

Les pinces MANILEC peuvent être utilisées dans les deux modes de coagulation mono et bipolaire en profitant ou non des possibilités de commande manuelle. Cependant pour éviter les erreurs, les connecteurs de sortie sont incompatibles.

Brancher le câble bipolaire tri filaire, référencé 11F331, dans la sortie active AB désignée par l'extrémité d'une pince bipolaire et la pince à l'autre extrémité du câble, prévue à cet effet. La manipulation de la pince s'effectue comme en mono polaire à la différence près que, pour obtenir une coagulation des tissus entre les mors, ceux-ci ne doivent pas se toucher.

Pour commencer, régler le niveau de puissance en coagulation bipolaire lisible sur l'afficheur NCB à 0 en pressant la touche descente CB- du cadre BIPOL supérieur, et augmenter progressivement la puissance (Repérée de 0 à 99 en position Chirurgie Générale et de 0 à 36 en position Neurochirurgie) en pressant la touche montée CB+ du même cadre jusqu'à obtenir satisfaction.

La commande manuelle en mode bipolaire est toujours possible, indépendamment de toute sélection préalable et de la présence de la pédale simple de commande bipolaire.

III.3.4.2 Coagulation bipolaire commandée par la pédale

En position dissection de la pince MANILEC ou lors de l'utilisation de pince bipolaire sans contact de commande manuelle, l'appareil doit être sollicité par une pédale.

Dans ce dernier cas, relier la pince au générateur par l'intermédiaire d'un câble bipolaire bifilaire qui porte la référence 11F232.

En l'absence de pédale simple de commande spécifique de la coagulation bipolaire, le mode bipolaire est obtenu par pression de la touche blanche du cadre BIPOL inférieur.

Solliciter alors l'appareil par la pédale coagulation et régler par les touches montées et descente du cadre BIPOL supérieur.

En mode bipolaire le courant de section est interdit, mais la coagulation mono polaire peut être obtenue en commande manuelle seulement (Porte -électrode TACTILEC ou pince MANILEC utilisée en mono polaire)

III.3.4.3 Electrode indifférente : (dite plaque neutre)

En mode mono polaire une électrode de retour, dispersive appelé plaque neutre ou électrode indifférente est indispensable.

Le SURGILEC 408D est équipé d'un circuit de surveillance permanent (SEN) de la plaque à deux positions :

- **En position SEN1 :**

Il contrôle la continuité électrique de la liaison appareil plaque et déclenche l'état d'alarme plaque dès que la résistance dépasse 50Ω .

- **En position SEN2 :**

Il contrôle en outre la qualité du contact entre la plaque constitué de deux parties conductrices séparées et le patient. L'état d'alarme plaque est déclenché dès que l'impédance équivalente mesurée à 30kHz sort de l'intervalle [12Ω , 200Ω].

Assurant ainsi que la plaque est bien du type double et que l'air du contact est suffisant.

L'état d'alarme plaque est caractérisé par l'illumination clignotante du voyant rouge SEN, la mise en fonctionnement d'un bruiteur à tonalité grave, et l'inhibition du générateur jusqu'à la disparition du défaut plaque.

III.3.4.4 Neurochirurgie Microchirurgie

Pour les coagulations délicates et de faible dimensions pratiquées à l'aide de pinces à mors très fin ne comportant pas de contacts de commande manuelle, sélectionner de préférence les caractéristiques Neurochirurgie du « **SURGILEC 408 D** ». En opérant sur des tissus maintenus humides en évitant l'adhérence de ceux-ci aux mors de la pince après coagulation.

III.4. Indications de réglage

Les trois tableaux suivants suggèrent les sélections et réglages à effectuer sur l'appareil, pour obtenir une action électro chirurgicale donnée. Les valeurs pour chaque application sont données à titre indicatif. Il est conseillé de toujours rechercher le niveau de puissance minimum pour l'effet souhaité.

Qualité	Sélections	Réglage Hémostase	Réglage niveau	Applications
Très douce	Tissus vasculaires. section	H = 4	10 à 30	Neurochirurgie rachis hernies discales.
Douce	Tissus vasculaire. Section ou tissus vasc. coagulation	H = 4	30 à 50 20 à 50	Coelochirurgie
Moyenne	Tissus vasc. Coagulation ou tissus adipeux. Coag		50 à 80	Coagulation avec électrode couteau ou pince mono polaire.
Forte	Tissus vasc. Coagulation ou tissus adipeux. Coag		80 à 120	Coagulation sous glycocolle (sérum).

Tableau III.1 : Coagulation Mono polaire

Qualité	Sélections	Réglage niveau	Applications
Douce	Coagulation bipolaire Neurochirurgie	10 à 20	Coagulation de tissus fins à l'aide de pinces à mors fins.
Moyenne	Coagulation bipolaire Neurochirurgie	20 à 36	Coagulation sur à l'aide de pinces à mors larges.
Forte	Coagulation bipolaire Chirurgie général	20 à 100	En remplacement de la coagulation mono polaire (patient muni d'un stimulateur cardiaque)

Tableau III.2 : Coagulation Bipolaire

Qualité	Sélections	Réglage Hémostase	Réglage niveau	Applications
Fine	Tissus vasculaires. Section ou tissus adipeux. Section	Suivant effet recherché	40 à 80	Coupe avec électrode fine, section de tissus fins.
Normale	Tissus vasculaire. Section ou tissus adipeux. section	Suivant effet recherché	80 à 150	Coupe avec électrode couteau, résection du col utérin.
Forte	Tissus vasculaire. Section	H = 4	150 à 200	Section sous glyocolle
Très forte	Tissus vasculaire. Section	H = 4	250 à 320	Vaporisation sous glyocolle avec électrode de type roller Ball.

Tableau III.3:Section

III.5 Indicateurs sonores

➤ Symboles :

L'appareil comporte en face avant et arrière différents symboles normalisés ayant une signification bien précise quant aux caractéristiques des circuits d'utilisation. Leurs significations sont expliquées dans ce tableau ci-dessous :

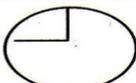
	Symbole de mise sous tension
	Symbole de réglage du niveau sonore
	Réglage du délai, en seconde, pour la coagulation automatique
	Commende par pédale
	Branchement de l'instrumentation bipolaire
	Attention : se référer à cette notice
	Protégé contre les gouttes d'eau vertical
	Le générateur est isolé en haute fréquence selon la norme CEI 601-2-2 2éED
	Appareil type CF, Faibles courants de fuites. Utilisable en application cardiaque directe. Protection contre défibrillation

Tableau III.4 :Tableau de symboles de sécurité de l'utilisateur.

III.5.1 Compatibilité des accessoires :

La sécurité du patient et de l'utilisateur dépend non seulement du générateur mais aussi des accessoires et instrument d'application. C'est en particulier le cas des pédales, plaques, électrodes, porte-électrode et de leurs conducteurs. Ceux-ci font l'objet d'étude et d'essais, et font parties de la configuration qui conduit au marquage CE du dispositif médical. Il est donc impérative de n'utiliser que les accessoires et consommables fournis ou recommandés par le constructeur.

Le constructeur ne peut être considéré comme responsable des effets sur la sécurité, la fiabilité et les caractéristiques de l'appareil ou des accessoires que si :

- Les réparations, les modifications ou réglages internes ont été effectués par des personnes autorisés par lui,
- L'appareil et ces accessoires sont utilisés selon les instructions du constructeur.

III.5.1.1 Pour un premier essai,

Il peut être utile d'expérimenter les courants produits par l'appareil sur un morceau de viande crue placer sur la plaque indifférente. On peut aussi observer les effets de coagulation mono ou bipolaire, et de section en repérant approximativement les valeurs affichées.

III.5.1.2 En cas d'usage prolongé de l'appareil,

Un ventilateur à faible bruit commandé par un thermostat, accélère le refroidissement des composants de puissance et permet de continuer à faire fonctionner le générateur sans extension.

conclusion

Ce chapitre nous a présenté une description brève et évidente sur l'utilisation et le fonctionnement général pour mieux approcher cet appareil.

IV.1 Introduction

Dans ce chapitre on va présenter le schéma synoptique de notre dispositif. Ce constituant est défini par les différents blocs avec leurs fonctions.

L'appareil peut être divisé en sous ensembles physiques, regroupant généralement plusieurs fonctions électroniques. Nous distinguons :

- L'alimentation générale.
- L'alimentation basse tension.

IV.2 Organigramme du schéma synoptique

IV.3 Description du schéma synoptique

Le Schéma synoptique du générateur électro-chirurgical du Bloc opératoire le SURGILEC 408D comprend les Blocs suivants :

IV.3.1 Bloc d'Alimentation générale ou convertisseur isolé ½ pont

Constituée d'un circuit de redressement, d'un limiteur de courant et d'un convertisseur ½ pont isolé, son rôle est de délivrer sous forme isolé du réseau l'énergie nécessaire aux différentes cartes, ainsi que la protection du signal HF de puissance et l'alimentation de la carte Basse tension.

IV.3.2 Bloc d'Alimentation Basse tension

Fournira les tensions **+5V et +12V** alimentant les circuits logiques analogiques de faible et moyenne puissance et d'autres organes de commandes, d'affichage, d'alarme et de visualisation.

Sauf que ces deux Blocs feront une étude plus détaillée dans les chapitres ultérieurs.

IV.3.3 Bloc de production du signal HF

Celui-ci constitué d'un convertisseur sinusoïdal appelé oscillateur HF de puissance, ce dernier délivre via le transformateur de sortie l'énergie HF au circuit d'utilisation.

IV.3.4 Bloc de la logique de commandes

La tension HF est régulée par un asservissement de celle-ci au niveau des sorties par les modes sélectionnées (section, coagulation mono polaire ou Bipolaire) en agissant ainsi sur l'alimentation de l'oscillateur de puissance.

Si aucun mode n'est sollicité la tension de réglage du niveau HF sera nulle.

IV.3.5 Bloc horloge 21KHZ

Le signal d'horloge 21KHZ est obtenu à la sortie d'un multivibrateur celui-ci engendre dès la mise sous tension un signal à 21Khz servant à synchroniser les signaux commandant le découpage de la tension d'alimentation et l'amortissement actif de celui-ci, en mode coagulation et en section hémostatique.

En cas de sollicitation simultanée des deux modes section et coagulation, la priorité reste au premier sollicité.

IV.3.6 Bloc de commandes manuelles

Cet appareil peut être commandé dans les deux modes mono polaire et bipolaire soit par les pédales. Ou par les instruments prévus à cet effet. Ces fonctions sont réalisées par les opto-coupleurs (voire annexe) à haut isolement eux-mêmes alimentés par le convertisseur isolés en haute tension.

Modes mono polaire et bipolaire

Tant que la pédale de la commande bipolaire n'est pas reliée au connecteur PMC, le mode de fonctionnement mono polaire ou bipolaire est déterminé par les touches de sélections correspondantes. Dès que la pédale bipolaire est connectée, le mode de fonctionnement est déterminée par la pédale activée et la coagulation bipolaire est prioritaire.

IV.3.7 Bloc générateur de son

Quand l'appareil est sollicitée, il provoque à l'entrée un son délivré par un oscillateur en modifiant la constante de temps permet d'obtenir trois fréquences pour chaque mode de fonctionnement de l'appareil, le signal de sortie après amplification BF excite un petit Haut-parleur.

IV.3.8 Bloc sécurité plaque

Ce bloque consiste en un générateur résonnant à la fréquence de 30KHz couplé à la plaque par un transformateur abaisseur, la tension aux bornes est une fonction croissante de la résistance de charge.

IV.3.8.1 Plaque double

Après sollicitation à cet usage le bloc comparateur et commande rentre en fonction :

La tension après amplification, filtrage et redressement est comparée par l'étage comparateur constituée par deux AOP (amplificateur opérationnelle) à deux seuils hauts et bas prédéterminé correspondant au minimum et maximum tolérés de la résistance ($12\Omega < R < 200\Omega$) en dehors de cet intervalle l'appareil se met en alarme.

IV.3.8.2 Plaque simple réutilisable ou à usage unique

Le circuit agit de la même façon que précédemment décrit. Sauf que le seuil haut est ramené à une résistance d'environ 50Ω . L'appareil se met en alarme pour les valeurs supérieures.

IV.3.9 Bloc transformateur de sortie

Le sous ensemble, transformateur de sortie réalise le couplage et l'isolement galvanique entre l'oscillateur HF de puissance et les circuits d'utilisation.

IV.4 Caractéristique électrique de l'appareil

IV.4.1 Section pure : (hémotase=0)

Section pure	Tissus vascularisés	Tissus adipeux
Puissance HF au maximum de réglage	400W sur 250Ω 200W sur 80Ω 180 sur 800Ω	400W sur 500Ω 200W sur 170Ω 200W sur 1700Ω
Tension max en circuit ouvert	1.2kVcàc	2kVcàc
Intensité max en court-circuit	1.6A	1.06A

Tableau IV.1 :courant alternatif obtenu de fréquence 450kHz et le réglage de puissance linéaire en fonction de la graduation

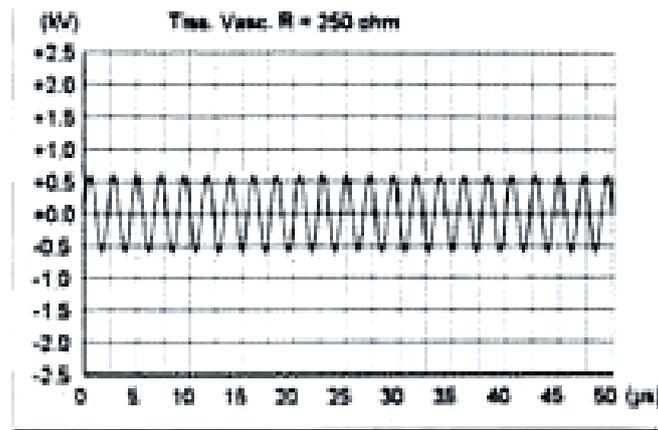


Figure IV.1 : fréquence de sortie (forme du signal) pour la section pure

IV.4.2 Section coagulante :(hémostase=4) ; trais d'oscillation de fréquence 450khz à enveloppe rectangulaire $t=14\mu s$ répété à la fréquence de 21khz($T=47.6 \mu s$) et le réglage de puissance linéaire en fonction de la graduation.

Section Coagulante	Tissus vascularisés	Tissus adipeux
Puissance HF au maximum de réglage	360W sur 250Ω 180W sur 75Ω 180 sur 850Ω	360W sur 500Ω 180W sur 160Ω 180W sur 1800Ω
Tension max en circuit ouvert	2.5kVcàc	4kVcàc
Intensité max en court-circuit	1.6A	1.07A

Tableau IV.2 :puissance de section coagulante

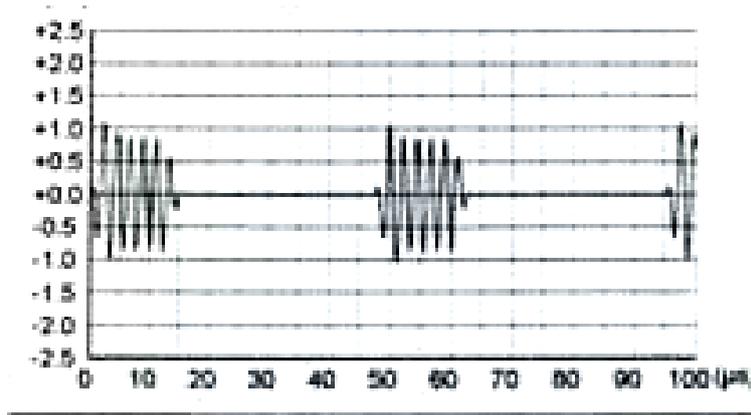


Figure IV.2 :Fréquence de sortie (forme du signal) pour la section coagulante
Avec $R=250\Omega$

IV.4.2.1 Coagulation mono-polaire ; trains d'oscillation de fréquence 450khz à enveloppe rectangulaire $t=6\mu s$ répété à la fréquence de 21khz($T=47.6 \mu s$) et le réglage de puissance linéaire en fonction de la graduation

Coagulation mono-polaire	Tissus vascularisés	Tissus adipeux
Puissance HF au maximum de réglage	200W sur 500 Ω 100W sur 125 Ω 100 sur 1800 Ω	180W sur 600 Ω 90W sur 150 Ω 180W sur 2200 Ω
Tension max en circuit ouvert	4.6kVcàc	4.6kVcàc
Intensité max en court-circuit	0.96A	0.82A

Tableau IV.3 : puissance de coagulation monopolaire

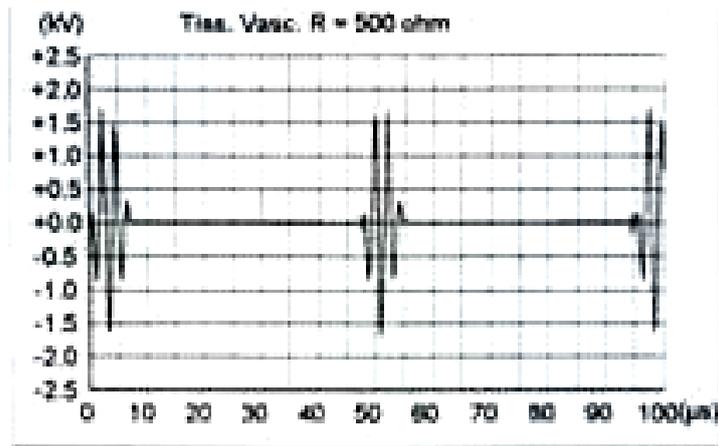


Figure IV.3 : Fréquence de sortie (forme du signal) pour la coagulation mono-polaire

IV.4.2.2 Coagulation bipolaire ; trains d'oscillation de fréquence 450kHz à enveloppe rectangulaire $t=6\mu s$ répété à la fréquence de 21kHz($T=47.6 \mu s$) et le réglage de puissance linéaire en fonction de la graduation

Coagulation bipolaire	Chirurgie général	Neurochirurgie
Puissance HF au maximum de réglage	100W sur 100Ω 50W sur 30Ω 50 sur 400Ω	50W sur 20Ω 36W sur 50Ω 25W sur 85Ω
Tension max en circuit ouvert	1.5kVcàc	500Vcàc
Intensité max en court-circuit	1.4A	2A

Tableau IV.4 : puissance de coagulation bipolaire

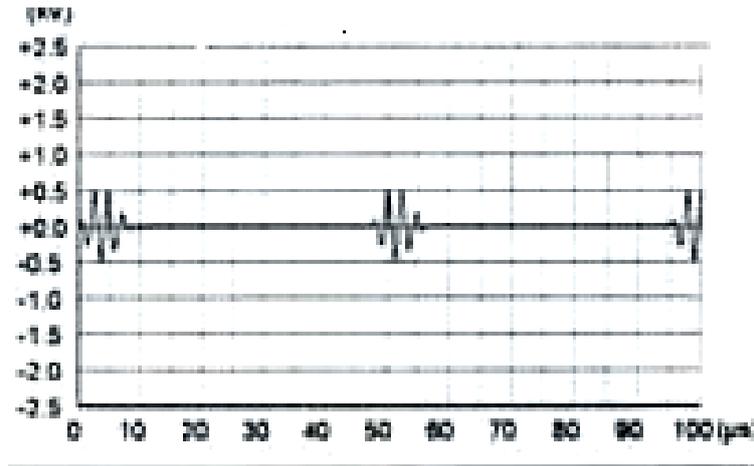


Figure IV.4 :Fréquence de sortie (forme du signal) pour la coagulation bipolaire
Avec $R=100\Omega$

IV.5 Etude technique des cartes

Notre étude se porte sur l'alimentation générale des différents blocs précédemment décrits dont les schémas électriques représentés par les Figure -1- et figure -2-

Cette alimentation comporte donc deux parties à savoir :

- **Alimentation général ou convertisseur $\frac{1}{2}$ pont isolé**
- **Alimentation Basse tension**

Partie 1 :

IV.5.1 Alimentation générale ou convertisseur isolé $\frac{1}{2}$ pont

Dont le rôle et de délivrer sous forme de tension continue indépendamment du réseau :

- Une énergie qui sera transformée par l'oscillateur HF de puissance.
- Et une tension d'entrée nécessaire aux alimentations Basse tension.

Cette alimentation générale est essentiellement constituée par

- Un circuit de redressement de la tension du réseau.
- Un limiteur du courant de mise sous tension.
- Un convertisseur demi-pont isolé.

➤ **Fonctionnement**

La tension du réseau est redressée par le pont de Gratz **BS1** puis filtrée par le condensateur **CS2**.

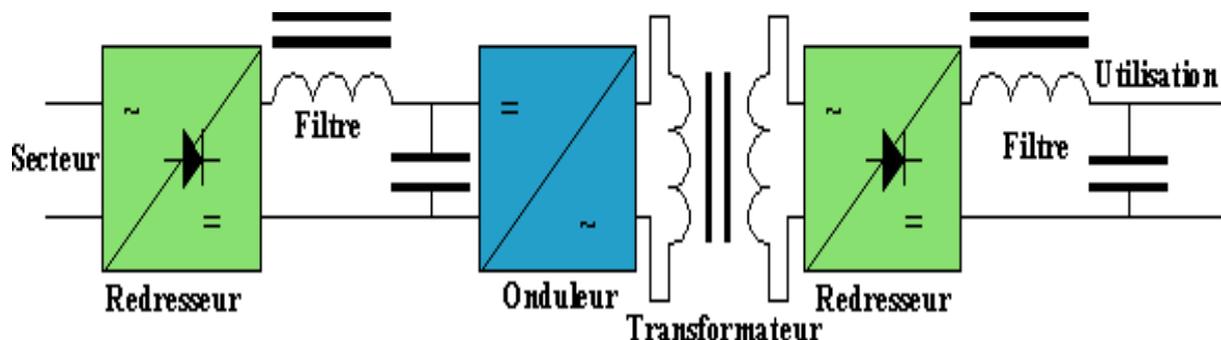
La résistance **RS1** limite le courant de charge, jusqu'à ce que la mise en conduction provoquée par l'onduleur en oscillation, et qui n'intervient que si le condensateur **CS2** est suffisamment chargé, vienne court-circuiter **RS1**.

La tension aux bornes de **CS2** est convertie dans le circuit auto-oscillant en ½ pont à condensateur, en une tension carrée de **25Khz** de fréquence, celle-ci est par suite abaissée à **175V** au secondaire à point milieu du transformateur à noyau de ferrite **ts2** (**voire annexe**).

Le démarrage des oscillateurs est provoqué, lorsque la tension aux bornes de **CS2** est suffisante par la charge du condensateur **CS4** à travers le thyristor **thS1** et la jonction Base - émetteur du transistor de puissance **TS2**.

La tension secondaire du transformateur **TS2** est redressée par les diodes de puissance et filtrée dans l'inductance (Bobine) **LS1** et le condensateur **CS11** toujours le transformateur **TS2** comporte un deuxième secondaire à plusieurs prises délivrant l'énergie destinée à l'alimentation Basse tension à s'avoir **50V** et **33V**.

Alimentation général simplifiée



Le redresseur :

Convertit la tension alternative en impulsion unidirectionnelle du courant.

Y'a trois types de circuit qui sont utilisé dans le cas du redressement monophasé :

- Le redressement demi-onde.
- Le redressement onde entière.
- Le redressement par pont.

- **Le filtre :**

Sert à lisser le courant redressé fourni par le redresseur sous forme de tension. Ce circuit comporte soit une self, soit une capacité.

Le filtre à self est plus utilisé lorsque des débits importants.

Sur les matériels de faible puissance on trouve des filtres à capacité celle-ci servant de stockage pour les impulsions débitées par le redresseur.

- **Le transformateur :**

C'est un appareil statique permettant de transformer la tension d'un réseau à courant alternatif c'est-à-dire, il a pour but de modifier les amplitudes des grandeurs électriques alternatives, donc il permet d'obtenir un changement de tension ou de courant alternatif avec un excellent rendement.

La légende de l'alimentation générale

- **CS2 :** Condensateur chimique (polarisé).
- **BS1 :** Le pont de diodes Gratz (redresseur).
- **RS1 :** La résistance de charge.
- **ts2 :** Transformateur au point milieu.
- **CS4 :** Condensateur polarisé.
- **ths1 :** Thyristor.
- **TS2 :** Transistor de puissance.
- **LS1 :** Bobine (le filtre).
- **CS11 :** Condensateur (le filtre).

Partie2 :

IV.5.2 L'alimentation Basse tension

Celle-ci comporte les sources **+5V** et **+12V** alimentant les circuits logiques et analogiques de faible et moyenne puissance ainsi que les organes de commande d'affichage, d'alarme et de visualisation.

Les tensions carrées de **50V** et **33V** à **f = 25Khz** provenant de la 2^{em} sortie du secondaire du transistor **TS2** arrivent sur la carte -2- depuis la carte -1- à travers des fusibles **FZ1**, **FZ2**, et **FZ3**.

La tension de **33V** est redressée par la diode **DZ1** puis filtrée par le condensateur **CZ1**. La tension de **50V** est redressée en mono-alternance puis filtré par **CZ2** et **CZ3**.

La tension de **33V** fournit la puissance nécessaire aux deux alimentations à découpage les quelles vont délivrer des tensions régulées à **12V** et **5V**.

La tension de **50V** est utilisée pour commander les transistors **MOS** de puissance **TZ3** à **TZ6** la régulation est assurée par les régulateurs (circuits intégrés spécifique) **UZ1** et **UZ2**.

Les circuits de commandes de la Grille permettent de décharger rapidement les capacités parasites des transistors à effet de champ MOS en limitant la tension Grille- Source quand ces derniers sont en phase de conduction.

La légende de la basse tension :

- **FZ1, FZ2, FZ3** : Les fusibles (pour la protection).
- **DZ1, DZ2** : Diodes de redressements.
- **CZ1, CZ2 et CZ3** : Des condensateurs polarisés (c'est des filtres).
- **TZ3, TZ6** : Des transistors MOS de puissances.
- **UZ1, UZ2** : Des régulateurs de tension.

conclusion

A partir de cette étude est compte tenu des données bien connues sur le coté technique de ce générateur à haute fréquence, et après avoir effectué des explications concernant chaque étage, on arrive à la compréhension de ces phénomènes résultant et correspondantes au fonctionnement des différents circuit ainsi que la liaison qui existe entre eux pour assurer une bonne efficacité de ce dispositif, et sa relation propre avec le patient.