

DEFIGARD 5000 version 2

Défibrillateur



Notice technique



SCHILLER

The Art of Diagnostics

Information concernant la distribution et l'entretien

SCHILLER entretient un réseau international composé de services clients, de services commerciaux et d'agences de conseil.

Pour obtenir les coordonnées de votre représentant local, veuillez vous adresser à la filiale SCHILLER la plus proche de votre domicile.

Vous trouverez une liste complète de tou(te)s les représentants et filiales sur notre site internet :

<http://www.schiller.ch>

Des informations commerciales sont également disponibles à l'adresse suivante :
sales@schiller.ch

Fabricant

SCHILLER Médical S.A.S
4, rue Louis Pasteur
F-67162 Wissembourg
Site internet :

Tél : +33 3 88 63 36 00
Fax : +33 3 88 94 12 82
E-mail : tech.support@schiller.fr
www.schiller.fr

Adresse du siège social

SCHILLER AG
Altgasse 68
CH-6341 Baar, Suisse
Site internet :

Tél : +41 (0) 41 766 42 42
Fax : +41 (0) 41 761 08 80
E-mail : sales@schiller.ch
www.schiller.fch



Table des matières

1.	Consignes de sécurité.....	3
1.1.	Responsabilités de l'exploitant.....	3
1.2.	Symboles.....	4
2.	Introduction	7
2.1.	Aperçu des versions / Compatibilité	7
3.	Fonctionnement	8
3.1.	Affichage et commandes	8
3.2.	Le fonctionnement.....	9
4.	Maintenance	18
4.1.	Fréquence d'entretien	18
4.2.	Différents contrôles.....	18
4.3.	Nettoyage et désinfection.....	19
4.4.	Localisation des pannes.....	19
5.	Remplacement des pièces.....	21
5.1.	Démontage de l'appareil	21
5.2.	Remplacement du condensateur HT	23
5.3.	Assemblage de l'appareil	24
5.4.	Remplacement de pièces.....	25
6.	Explications techniques.....	28
6.1.	Description d'ensemble	28
6.2.	CI DEFI + PREAMPLI : WSM0050A	29
6.3.	CI CPU : 3.2854	67
6.4.	CI ALIMENTATION : 3.2653.....	72
6.5.	CI BATTERIE 2 : WSM0171A	77
6.6.	CI COMMUTATION ELECTRODE : WSM0172A.....	78
6.7.	CI KEYBOARD TOP : WSM0173A	79
6.8.	CI KEYBOARD SIDE : WSM0174A	80
6.9.	CI BATTERIE 1 : WSM0175A	81
6.10.	CI STIMULATEUR : WSM0059A.....	82
7.	Schémas et plans	93
7.1.	Synoptique général	93
7.2.	CI DEFI + PREAMPLI : WSM0050A	95

Notice technique

7.3.	CI CPU : 3.2852	96
7.4.	ALIMENTATION : 3.2653	98
7.5.	CI BATTERIE 2 : WSM0171A	100
7.6.	CI COMMUTATION ELECTRODE : WSM0172A	101
7.7.	CI KEYBOARD TOP : WSM0173A	102
7.8.	CI KEYBOARD SIDE : WSM0174A	103
7.9.	CI BATTERIE 1 : WSM0175A	104
7.10.	CI STIMULATEUR : WSM0059A	105
8.	Données techniques.....	106
8.1.	Caractéristiques du système	106
8.2.	Impulsion de défibrillation.....	107
9.	Index	110

1. Consignes de sécurité

1.1. Responsabilités de l'exploitant

- ▲ La présente notice destinée à du personnel qualifié décrit le fonctionnement, la maintenance et la recherche de défauts sur l'appareil. L'observation de son contenu est une condition première du bon fonctionnement de l'appareil ainsi que de la sécurité du patient et l'opérateur.
 - ▲ La mise à disposition de cette notice n'est en aucun cas une autorisation et une habilitation à effectuer des modifications ou des réparations sur les appareils.
 - ▲ La société SCHILLER s'engage à fournir toutes les pièces détachées sur une période de dix ans.
 - ▲ Tous les droits sont réservés pour les appareils, les circuits, les procédés et les appellations qui y sont mentionnés.
 - ▲ Pour garantir un niveau optimal de sécurité du patient et de compatibilité électromagnétique, le respect de la spécificité des mesures indiquées, ainsi que le fonctionnement correct de l'appareil, la société SCHILLER recommande d'utiliser exclusivement des pièces de rechange d'origine SCHILLER. Toute utilisation d'accessoires autres que les accessoires d'origine s'effectue aux risques et périls exclusifs de l'utilisateur.
 - ▲ La société SCHILLER récusé toute responsabilité en cas de dommages survenus du fait de l'utilisation d'accessoires ou de consommables incompatibles.
 - ▲ La société SCHILLER récusé toute responsabilité concernant la sécurité, la fiabilité et les caractéristiques de l'appareil si le montage, la configuration, les modifications, les extensions ou les réparations n'ont pas été effectués par des personnels SCHILLER ou dûment autorisés par SCHILLER.
 - ▲ Tout essai du défibrillateur de l'appareil doit être effectué en utilisant exclusivement, pour simuler le patient, des résistances fixes, de haute tension et de puissance, bien isolées par rapport à toute masse ou à la terre. Toute utilisation d'un dispositif mal isolé ou présentant un mauvais contact ou contenant des éléments tels que des éclateurs ou des lampes à éclats est strictement interdite, car pouvant entraîner la destruction irrémédiable de l'appareil.
-

1.2. Symboles

1.2.1. Symboles utilisés dans la présente notice

Les niveaux de danger sont classés selon la norme ANSI Z535.4. L'aperçu suivant présente les symboles de sécurité et pictogrammes utilisés dans la présente notice technique. Les termes Danger, Avertissement et Attention apparaissant dans la présente notice technique attirent l'attention sur des risques en indiquant le degré du danger. Veuillez lire attentivement ces définitions et leurs significations



Danger — Attire votre attention sur un danger imminent. L'inobservation de cette consigne entraîne la mort ou des blessures extrêmement graves.



Avertissement — Attire votre attention sur un danger. L'inobservation de cette consigne peut entraîner la mort ou des blessures extrêmement graves.



Attention — Attire votre attention sur une situation pouvant comporter des risques. L'inobservation de cette consigne peut entraîner des blessures légères et/ou endommager le produit.



Pour les consignes de sécurité générales.



Pour les dangers électriques, avertissements ou mesures de précaution quant à l'électricité.



Pour les remarques concernant l'utilisation et d'autres informations utiles.



Renvoi vers d'autres documentations.

Notice technique

1.2.2. Symboles utilisés sur l'appareil



Entrée des signaux de type BF, protégé contre les défibrillations



Entrée des signaux de type CF, protégé contre les défibrillations

CE 0459 Numéro du marquage CE (G-MED)



Respecter le mode d'emploi



Prise équipotentiel SCHILLER



Ne pas jeter dans les ordures ménagères

1.2.3. Symboles utilisés sur l'emballage des électrodes



Ouvrir l'emballage des électrodes



Retirer la pellicule de protection



Pour utilisation unique, ne pas réutiliser



Ne pas plier l'emballage



Plage des températures de stockage



Date d'expiration de l'utilisation des électrodes de défibrillation

Notice technique

1.2.4. Symboles utilisés sur la batterie



La batterie peut être recyclée.



Ne pas jeter dans les ordures ménagères



Ne pas jeter au feu



Ne pas scier



Ne pas briser



Batterie rechargeable



Ne pas court-circuiter



Stockage illimité pour une température de 0... +40°C.

2. Introduction

2.1. Aperçu des versions / Compatibilité

Il existe 2 versions d'appareil "DG5000 PADS" et "DG5000 PADDLES" de base, équipées d'une entrée ECG. Chacune de ces versions peut-être équipées des options R, P, SPO2, NIBP, etCO2 ou DSA. Ces options peuvent être demandées à la commande ou être rajoutées à postériori.

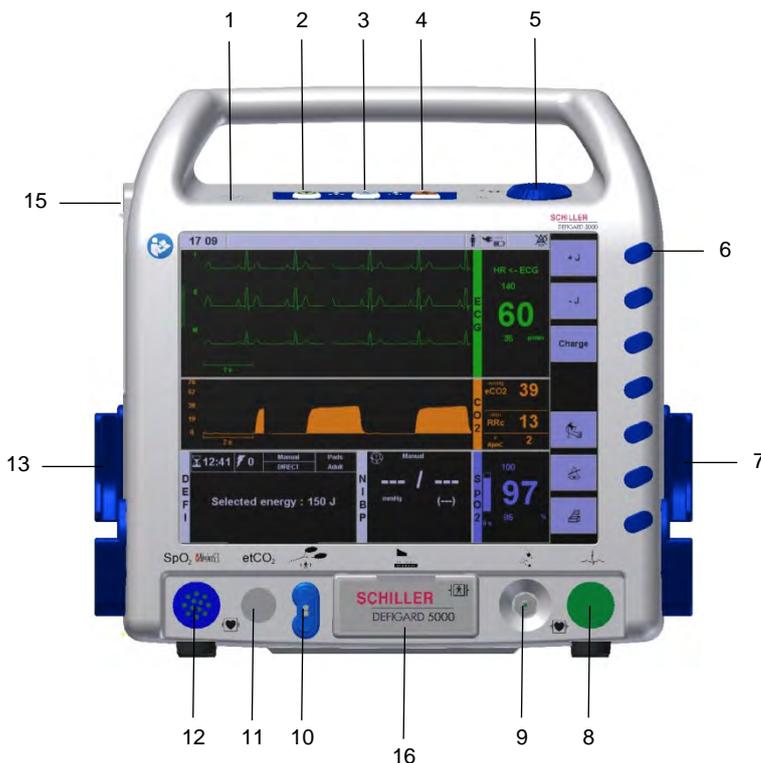
Version PADS	Sur cette version il faut impérativement utiliser des électrodes autocollantes pour délivrer le choc.
Version PADDLES	Utilisation possible d'électrodes de poing pour délivrer le choc.
Option R	Option enregistreur (module additionnel)
Option P	Option stimulateur (module additionnel)
Option SPO2	Option SPO2 (module additionnel)
Option NIBP	Option pression non invasive (module additionnel)
Option etCO2	Option capno (module additionnel)
Option DSA	Option de défibrillation semi-automatique (protégé par un code).

3. Fonctionnement

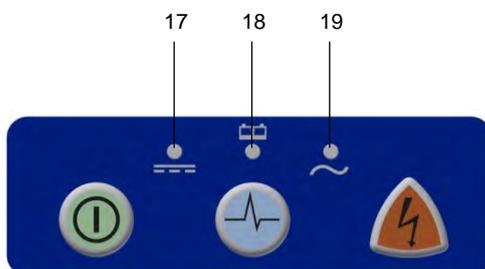


Ce chapitre décrit un fonctionnement succinct de l'appareil, pour une utilisation plus détaillée, consulter la notice d'utilisation.

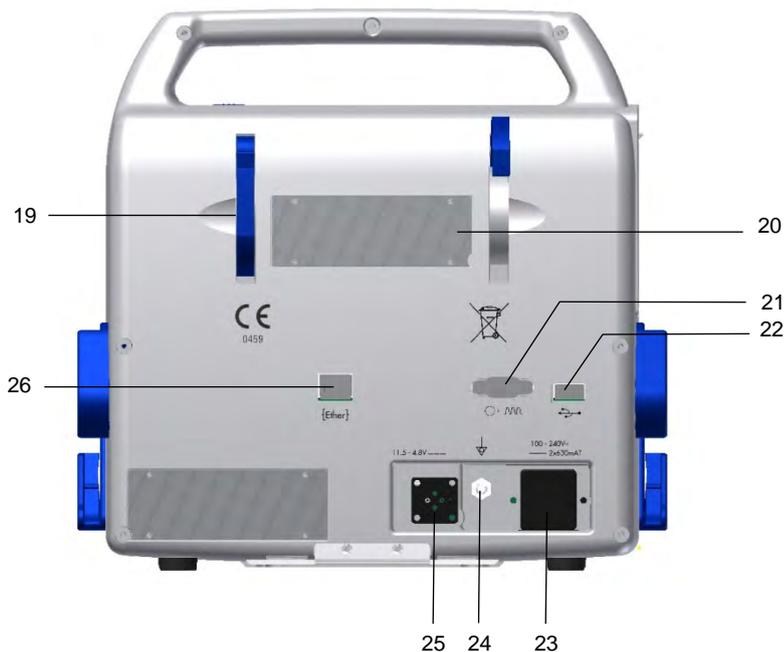
3.1. Affichage et commandes



- 1 : Haut-parleur
- 2 : Touche M/A
- 3 : Touche analyse
- 4 : Touche choc
- 5 : Sélecteur rotatif
- 6 : Touches de fonction
- 7 ; Electrode de droite
- 8 : Entrée ECG
- 9 : Entrée PNI
- 10 : Entrée Electrodes collables
- 11 : Entrée etCO2
- 12 : Entrée SPO2
- 13 : Electrode de gauche
- 14 : Touche démarrage enregistreur
- 15 : Enregistreur
- 16 : Cassette de défibrillation



- 17 : Témoin alimentation DC externe
- 18 : Témoin charge batterie
- 19 : Témoin secteur



- 19 : Crochet de fixation rabattable
- 20 : Batterie amovible (option)
- 21 : Signaux de sortie
QRS-Trigger
1-canal-ECG
Report alarme
- 22 : Prise USB
- 23 : Prise secteur
- 24 : Prise équipotentielle
- 25 : Prise externe 9...48 VDC
- 26 : Prise Ethernet

3.2. Le fonctionnement

Le **DEFIGARD 5000** est un moniteur / défibrillateur intra hospitalier. Pour sa mise en route, appuyer plus de 2 secondes sur la touche M/A située sur le clavier supérieur.

Alimentation : L'appareil fonctionne sur secteur, sur batterie (type Li/ion uniquement) ou avec une alimentation extérieure 9...48 VDC. Il y a une batterie fixe dans le logement du bas qui est chargée à travers le secteur ou l'alimentation VDC externe. La capacité de cette batterie suffit pour :

- 190 chocs à énergie maximale ou
- 2 heures de fonctionnement du moniteur.

Une deuxième batterie amovible (option) peut être insérée dans le logement du haut et ainsi doubler l'autonomie.

Défibrillation : Le **DEFIGARD 5000** est un défibrillateur à onde de défibrillation biphasique pulsée - **Multipuls Biowave®**. Il y a deux modes de fonctionnement du défibrillateur, le mode semi-automatique nommé DSA et le mode manuel. Ces modes de fonctionnement sont dépendants du type de cassette de défibrillation insérée. Il existe trois types de cassette, la cassette électrodes collables, la cassette électrodes internes et la cassette électrodes de poing. Une fenêtre sur l'écran nous indique les réglages du défibrillateur.

Les possibilités du défibrillateur :

- La défibrillation manuelle avec électrodes auto-adhésives.

Pour la défibrillation manuelle avec électrodes auto-adhésives il faut utiliser la cassette pour électrodes auto-adhésives. Les boutons de commande de charge et de la sélection d'énergies se situent sur le clavier latéral. Le bouton de commande du choc se situe sur le clavier supérieur.

- La défibrillation semi-automatique avec électrodes auto-adhésives.

Il faut utiliser la même cassette avec les électrodes auto-adhésives et l'appareil doit être équipé de l'option semi-automatique. Il existe des électrodes auto-adhésives pour enfants et pour adultes. L'appareil reconnaît le type d'électrodes appliquées et sélectionne en conséquence les niveaux d'énergie de défibrillation. Les boutons de commande pour l'analyse et le choc sont situés sur la clavier supérieur.

- La défibrillation manuelle interne (option).

Il faut utiliser la cassette qui permet d'adapter les cuillères de défibrillation interne. Les boutons de commande de charge et de la sélection d'énergies sont situés sur les touches du clavier latéral. Le bouton de commande du choc se situe sur le clavier supérieur.

- La défibrillation manuelle avec électrodes de poing (option).

Il faut utiliser la cassette électrodes de poing. Le bouton charge / choc et la sélection d'énergie se situent sur les palettes des électrodes.

Le mode semi-automatique (anciennes recommandations, protocole ERC 2000) :

En mode DSA, l'utilisateur agit en fonction des messages (selon les protocoles AHA/ERC) délivrés par le système.

A tout moment (sauf durant les phases de RCP), si un défaut électrode est détecté, le protocole AHA/ERC est arrêté. Il est initialisé à la disparition du défaut.

Durant les phases d'analyse (analyse provoquée par l'appui de la touche analyse ou non), si un mauvais contact est détecté, l'analyse est suspendue durant toute la durée du défaut. Elle est automatiquement réinitialisée à la disparition du défaut.

Après une première analyse, si le signal ECG analysé devient trop petit, un message invitant l'utilisateur à pratiquer la RCP (Réanimation Cardio Pulmonaire) est affiché durant 1'. Cet affichage perdure durant la minute. Durant ce délai, l'appui de la touche analyse permet de lancer un cycle d'analyse.

Après une première analyse, si le signal ECG est bruité, un message invitant l'utilisateur à pratiquer la RCP (Réanimation Cardio Pulmonaire) est affiché durant 1'. Cet affichage perdure durant la minute. Durant ce délai, l'appui de la touche analyse permet de lancer un cycle d'analyse.

L'énergie est sélectionnée automatiquement par le système suivant AHA/ERC. Une séquence d'énergie est disponible :

1 ^{er} choc	: Energie sélectionnée 130 J
2 ^{ème} choc	: Energie sélectionnée 130 J
3 ^{ème} choc	: Energie sélectionnée 150 J
.....	
N ^{ème} choc	: Energie sélectionnée 150 J

Notice technique

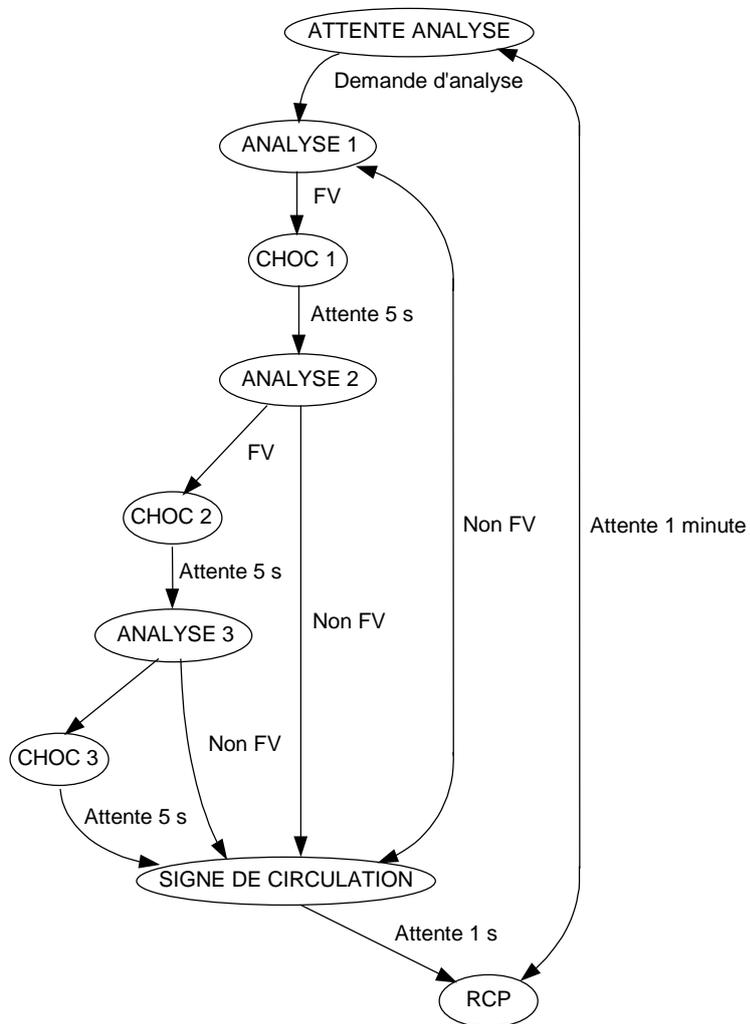
Dès la reconnaissance d'une FV après une analyse, le logiciel lance automatiquement la charge du condensateur avec l'énergie adéquate. Une durée de charge trop longue provoque une décharge interne. La délivrance du choc est manuelle. L'appui des touches délivre immédiatement l'énergie emmagasinée dans le condensateur. Le système réceptionne les valeurs d'énergie délivrée, du courant patient et de l'impédance du patient. Si le choc n'est pas délivré dans un certain laps de temps ou si le système détecte un rythme non à choquer, une décharge interne est générée.

Les principaux changements entre le protocole ERC 2000 et protocole ERC 2005 :

ERC 2000 1 ou 3 minutes	ERC 2005 2 ou 3 minutes
2 insufflations suivies de 15 compressions pendant 1 min (ou 3 min).	30 compressions suivies de 2 insufflations pendant 2 min (ou 3 min).
3 chocs consécutifs sans RCP	après chaque choc il y a RCP.

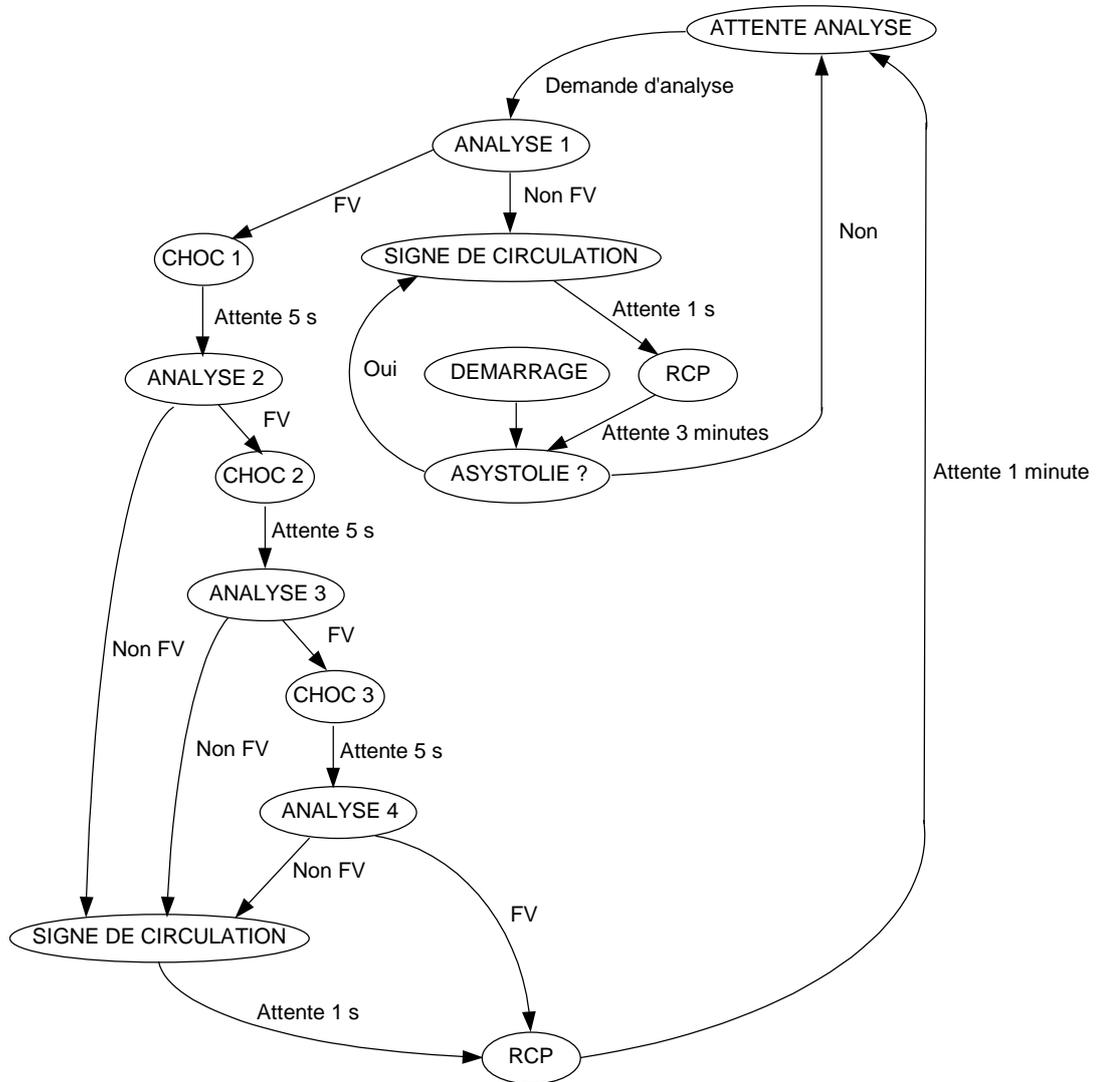
Notice technique

Protocole ERC 2000 1 minute



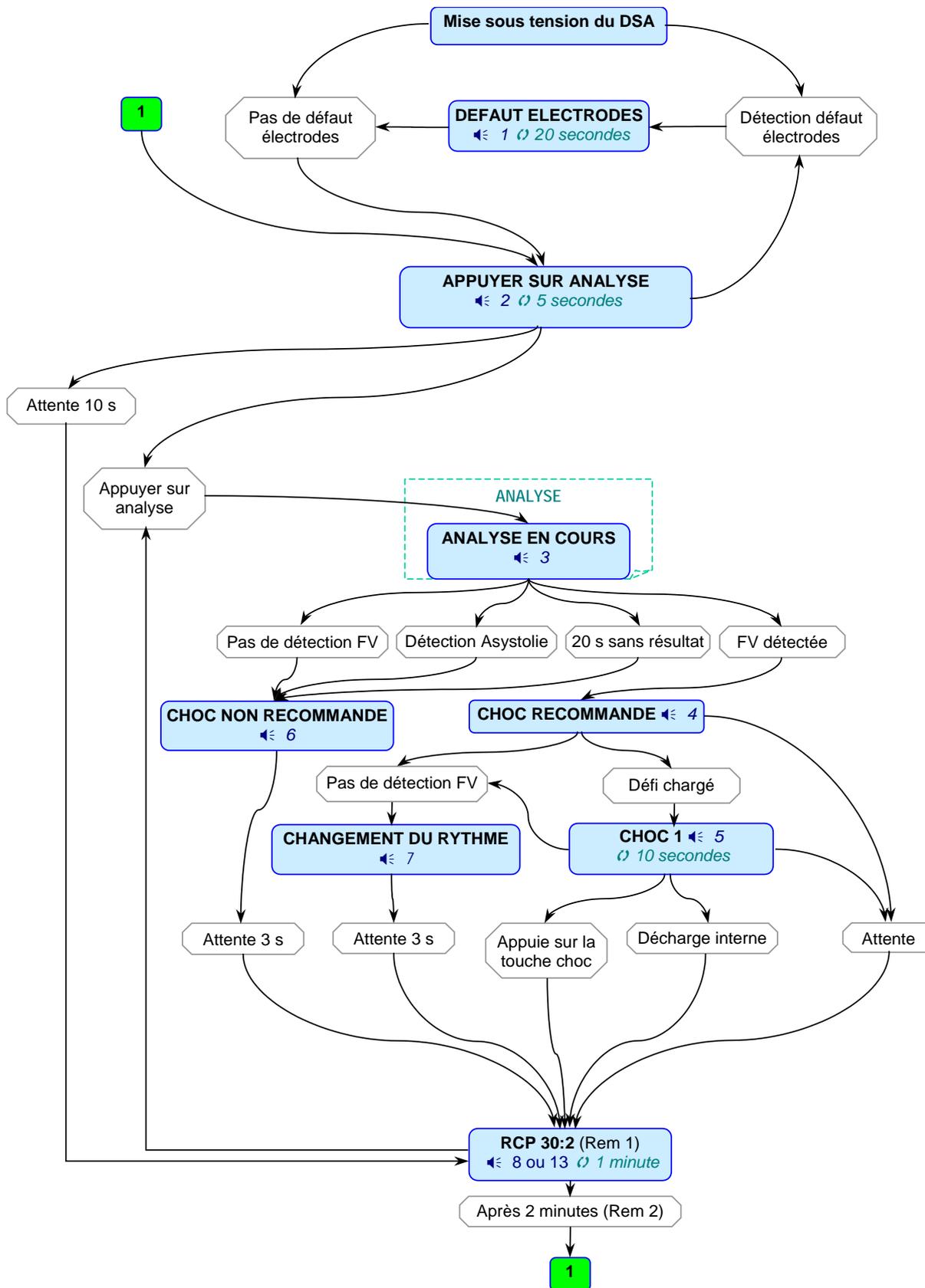
Notice technique

Protocole ERC 2000 3 minutes

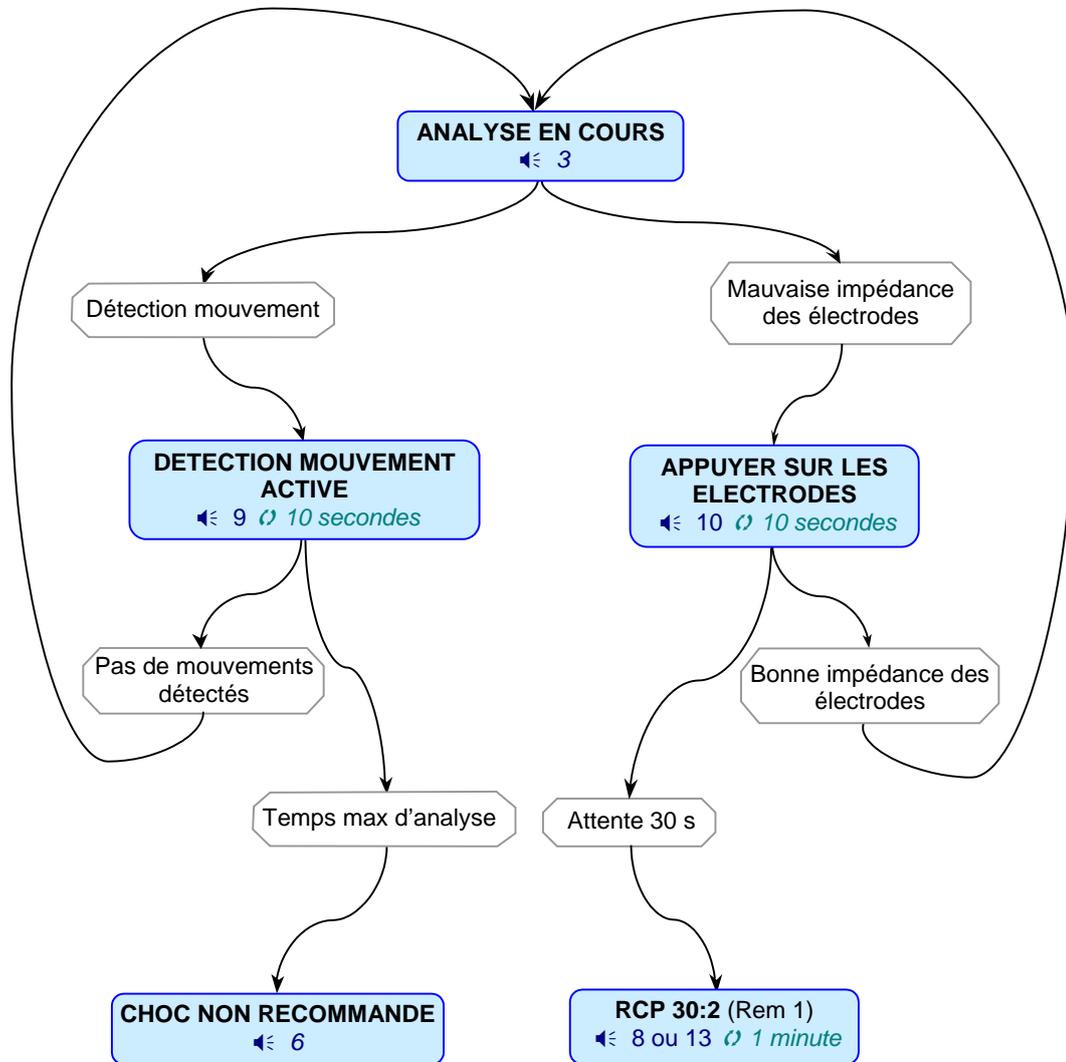


Notice technique

Protocole ERC 2005



ANALYSE



Remarques :

Rem 1 : Le message 13 remplace le message 8 si électrodes pédiatriques.
Rem 2 : La durée RCP peut être configurée à 3 minutes au lieu de 2 minutes.

Pour messages, voir le tableau récapitulatif suivant.

Messages vocaux et écrits du DG5000.

	Messages vocaux	Position sur l'écran	Texte sur l'écran
1	Coller les électrodes comme indiqué sur le thorax rasé et sec.	Ligne 1 : Ligne 2 : Ligne 3 :	COLLEZ LES ELECTRODES
2	Appuyez sur la touche analyse bleue.	Ligne 1 : Ligne 2 : Ligne 3 :	APPUYEZ SUR LA TOUCHE ANALYSE BLEUE
3	Ne touchez pas le patient, analyse en cours.	Ligne 1 : Ligne 2 : Ligne 3 :	NE TOUCHEZ PAS LE PATIENT ANALYSE EN COURS
4	Choc recommandé. Ne touchez pas le patient. Charge en cours.	Ligne 1 : Ligne 2 : Ligne 3 :	NE TOUCHEZ PAS LE PATIENT CHARGE
5	Ne touchez pas le patient. Appuyez sur la touche choc orange.	Ligne 1 : Ligne 2 : Ligne 3 :	APPUYEZ SUR LA TOUCHE CHOC ORANGE
6	Choc non recommandé.	Ligne 1 : Ligne 2 : Ligne 3 :	CHOC NON RECOMMANDE
7	Le rythme a changé.	Ligne 1 : Ligne 2 : Ligne 3 :	LE RYTHME A CHANGE
8	Reprenez la RCP jusqu'à réapparition de signes de circulation.	Ligne 1 : Ligne 2 : Ligne 3 :	PRATIQUEZ ALTERNATIVEMENT 30 MASSAGES ET 2 VENTILLATIONS
9	Mouvements détectés. Arrêtez les mouvements.	Ligne 1 : Ligne 2 : Ligne 3 :	MOUVEMENTS DETECTES ARRETEZ LES MOUVEMENTS
10	Appuyez sur les électrodes.	Ligne 1 : Ligne 2 : Ligne 3 :	APPUYEZ SUR LES ELECTRODES
13	Reprenez la RCP jusqu'à réapparition de signes de circulation.	Ligne 1 : Ligne 2 : Ligne 3 :	PRATIQUEZ ALTERNATIVEMENT 15 MASSAGES ET 2 VENTILATIONS

Notice technique

Le mode Manuel :

Le mode manuel est accessible directement à la mise sous tension ou par appui d'une touche clavier nommée "Médecin" si on se trouve dans le mode semi-automatique. Il déverrouille l'utilisation du défibrillateur. C'est l'opérateur qui pilote intégralement le défibrillateur. En mode manuel, l'utilisateur peut défibriller de façon synchrone avec l'ECG.

Stimulateur (option)

Pour la fonction stimulateur il faut brancher les électrodes auto-adhésives. Les touches de mise en route du stimulateur, le réglage de la fréquence ou du courant de stimulation, le mode fixe, demande ou overdrive se situent sur le clavier latéral. Si le stimulateur est en marche la fonction de défibrillation est inhibée.

Fonction ECG

Ce module est toujours sous tension et le signal ECG peut être prélevé avec un câble 3, 4 ou 10 brins. Selon la configuration, l'appareil est capable d'afficher jusqu'à 12 dérivations simultanément. Il y a possibilité de réglage de 4 calibres d'amplitude (0,25 ; 0,5 ; 1 et 2 cm/mV) et de 2 vitesses de balayage du signal (25 et 50 mm/s). Il y a également un affichage de la fréquence du QRS.

Fonction SPO2 (option)

C'est seulement lors de la connexion du capteur SPO2 détecté par l'appareil que la fenêtre de la fonction apparaît sur l'écran, affichant la courbe SPO2 et le taux de saturation.

Lorsque l'écran affiche les 12 dérivations de l'ECG, la courbe SPO2 disparaît, mais le taux de saturation reste affiché.

Fonction etCO2

C'est lors de la connexion du capteur CO2 détecté par l'appareil que la fenêtre de la fonction apparaît sur l'écran, affichant la courbe et la valeur CO2.

Lorsque l'écran affiche la courbe CO2, la courbe SPO2 disparaît, mais le taux de saturation reste affiché.

Fonction PNI (option)

La PNI peut être configurée en "ADULTE" ou en "NEONATAL". Pour chaque configuration il est possible de faire des mesures manuelles, continues ou cycliques.

Les résultats Sys, Dia et Map sont affichés sur l'écran.

Fonction mémoire

La courbe ECG ainsi que les tendances sont enregistrées dans une compact flash dans l'appareil.

Fonction de transmission des données

- Une connexion pour GSM ou Modem Standard sert à la transmission de l'ECG 12 dérivations.
 - Une prise USB pour la récupération des données de l'appareil.
 - Une liaison Ethernet pour la mise à jour des logiciels.
- Toutes ces prises sont situées à l'arrière de l'appareil.

Fonction enregistreur (option)

L'enregistreur permet d'imprimer les courbes ECG, SPO2 ou les tendances.

4. Maintenance

4.1. Fréquence d'entretien

Le **DG5000** est un appareil d'intervention d'urgence qui doit toujours être en parfait état de fonctionnement. Pour cela, l'appareil doit faire l'objet d'une maintenance régulière.



Les contrôles et remplacements de pièces peuvent être effectués, dans le cadre d'un contrat d'entretien, par le service d'assistance technique de la Société SCHILLER ou par un distributeur agréé.

Le tableau ci-dessous présente les fréquences et la compétence pour les différents travaux de maintenance.

Intervalle	Maintenance - remplacement	Responsable
Avant chaque utilisation	• Vérification visuelle de l'appareil et des accessoires	➔ Utilisateur
Toutes les semaines/ tous les mois	• Vérification visuelle de l'appareil et des accessoires.	➔ Utilisateur
Tous les ans	• Vérification fonctionnelle de l'appareil selon la documentation de SCHILLER (disponible pour les services techniques agréés par SCHILLER).	➔ Service technique agréé par SCHILLER
Tous les 5 ans	• Remplacement de la pile de sauvegarde interne	➔ Service technique agréé par SCHILLER

4.2. Différents contrôles

4.2.1. Contrôle fonctionnel

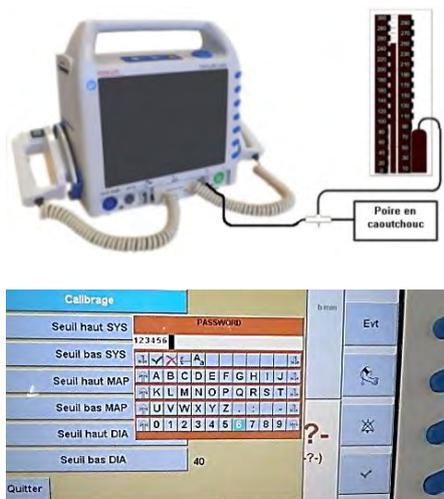
L'appareil fait un test automatique à chaque mise sous tension. Ce test est inférieur à 5 s et vérifie l'ensemble des fonctions hard. Si une erreur bloquante est détectée, le test en erreur est affiché à l'écran avec émission d'un son d'alarme jusqu'à l'extinction de l'appareil par l'opérateur (appui touche "Arrêt"). L'appareil est bloqué. Il s'éteint automatiquement après 5 minutes.

4.2.2. Fonctionnement et calibrage du module PNI

- Fonctionnement

- Connectez un tuyau PNI avec un brassard adulte au raccord de la face avant et choisissez le mode adulte.
Mettez le brassard PNI au bras et appuyez sur la touche PNI.
- Vérifier que le moteur de la pompe PNI se met en marche et que le brassard commence à gonfler.
- Vérifiez que la fenêtre PNI de l'écran indique une augmentation de pression pendant que le brassard commence à gonfler.
- Vérifiez que la pompe s'arrête quand la fenêtre de l'écran affiche 180mmHg +/- 20mmHg.
- Le brassard devra commencer à dégonfler et environ après 20 secondes devront s'afficher les valeurs SYS/DIA/MAP dans la fenêtre PNI.

Notice technique



- Vérification du calibrage

- Connectez une colonne de mercure sur la prise PNI de la face avant du DG5000.
- Dans le mode PNI, sélectionnez le mode patient "Adulte", puis "Calibrage". Lorsque la fenêtre "PASSEWORD" s'ouvre, tapez le mot de passe "123456" et validez avec ().
- Le mode de fonctionnement "Calibrage" apparaît ainsi qu'un bar graphe horizontal qui indique l'évolution de la pression.
- Lorsque la pompe s'arrête, vérifiez si la valeur de la pression affichée correspond à celle de la colonne de mercure.
- Baisser légèrement la pression en agissant sur la molette de la poire, puis vérifiez si la nouvelle valeur de la pression affichée correspond à celle de la colonne de mercure.
- Pour retourner au fonctionnement normal, appuyez sur la touche de mesure PNI ().

4.3. Nettoyage et désinfection



Pour le nettoyage, l'appareil doit être éteint. Retirer la pile avant de commencer le nettoyage de l'appareil, afin d'exclure tout risque de mise en route accidentelle de ce dernier. En vue du nettoyage, débranchez également les câbles des électrodes de défibrillation de l'appareil.



Aucun liquide ne doit pénétrer dans l'appareil ; si toutefois le cas se présente, ce dernier ne doit être réutilisé qu'après vérification par le service après-vente.



Il est formellement déconseillé de nettoyer les appareils ou les électrodes avec des produits tels que l'éther, l'acétone, les esters, les produits aromatiques...

N'utilisez en aucun cas des nettoyeurs à base de phénol ou contenant des dérivés de peroxyde pour désinfecter les surfaces du boîtier de l'appareil.

- Eliminez systématiquement les électrodes à usage unique, immédiatement après utilisation, afin d'exclure tout risque de réutilisation accidentelle (déchets hospitaliers).
- Avant de procéder au nettoyage des câbles d'électrodes de capteurs, débranchez ceux-ci de l'appareil. Pour leur nettoyage et leur désinfection, essuyez-les à l'aide d'un chiffon en gaze imbibé de nettoyant ou de désinfectant. N'immergez en aucun cas les connecteurs dans un liquide. A titre de solution nettoyante, vous pouvez utiliser n'importe quelle solution nettoyante ou désinfectante courante en milieu hospitalier.
- Procédez de même avec le boîtier de l'appareil, à l'aide d'un chiffon légèrement imbibé de nettoyant ou de désinfectant. Aucun liquide ne doit pénétrer dans l'appareil lors de cette opération.

4.4. Localisation des pannes

Le présent paragraphe décrit la localisation de pannes en cas de dysfonctionnement de **DEFIGARD 5000**. Si la localisation ou la correction du défaut pose problème, contactez le Service après vente SCHILLER.

Notice technique



Lors d'un message d'erreur, avant toute intervention, noter le numéro d'erreur et redémarrer l'appareil pour vérifier s'il ne s'agit pas simplement d'un plantage du programme



Tout essai du défibrillateur DEFIGARD 5000 doit être effectué en utilisant exclusivement, pour simuler le patient, des résistances fixes, de haute tension et de puissance, bien isolées par rapport à toute masse ou à la terre. Toute utilisation d'un dispositif mal isolé ou présentant un mauvais contact ou contenant des éléments tels que des éclateurs ou des lampes à éclats est strictement interdite, car pouvant entraîner la destruction irrémédiable de l'appareil.



Avant toutes interventions sur l'appareil ouvert, il faut VERIFIER IMPERATIVEMENT SI LE CONDENSATEUR HT EST BIEN DECHARGE.

Erreur - constat	Cause possible	Solution
Erreur carte (dans la fenêtre ECG)	1. problème sur la carte CPU	→ remplacer la carte CPU
Erreur carte (dans la fenêtre SPO2)	1. problème sur la carte SPO2	→ remplacer la carte SPO2
Erreur carte (dans la fenêtre PNI)	1. problème sur la carte PNI	→ remplacer la carte PNI
Carte analogique	1. carte CPU défectueuse	→ remplacer la carte CPU
Erreur carte alim.	1. carte ALIM défectueuse	→ remplacer la carte ALIM
Erreur FV	1. carte CPU défectueuse	→ remplacer la carte CPU
Erreur PNI	1. module PNI défectueux	→ remplacer la carte PNI
Erreur carte (dans la fenêtre DEFI)	1. problème sur la carte DEFI	→ remplacer la carte DEFI
ERREUR PROCESSEUR	1. carte DEFI défectueuse	→ remplacer la carte DEFI
ERREUR PROGRAMME	1. problème programme sur la carte DEFI	→ recharger le programme
ERREUR CIRCUIT DETECTION D'ERREUR	1. carte DEFI défectueuse	→ remplacer la carte DEFI
ERREUR REFERENCE TENSION ENERGIE SELECTIONNEE	1. carte DEFI défectueuse	→ remplacer la carte DEFI
ERREUR CONVERTISSEUR ANALOGIQUE / DIGITAL	1. carte DEFI défectueuse	→ remplacer la carte DEFI
ERREUR TRANSISTOR DE CHARGE	1. carte DEFI défectueuse	→ remplacer la carte DEFI
ERREUR TRANSISTOR DE DECHARGE	1. carte DEFI défectueuse	→ remplacer la carte DEFI
ERREUR EPROM DE COMPENSATION	1. carte DEFI défectueuse	→ remplacer la carte DEFI
ERREUR BOUTON CHOC	1. problème sur cassette électrode de poing 2. carte "CLAVIER HAUT" défectueuse	→ remplacer la cassette → remplacer la carte "CLAVIER HAUT"
PAS DE COMMUNICATION DEFIBRILLATEUR	1. problème câbles de liaison DEFI - CPU 2. carte DEFI défectueuse 3. carte CPU défectueuse	→ remplacer les câbles → remplacer la carte DEFI → remplacer la carte CPU
PROBLEME DE DYSFONCTIONNEMENT DU CIRCUIT DE CHARGE	1. carte DEFI défectueuse	→ remplacer la carte DEFI
ERREUR IGBT	1. carte DEFI défectueuse	→ remplacer la carte DEFI
ERREUR ALIMENTATION PIC	1. carte DEFI défectueuse	→ remplacer la carte DEFI
INCOMPATIBILITE ENTRE LE MATERIEL ET LE LOGICIEL	1. matériel incompatible	→ ne pas utiliser le matériel

5. Remplacement des pièces

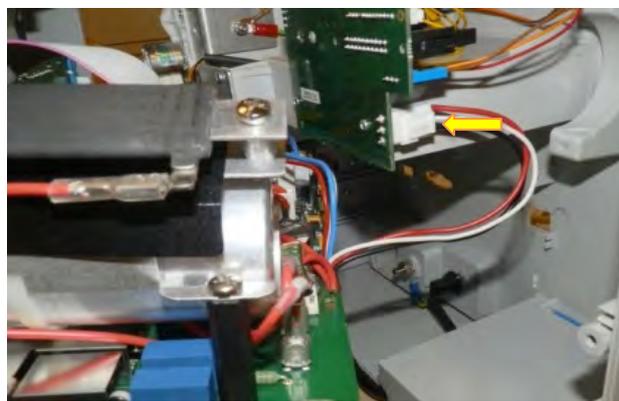
5.1. Démontage de l'appareil



- Dévisser les 7 vis (TORX empreinte T10) et les 2 vis cruciformes aux endroits indiqués par les flèches.

- Pour pouvoir accéder à toutes les vis, la longueur de la tige du tournevis TORX doit être au minimum de 100 mm.

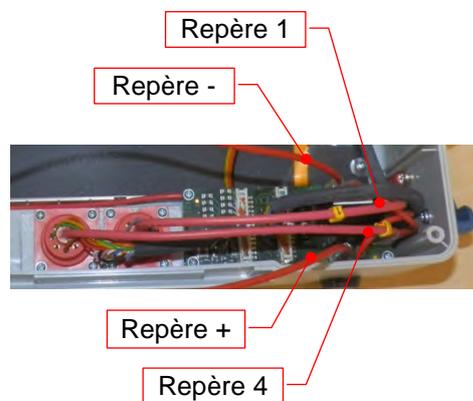
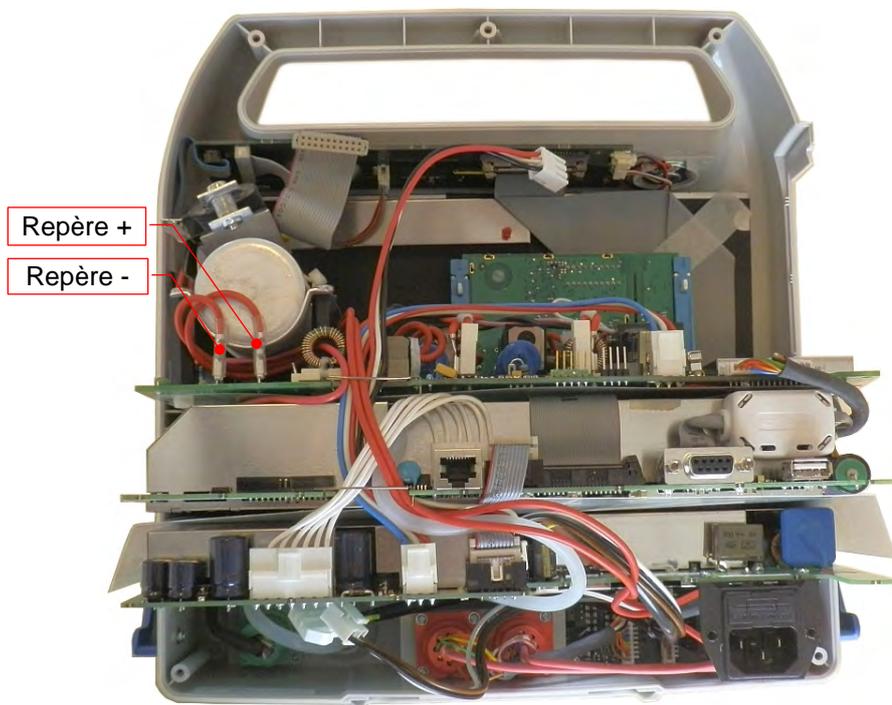
- Entrouvrir l'appareil et déconnecter les 4 câbles.



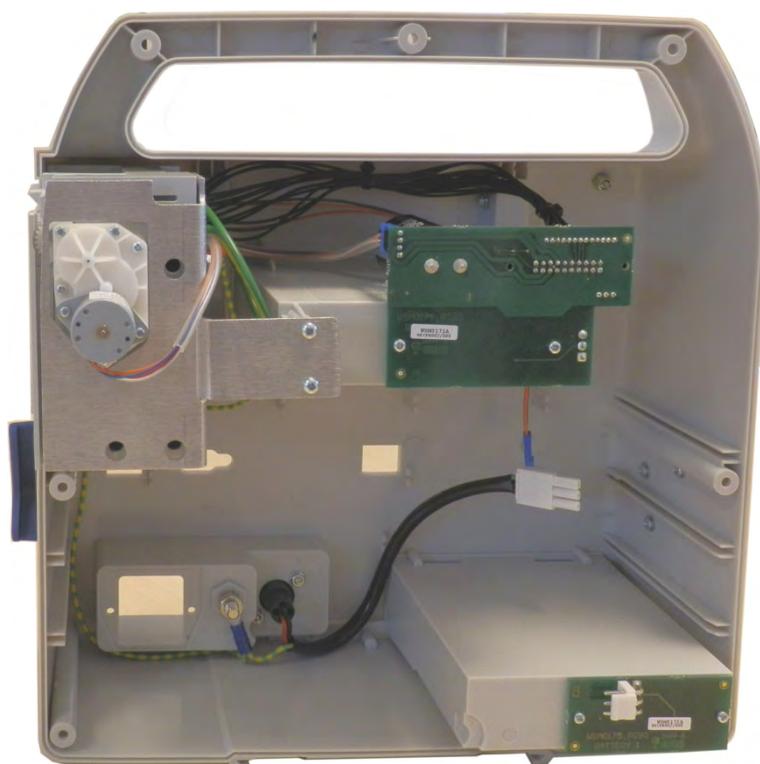
Notice technique

- Séparer les deux parties

Aperçu de la partie avant



Aperçu de la partie arrière



5.2. Remplacement du condensateur HT



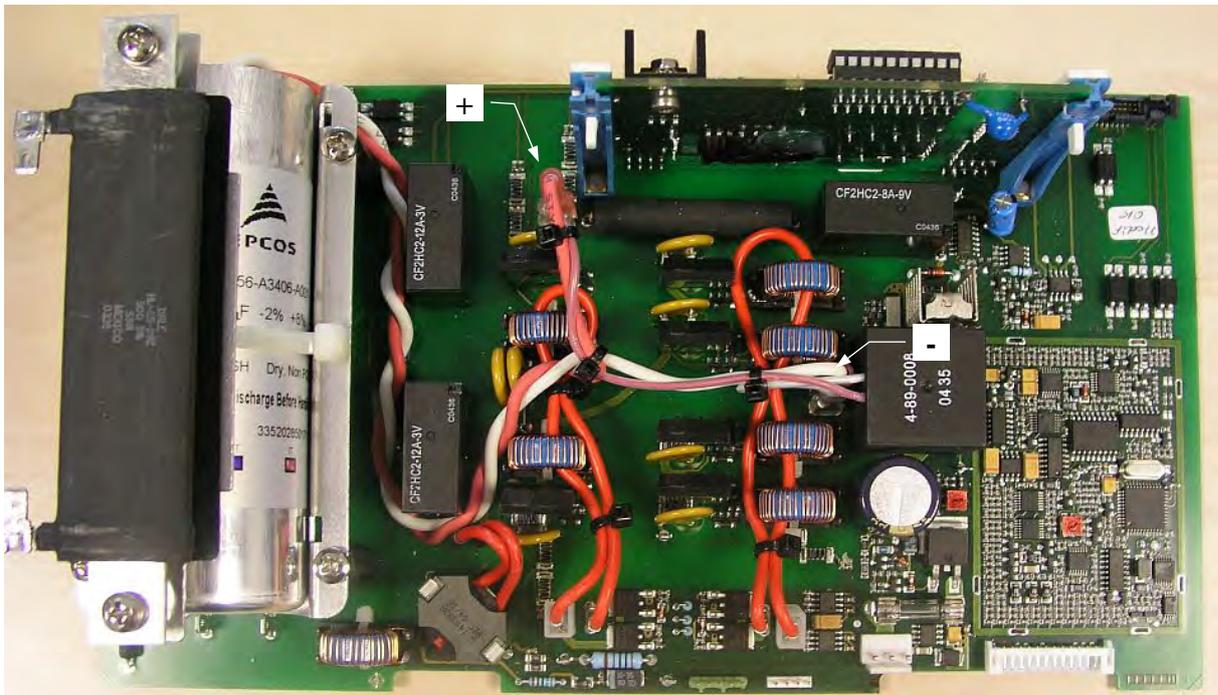
Cette intervention concerne le condensateur HT (60 μ F - 2,8 kV) qui peut être chargé à une tension mortelle. Avant toute intervention, veiller à la décharge complète du condensateur HT. Ne jamais toucher directement les bornes du condensateur HT. Le remplacement du condensateur HT ne devra être réalisé que par du personnel spécialement autorisé et formé.

Le remplacement du condensateur HT est une opération extrêmement rarissime, la durée de vie du condensateur HT étant très importante. Toutefois en cas de nécessité, le condensateur HT peut être remplacé en suivant les instructions ci-dessous :



VERIFIER IMPERATIVEMENT SI LE CONDENSATEUR HT EST BIEN DECHARGE

- Enlever les serre-câbles et débrancher les fils.
- Décoller le condensateur en utilisant un outil comme bras de levier (ex : tournevis) car le collage est résistante.



Après avoir retiré le condensateur HT (totalement déchargé) court-circuiter ses deux bornes à l'aide d'un fil conducteur.

Lors du remplacement du condensateur HT, le coller sur le support à l'aide d'un morceau de ruban adhésif double face, torsader les fils puis les connecter en respectant la polarité. Il faut également respecter le cheminement des fils.

Vérifier qu'aucun oubli ne s'est produit avant la mise en route de l'appareil.



Cette intervention concerne un composant essentiel de la partie HT. L'intervention ne doit être effectuée que par du personnel spécialement autorisé et formé sur Défigard 5000.

Un test des énergies délivrées est imposé.

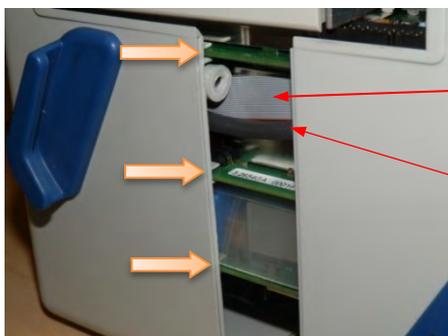
5.3. Assemblage de l'appareil

Si Option SPO2 :

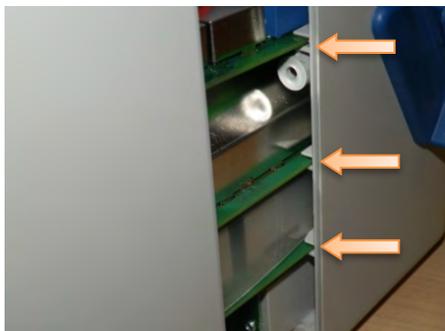
Pour le remonter l'appareil, procéder dans le sens inverse.
 Placer les cartes étage par étage en commençant par celle du bas.
 Commencer par la carte CPU, celle du milieu, puis visser l'embase SPO2.
 Ne pas oublier de connecter les différents câbles



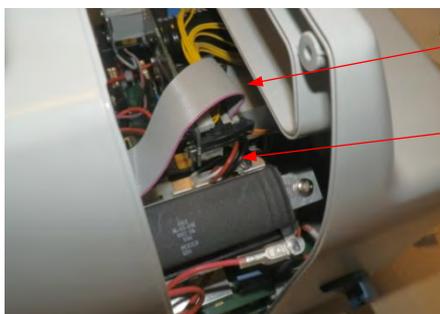
Respecter le sens de branchement des câbles HT des entrées DEFI repère “+” et “-” (voir photo “Aperçu de la partie avant”).
Vérifier si toutes les cartes se trouvent dans les rainures.
Vérifier si les câbles ne risquent pas d'être coincés lors de la fermeture de l'appareil.



Brancher les câbles d'alimentation
 Loger les cartes dans les 3 rainures du côté gauche.
 Le câble plat doit passer entre la cheminée et le connecteur de la limande.
 Le câble BT de la carte défi doit passer sous la cheminée.



Loger les cartes dans les 3 rainures du côté droit.



Connecter le câble plat

Les fils rouge, blanc, noir de la connexion batterie doivent passer au-dessus du support condensateur.

5.4. Remplacement de pièces



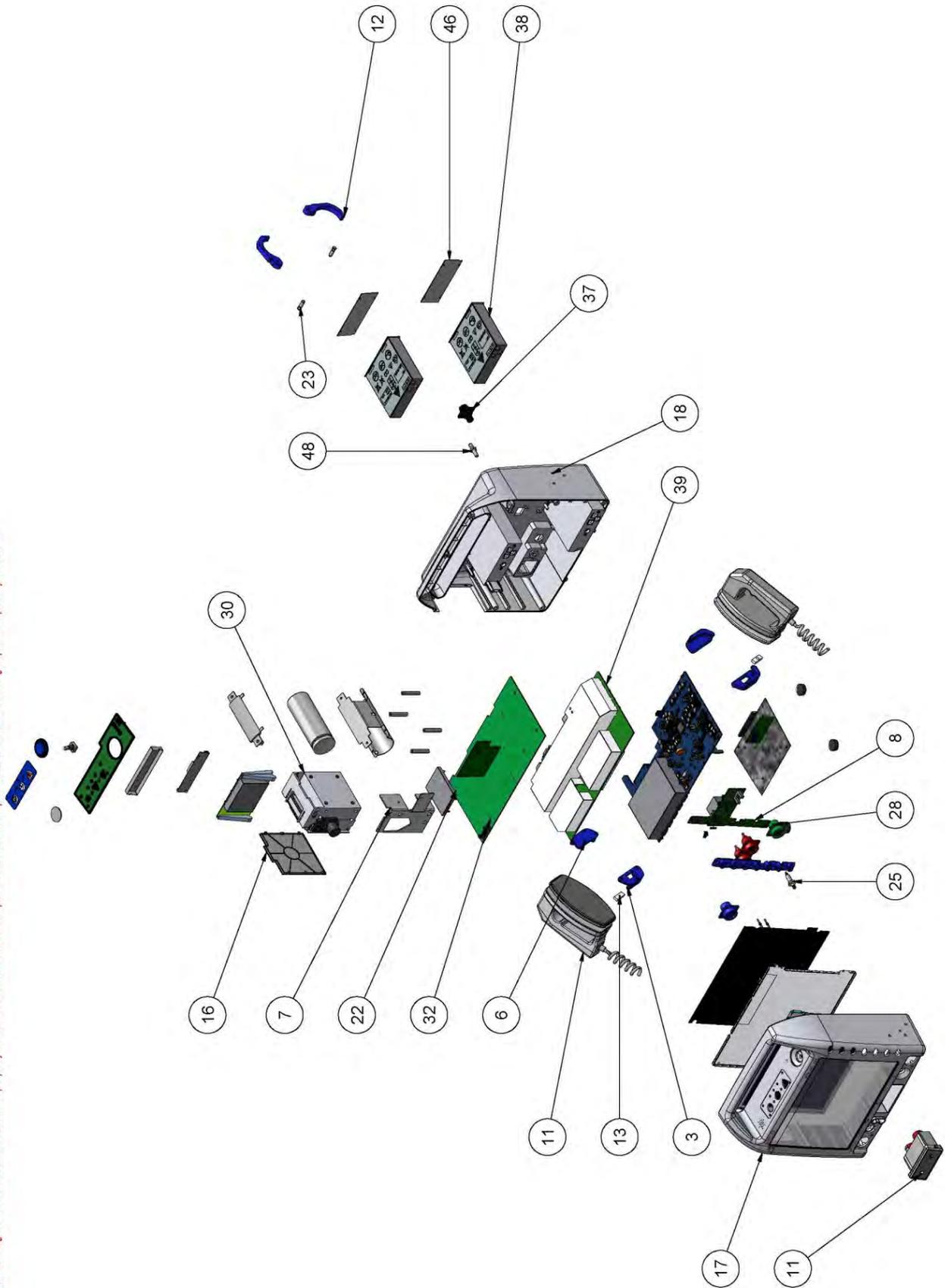
Le remplacement des pièces n'est autorisé que par une personne formée sur le produit, toutes les recommandations Schiller doivent être respectées.

En outre, toutes les pièces de remplacement doivent être des pièces d'origines SCHILLER. Après chaque remplacement de pièce, un contrôle complet de l'appareil devra être effectué sur la base des recommandations Schiller.

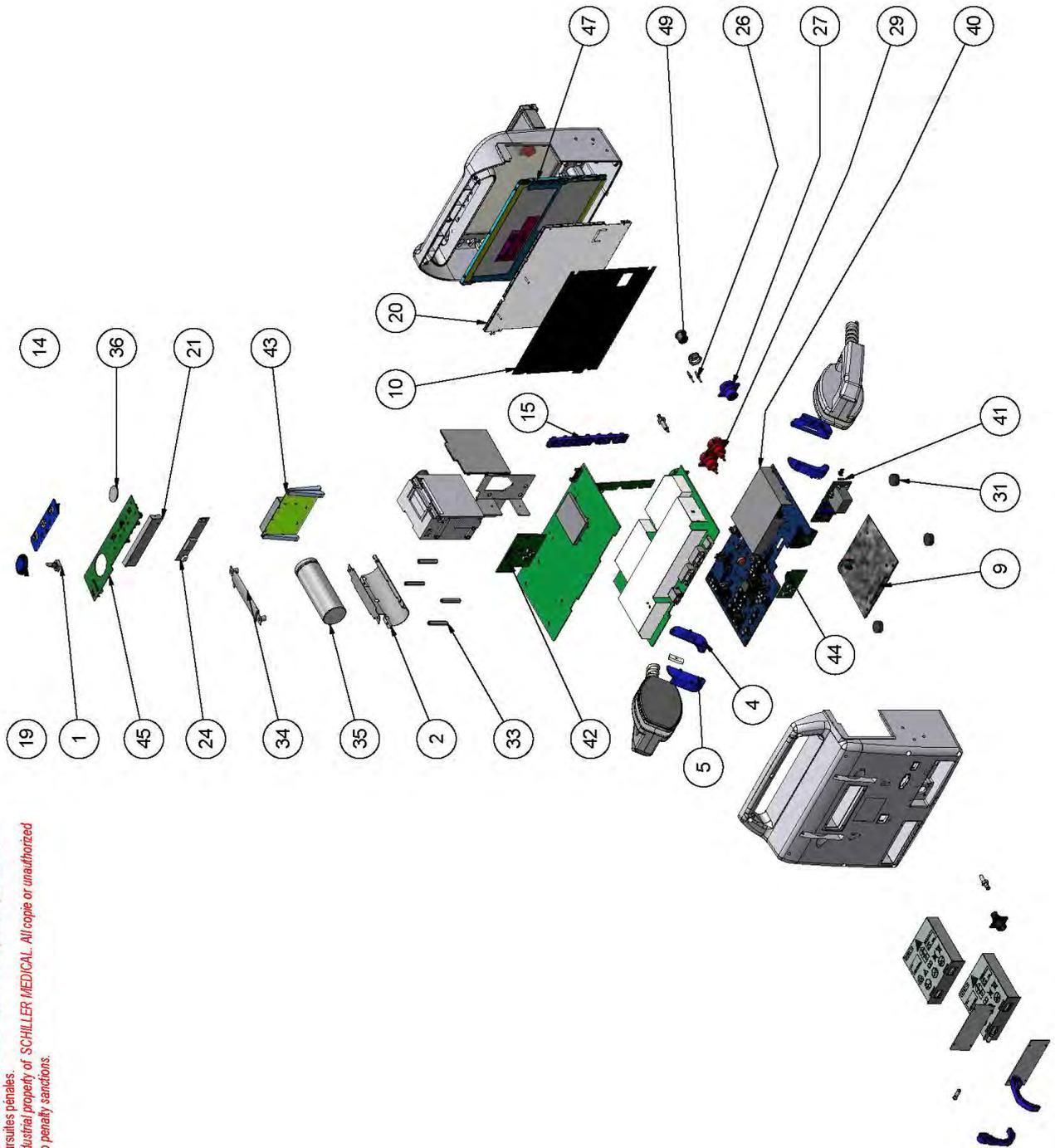
i Pour commander une nouvelle pièce chez SCHILLER, donnez le type de l'appareil et le numéro de série situé sous l'appareil. Ensuite, spécifiez le code article de la pièce à changer.

REP	QTE	CODE ARTICLE	N° DE PLAN	DESCRIPTION
1	1	6-03-0005	W4M144105	Sélecteur rotatif
2	1	6-90-0019	W3M144205	Support condensateur
3	1	6-90-0078	W3M145547	Sabot avant gauche N°1 / Left front hoof N°1
4	1	6-90-0080	W3M145549	Sabot avant droit N°3 / Right front hoof N°3
5	1	6-90-0081	W3M145550	Sabot arrière droit N°4 / Right rear hoof N°4
6	1	6-90-0079	W3M145548	Sabot arrière droit N°2 / Right rear hoof N°2
7	1	6-85-0002	W3M144129	Renfort graphe
8	1	WSM0174ZT	W3M145561	Print clavier softkeys
9	1	6-51-0001	W3M144158	Plaque de fixation potence
10	1	6-28-0045	W3M144164	Isolant blindage écran
11	1	6-39-0127	W4M145559	Electrodes de poings
12	2	6-14-0145	W3M145554	Crochet
13	2	6-73-0005	W4M144268	Contact de décharge
14	1	6-06-0036	W3M145551	Clavier principal / main keyboard
15	1	6-06-0037	W3M145552	Clavier menu / menu keyboard
16	1	6-64-0011	W3M144209	Cache graphe
17	1	6-02-0111Z1	W3M145543	Boltier avant EC complet
18	1	6-02-0110Z1	W3M145544	Boltier arrière EC complet
19	1	6-03-0021	W3M145553	Bouton menu
20	1	6-28-0044	W2M144131	Blindage écran
21	1	6-28-0047	W4M144208	Blindage print rétro éclairage
22	1	6-28-0055	W4M144223	Blindage def-uc
23	2	6-00-0000	W4M144109	Axe de rotation crochet
24	1	4-24-0003		Convertisseur retro-éclairage
25	1	72762		Embase F MODELE OBAC 5/32
26	2	35041		Fiche à lamelles
27	1	3-10-0197	PCIND0842	Embase SPO2
28	1	3-10-0206	PCIND0862	Embase ECG câblée
29	2	3-10-0203	PCIND0859	Embase pour électrode
30	1	3-55-0022		Enregistreur
31	8	6-19-0011		Butée adhésive 3M NOIR - DIA 19X9,6MM
32	1	1-101-0401ZT	DMIND0306	CI DG5000 DEFI + PREAMP MONTE AVEC BLINDAGE
33	4	6-13-0014		Entretouille T M4X35 PA
34	1	72510		Résistance HT 50 ohms
35	1	4-19-0131		Condensateur
36	1	3-10-0085	PCIND0707	Haut parleur câblé
37	1	6-14-0153		Bouchon
38	2	2.200132		Batterie
39	1	1-101-0403ZT	SCHILLER AG	CI DG5000 CPU ANALOG BOARD AVEC BLINDAGE
40	1	1-101-0402ZT	SCHILLER AG	CI DG5000 POWER BOARD MTE AVEC BLINDAGE
41	1	WSM0172ZT		Carte COMMUTATION ELECTRODES DEFI
42	1	WSM0171AZ1	DMIND0392	Circuit batterie
43	1	WSM0059ZT		Carte stimulateur
44	1	WSM0175AZT	DMIND0396	Circuit batterie
45	1	WSM0173AZT	DMIND0394	CI TOP KEYBOARD
46	2	6-09-0060		Cache batterie
47	1	1-101-0400ZT		Ecran avec blindage
48	1	35992		Fiche de terre
49	1	3-10-0208		CBL EMBASE ETCO2

Ce plan est la propriété intellectuelle et industrielle de SCHILLER MEDICAL. Toute copie ou exploitation non autorisée de ce plan vous expose à des poursuites pénales.
This scale drawing is the intellectual and industrial property of SCHILLER MEDICAL. All copy or unauthorized exploitation of this scale drawing exposes to penalty sanctions.



Notice technique



Ce plan est la propriété intellectuelle et industrielle de SCHILLER MEDICAL. Toute copie ou exploitation non autorisée de ce plan vous expose à des poursuites pénales.
 This scale drawing is the intellectual and industrial property of SCHILLER MEDICAL. All copies or unauthorized exploitation of this scale drawing exposes to penalty sanctions.

6. Explications techniques

6.1. Description d'ensemble

6.1.1. Description générale de DEFIGARD 5000:

DEFIGARD 5000 est constitué des sous-ensembles suivants :

- La carte DEFI qui regroupe les différentes fonctions de traitement numérique spécifique au défibrillateur, de traitement analogique ainsi que le circuit "haute tension" du défibrillateur. Cette carte peut également accueillir la carte STIMULATEUR (option).
- La carte COMMUTATION ELECTRODES permet de donner la priorité aux électrodes collables et rendre inactives les électrodes de poing lorsqu'elles sont branchées simultanément.
- La carte CPU qui regroupe les différentes fonctions de traitement numérique, de traitement analogique, de mémorisation. Elle peut également accueillir les cartes SPO2 (option) et PNI (option).
- La carte ALIMENTATION qui fournit les alimentations nécessaire à l'ensemble du fonctionnement.
- Deux cartes CLAVIER qui servent d'interface entre l'utilisateur et l'appareil.
- Deux cartes BATTERIE qui servent d'interface entre les batteries et l'appareil.
- Un ECRAN LCD avec une carte RETRO-ECLAIRAGE assurant l'interface visuelle entre le **DEFIGARD 5000** et l'utilisateur.

6.2. CI DEFI + PREAMPLI : WSM0050A

6.2.1. CIRCUIT IMPRIME DEFIBRILLATEUR.

Le circuit imprimé Défibrillateur (référence WSM 0050_PCB) comprend les différentes parties suivantes :

- **Préamplificateur ECG.**

La partie Préamplificateur ECG assure l'acquisition du signal ECG prélevé par l'intermédiaire des électrodes de défibrillation, ainsi que la mesure de l'impédance de contact.

- **Circuit interface d'entrée.**

La partie Circuit interface d'entrée réalise l'interface entre les différentes cassettes de défibrillation et le Circuit de commande Défibrillateur.

- **Circuit de commande Défibrillateur.**

La partie Circuit de commande Défibrillateur assure le pilotage de la charge et de la décharge du condensateur HT par l'intermédiaire des cassettes électrodes ou des touches en face avant.

- **Circuit Haute Tension et condensateur HT.**

La partie Circuit Haute Tension réalise la charge et la décharge du condensateur HT, ainsi que la mesure de la tension de charge et du courant patient lors du choc de défibrillation.

- **Circuit de commande IGBT.**

La partie Circuit de commande IGBT réalise le pilotage des IGBT de l'unité Haute Tension afin de générer une onde Biphasique Pulsée à Compensation de l'impédance du Patient.

- **Circuit de détection de défaut.**

La partie Circuit de détection de défaut réalise la surveillance de composant critique afin de détecter un éventuel défaut.

6.2.2. FONCTIONNEMENT DE LA PARTIE DEFIBRILLATEUR.

L'explication de fonctionnement de la partie Défibrillateur se réfère au **synoptique DG 5000 Defibrillator**.

6.2.2.1. DESCRIPTION GENERALE.

Le Circuit Défibrillateur comporte 7 connecteurs :

- un connecteur JP1 (3 contacts) pour l'alimentation du circuit Défibrillateur.
- un connecteur JP2 (20 contacts) pour la liaison avec la carte CPU et la face avant.
- deux connecteurs JP3, JP4 (contacts Haute Tension) raccordés aux câbles HT de l'embase électrodes Défibrillateur.
- un connecteur JP7 (10 contacts) relié à la partie flottante du Préamplificateur ECG 10 canaux.
- deux connecteurs JP3 (14 contacts) raccordés aux câbles BT de l'embase électrodes Défibrillateur.

Le circuit de puissance de la partie Défibrillateur qui permet la charge du condensateur HT, est directement alimenté à partir de la tension DC protégée par un fusible (tension DC_FUSED). Les circuits de commande Défibrillateur, de commande des IGBT et de détection de défaut sont alimentés par une tension de +5 V générée sur la carte

Notice technique

Défibrillateur à partir de la tension +12 V. Le circuit Préamplificateur ECG est alimenté à partir des alimentations fournies par le Préamplificateur ECG 10 canaux via le connecteur JP7. Les références de tension utilisées par la partie Défibrillateur sont générées localement sur le Circuit Défibrillateur.

La fonction défibrillateur du DG 5000 est un circuit séquentiel qui comporte six phases distinctes :

1) la phase d'attente : phase dans laquelle le DG5000 est allumé (fonction monitoring) ; la partie défibrillateur étant en veille (absence de demande de charge).

2) la phase de charge : phase dans laquelle le générateur HT charge le condensateur HT. La phase de charge en mode semi-automatique peut être initiée par deux commandes différentes :

1. commande de Pré-Charge
2. commande de Charge

3) Pré-charge terminée : phase qui suit une commande Pré-Charge (en mode semi-automatique), lorsque l'énergie sélectionnée est atteinte. Durant la phase de pré-charge terminée le choc de défibrillation n'est pas autorisé.

4) la phase de maintien : phase qui suit une commande Charge lorsque l'énergie sélectionnée est atteinte. Cette phase dure au maximum 20 s pendant laquelle le condensateur HT reste chargé. Le DG5000 est prêt pour délivrer le choc de défibrillation.

5) la phase de choc : c'est la phase dans laquelle le DG5000 délivre le choc de défibrillation Biphase Pulsé à compensation de l'impédance du Patient.

6) décharge de sécurité : c'est la phase dans laquelle l'énergie emmagasinée dans le condensateur HT est délivrée dans un circuit de décharge de sécurité du DG5000.

6.2.2.2. PREAMPLIFICATEUR ECG.

La partie Préamplificateur assure les fonctions suivantes :

- Alimentation de la partie ECG Défi flottante.
- Acquisition du signal ECG.
- Amplification et traitement du signal ECG
- Vérification de la chaîne d'acquisition.
- Mesure de l'impédance du Patient.
- Transmission des impulsions QRS en provenance du Préamplificateur ECG 10 canaux.

DESCRIPTION GENERALE :

Sur le circuit imprimé Défibrillateur, la partie flottante du Préamplificateur ECG Défi se trouve sous les deux blindage métallique qui occupe l'espace sous le condensateur Haute Tension. L'alimentation flottante du Préamplificateur ECG Défi est réalisée par l'intermédiaire du transformateur TR3 à partir des tensions d'alimentations fournies par le Préamplificateur ECG 10 canaux. La partie Préamplificateur ECG Défi réalise l'amplification du signal ECG ainsi que la mesure de l'impédance du patient en provenance des

Notice technique

électrodes de défibrillation (électrodes de poings ou électrodes collables).

Le signal ECG amplifié ainsi que le signal correspondant à l'impédance du patient, sont transmis par optocoupleur vers la partie ECG flottante du Préamplificateur ECG 10 canaux. La transmission des signaux est effectuée par modulation de rapport cyclique. Le Préamplificateur ECG 10 canaux reçoit par conséquent deux sources possibles de signaux ECG ; le signal ECG par le câble patient ainsi que le signal ECG par les électrodes de défibrillation.

Le Préamplificateur ECG 10 canaux contrôle directement le Préamplificateur ECG Défi en cas de détection d'impulsions de Pacemaker (signal INH_PACE). Le test de la chaîne d'acquisition du signal ECG par les électrodes de défibrillation est également piloté par la carte Préamplificateur ECG 10 canaux, lors de l'autotest du DG5000 (signal 10 Hz). Le signal QRS détecté et mis en forme par le Préamplificateur ECG 10 canaux est transmis par optocoupleur au Circuit de commande Défi afin de piloter le fonctionnement lors d'une Cardioversion (signal -QRSTRIG_DEF).

La partie Préamplificateur ECG Défi réalise la mesure de l'impédance du patient par l'intermédiaire d'un signal sinusoïdal de 30 kHz. Après traitement ; le signal correspondant à la valeur de l'impédance patient est transmis au Préamplificateur ECG 10 canaux. Le circuit Préamplificateur ECG Défi comporte un comparateur à fenêtre dont le signal de sortie est exploité par le Circuit de Commande Défibrillateur afin d'autoriser le choc de défibrillation uniquement en cas de bon collage des électrodes de défibrillation (signal -PIMP_DEF).

ALIMENTATION DU PREAMPLIFICATEUR ECG :

L'alimentation de la partie flottante du préamplificateur ECG est générée par l'intermédiaire des tensions d'alimentation +VFM et -VFM fournies par le préamplificateur ECG 10 canaux. L'oscillateur U47 pilote le transformateur TR3 par l'intermédiaire du driver U46. Les tensions secondaires sont redressées, filtrées et régulées par l'intermédiaire des régulateurs linéaires U44 et U45. Les tensions d'alimentations obtenues, +VFD (+5 V) et -VFD (-5 V) alimentent l'ensemble des éléments de la partie flottante reliées aux potentiel des électrodes de défibrillation.

ACQUISITION DU SIGNAL ECG :

L'acquisition du signal ECG prélevé par les électrodes de défibrillation est réalisée par l'intermédiaire des étages suiveurs U28A, U28B et des réseaux résistifs composés de R376 à R384. La protection de l'étage d'entrée du préamplificateur ECG contre les chocs de défibrillation est réalisée par l'intermédiaire de l'éclateur E3 et des diodes d'écrêtage D39 et D40. Les diodes d'écrêtage sont polarisées par rapport aux tensions de référence +2,5 VD et -2,5 VD générées par les références de tension U32 et U33.

AMPLIFICATION ET TRAITEMENT DU SIGNAL ECG :

Les deux circuits U27A et U27B constitue un amplificateur différentiel d'un gain de 4. Le condensateur C112 permet d'atténuer l'amplitude du signal sinusoïdal de 30 kHz utilisé pour la mesure de l'impédance patient. Les deux étages U27C et U27D constituent un amplificateur d'un gain d'environ 47 à compensation de la composante continue obtenue par les éléments R301 et C174. En cas de reconnaissance d'impulsions de Pacemaker par le microprocesseur du préamplificateur ECG 10 canaux, l'interrupteur analogique U30C est ouvert par le signal INH_PACE_FL afin de limiter le dépassement de

Notice technique

la composante continue. Le signal INH_PACE_FL provenant du circuit préamplificateur ECG 10 canaux est transmis par l'intermédiaire de l'optocoupleur U36. Le signal de sortie ECG_DEFI_FL est transmis vers le préamplificateur ECG 10 canaux par l'intermédiaire de l'optocoupleur U37. Les étages U26A et U26B constitue le générateur de rampe qui permet la modulation de rapport cyclique pour la transmission des signaux de la partie flottante vers le préamplificateur ECG 10 canaux. La démodulation du signal ECG est assurée par l'intermédiaire des étages U39A et U39D, respectivement comparateur à hystérésis et filtre passe-bas. Le signal de sortie de U39D, ECG_DEFI constitue la source d'entrée de signal ECG en provenance des électrodes de défibrillation du préamplificateur ECG 10 canaux.

Le signal de sortie de U27D qui correspond à l'amplitude de la composante continue du signal ECG est comparée par rapport à des seuils de référence par l'intermédiaire du comparateur à fenêtre U29A et U29B. En cas de tension de polarisation importante du signal ECG (dépassant +/-1 V à l'entrée), le comparateur à fenêtre U29 bloque le transistor Q29 ce qui active l'interrupteur analogique U30D. L'activation de U30D provoque l'addition d'une tension d'offset de +5 V par l'intermédiaire de R266 au niveau du sommateur inverseur U51B.

Dans ces conditions, le signal de mesure de l'impédance (ZPAT) patient devient égal à 0 V, ce qui avertira l'utilisateur par un message CONNECTER LES ELECTRODES.

VERIFICATION DE LA CHAÎNE D'ACQUISITION DU SIGNAL ECG :

La vérification de la chaîne d'acquisition du signal ECG lors de la mise sous tension, est réalisée par l'intermédiaire du signal 10 Hz généré sur le préamplificateur ECG 10 canaux et transmis dans la partie flottante par l'optocoupleur U35. Le signal 10 Hz_FL compris entre +5 V et -5 V commande le transistor Q28 qui génère un signal différentiel d'une amplitude d'environ 1,5 mV. Ce signal est injecté sur les entrées de l'ampli différentiel U27A et U27B par l'intermédiaire des interrupteurs analogique U30A, U30B et des résistances R319 et R320. Le signal de commande de U30A et U30B et également généré par le signal 10 Hz_FL par l'intermédiaire de D2, R323 et C92. Lors de la vérification de la chaîne d'acquisition, l'oscillateur utilisé pour la mesure de l'impédance patient construit autour de U31A et U31B et bloqué par l'intermédiaire du transistor Q27.

MESURE DE L'IMPEDANCE DU PATIENT :

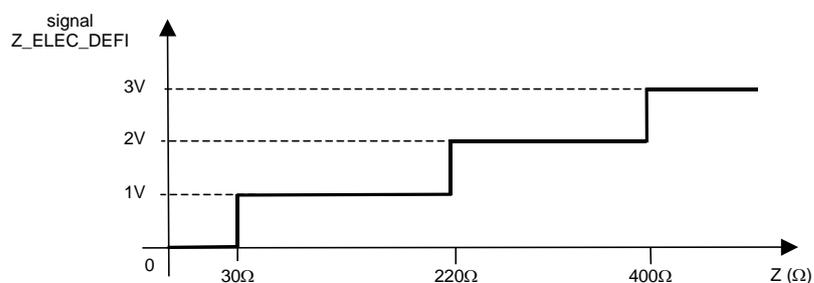
La mesure de l'impédance du patient est réalisée par l'oscillateur U31A et U31B qui injecte un courant sinusoïdal d'environ 30 kHz vers le patient par les réseaux R374, R373, C172, R258 et R375, R372, C171, R257. La protection de l'oscillateur sinusoïdal lors du choc de défibrillation est réalisée par l'éclateur E2 et les diodes d'écrêtage DZ29 et DZ30. La mesure de l'impédance du patient se fait par le traitement de l'amplitude du signal 30 kHz contenu dans le signal ECG. Le signal 30 kHz est extrait par l'intermédiaire des cellules C160, R134 et C161, R135 qui sont précédés des suiveurs de tension U25A et U25B. L'étage U25C constitue un ampli différentiel d'un gain de 10. L'étage suivant U25D constitue un redresseur crête à crête dont l'amplification ajustable par P2 permet le réglage global du gain de la chaîne de mesure de l'impédance patient. Le redresseur crête à crête U25D est suivi d'un ampli différentiel de gain unitaire U51A. La sortie de U51A fournit une tension analogique comprise entre 0 V et -5 V proportionnelle à l'impédance du patient. Le signal de sortie du

Notice technique

sommeur inverseur U51B attaque l'étage de modulation de rapport cyclique constitué par le comparateur U26C. La transmission du signal IMP_ELEC_DEFI_FL vers le préamplificateur ECG 10 canaux est assurée par un optocoupleur U38, piloté par le transistor Q31.

La démodulation du signal est réalisé par l'intermédiaire des étages U39B et U39C et des composants associés. L'amplificateur opérationnel U39, qui effectue la démodulation des signaux ECG_DEFI et Z_ELEC_DEFI, est alimenté par l'intermédiaire du régulateur linéaire U40 qui fournit une tension stabilisée de +4,5 V. Le signal de sortie de l'étage de démodulation U39C attaque un ampli différentiel U42B qui génère le signal Z_PAT proportionnel à l'impédance du patient. Fonction de transfert du signal : $Z_PAT (V) = 0,01 \times \text{Impédance du patient } (\Omega)$. L'ajustable P3 permet le réglage du point zéro (0Ω correspond à 0 V en Z_PAT).

Le signal proportionnel à l'impédance du patient Z_PAT, attaque trois comparateurs à hystérésis U43B, U43C et U43D. Les sorties des comparateurs attaquent un étage sommateur non inverseur U43A qui génère le signal Z_ELEC_DEFI transmis au préamplificateur ECG 10 canaux représenté ci-dessous :



Les deux comparateurs à hystérésis U43B et U43C attaquent par ailleurs un comparateur à fenêtre U48A et U48B (collecteur ouvert) afin de générer un signal permettant d'autoriser le choc uniquement lorsque l'impédance du patient est comprise entre 30 Ω et 220 Ω.

Le signal de sortie du comparateur à fenêtre U48A et U48B est transmis vers le Circuit de Commande Défibrillateur par l'intermédiaire de l'optocoupleur U50. Le signal -PIMP_DEFI est utilisé par le Circuit de Commande Défibrillateur afin de vérifier le bon contact des électrodes de défibrillation. Lorsque l'impédance du patient est comprise entre 30 Ω et 220 Ω, le signal -PIMP_DEFI se trouve à l'état haut.

TRANSMISSION DES IMPULSIONS QRS :

La transmission des impulsions QRS en provenance du préamplificateur ECG 10 canaux est réalisée par l'intermédiaire du transistor Q32 et de l'optocoupleur U49 qui assure l'isolation entre le préamplificateur ECG10 canaux et le Circuit de Commande Défibrillateur. Le signal de sortie -QRSTRIG_DEF est utilisé par le Circuit de Commande Défibrillateur pour réaliser la synchronisation du choc de défibrillation sur l'onde QRS lors du fonctionnement en cardioversion.

6.2.2.3. CIRCUIT INTERFACE D'ENTREE.

La partie Circuit Interface d'Entrée assure les fonctions suivantes :

- Interfaçage des signaux en provenance des cassettes de défibrillation.
- Interfaçage des signaux vers les cassettes de défibrillation.

Notice techniqueDESCRIPTION GENERALE :

Le Circuit Interface d'Entrée assure la mise en forme des signaux en provenance des cassettes de défibrillation ainsi que le contrôle de l'allumage des voyants sur les électrodes de poings ou en face avant. En cas d'utilisation d'une cassette électrodes de poings, le Circuit Interface d'Entrée génère une tension analogique correspondant à l'énergie sélectionnée, signal AWSEL. Les différents signaux –PCIS, DKY1 et DKY2 correspondent à l'appui des touches Charge/Choc afin de déclencher la charge du condensateur HT ou le choc de défibrillation. Par ailleurs ; le Circuit Interface d'Entrée fournit également un signal lors de l'appui de la touche de déclenchement graphe, signal RECB. L'allumage des leds dans les électrodes de poings est réalisé par l'intermédiaire du signal DEFREADY en provenance du Circuit de commande Défibrillateur. En cas d'utilisation de la cassette électrodes collables ; les signaux de sélection d'énergie et de déclenchement de la charge du condensateur HT proviennent de la carte CPU par l'intermédiaire de la liaison série. Le signal –ANAB correspond à l'appui de la touche Analyse. Le signal –ANAKL permet de piloter l'allumage de la Led Analyse. Les signaux –DMPR et DMTP permettent la vérification de la présence d'une cassette de défibrillation ainsi que l'identification du type de cassette par le Circuit commande défibrillateur.

INTERFACE DES SIGNAUX D'ENTREES :

La sélection d'énergie par l'intermédiaire de la molette sur les électrodes de poings est réalisée par une tension analogique WREF constituée par le diviseur R101 et R336 en parallèle avec la résistance mise en circuit par le sélecteur d'énergie dans l'électrodes de poings elle-même. Le signal WREF est bufférisé par le suiveur de tension U22A avant d'attaquer le multiplexeur analogique U14.

Le type de cassette de défibrillation mis en place sur le DG5000 est identifié par l'intermédiaire de la tension analogique MOD1 polarisée par R280, R330 et une résistance fixe à l'intérieur des différents boîtiers cassette.

La mise en place d'une cassette de défibrillation dans le logement prévu à cet effet, est reconnue par l'intermédiaire du signal MOD0.

Le raccordement d'une paire d'électrodes collables au connecteur prévu à cet effet de la cassette électrodes collables est détecté par le signal –ELECTR, qui dans ces conditions passe à l'état bas.

Le déclenchement d'une charge par l'intermédiaire des électrodes de poings est réalisé par le signal –DCIS qui correspond à l'appui d'une des deux touches CHARGE/CHOC sur les électrodes de poings. Le signal –DCIS est généré par le comparateur U22B et des composants associés à partir du signal –PCIS provenant des électrodes de poings. Le signal –DCIS passe au niveau bas lorsque l'une ou l'autre touche CHARGE/CHOC est appuyée.

Le signal DDIS1 correspond à l'appui d'une des touches CHARGE/CHOC, ce signal généré par le comparateur U22C est utilisé par le microcontrôleur défi lors du choc de défibrillation.

Notice technique

Le signal –DDIS2 issue de la ligne DKY2, correspond au deuxième signal utilisé par le microcontrôleur défi U16 lors du choc de défibrillation. Le signal –DDIS2 généré par U22D passe au niveau bas lorsque les deux touches CHARGE/CHOC sont appuyées.

La détection de l'appui de la touche de déclenchement graphe sur une électrode de poings est réalisée par le signal REC et par l'intermédiaire des comparateurs U23A, U23B et des portes logiques U24A, U24B et U24C en cas d'utilisation de la cassette électrodes de poings.

L'appui de la touche ANALYSE en face avant est reconnu par l'intermédiaire du signal –ANAKEY, qui en cas d'appui de la touche passe au niveau bas.

INTERFACE DES SIGNAUX DE SORTIES :

L'allumage des Leds d'indication DEFI PRET dans les électrodes de poings, est réalisé par l'intermédiaire des lignes READY et –READY. Ces signaux sont générés par le transistor Q24 et le driver à collecteur ouvert U12F ainsi que le buffer U21A piloté par l'intermédiaire du signal EPDU qui est généré par le microcontrôleur défi U16.

En cas d'utilisation de la cassette électrodes collables, l'allumage de la Led correspondant à la touche ANALYSE en face avant est réalisé par la ligne ANALED. La ligne ANALED est pilotée par le transistor Q23 et le driver U12A qui est piloté par le signal ANKL généré par le microcontrôleur défi U16.

6.2.2.4. CIRCUIT DE COMMANDE DEFI.

La partie Circuit de commande Défibrillateur assure les fonctions suivantes :

- Autotest de la partie Défibrillateur.
- Transfert des informations par une liaison série avec la carte CPU.
- Prise en compte des informations en provenance des cassettes de défibrillation.
- Pilotage de la charge du condensateur Haute Tension.
- Mesure de l'énergie emmagasinée du condensateur Haute Tension.
- Déclenchement du choc de défibrillation en cas d'appui de la touche CHOC.
- Pilotage du choc synchronisé.
- Détermination de la résistance du patient lors du choc de défibrillation.
- Pilotage de l'onde Biphase Pulsée à compensation de l'impédance Patient.
- Décharge de sécurité du condensateur Haute Tension.

DESCRIPTION GENERALE :

Le Circuit de commande Défibrillateur comporte un microcontrôleur qui réalise l'ensemble des fonctions décrites ci-dessus. Lors de la mise sous tension, le Circuit de commande Défibrillateur effectue l'autotest de la partie défibrillateur. Le microcontrôleur du Circuit de commande Défibrillateur réalise la transmission des informations avec la carte CPU par l'intermédiaire d'une liaison série découplée de la carte CPU par optocoupleur.

En utilisation manuelle (cassette électrodes de poings) ; le microcontrôleur du Circuit de commande Défibrillateur prend en compte les différents signaux provenant du Circuit Interface d'Entrée

Notice technique

afin de piloter le Circuit Haute Tension. Le signal AWSEL est une tension analogique qui correspond à l'énergie sélectionnée par l'intermédiaire de la molette sur les électrodes de poings. Les deux signaux –DMPR et DMTP correspondent respectivement à la présence d'une cassette de défibrillation et au type de cassette de défibrillation. En cas d'appui de la touche de déclenchement graphe des électrodes de poings (signal RECB), le microcontrôleur transmet l'information correspondant à l'appui de la touche à la CPU par l'intermédiaire de la liaison série.

Le signal –PCIS qui correspond à l'appui d'une des deux touches Charge/Choc des électrodes de poings déclenche la charge du condensateur HT à l'énergie sélectionnée. Avant de déclencher la charge du condensateur HT ; le microcontrôleur du Circuit de commande Défibrillateur vérifie le bon fonctionnement du transistor Charge par le signal CTFC. Lorsque ce test est achevé, le Circuit de commande Défibrillateur génère le signal d'activation du transistor Charge (signal EHVG). Le relais décharge de sécurité est également excité par l'intermédiaire du signal WDRA. Lorsque ces différentes opérations sont réalisées, la charge du condensateur HT est déclenchée par l'activation du générateur HT (signal LHVC). Pendant la charge du condensateur HT, le microcontrôleur mesure l'énergie emmagasinée dans le condensateur HT par l'intermédiaire du signal THVM. Le microcontrôleur génère également deux signaux de blocage des IGBT (signaux PHASE1_B et PHASE2_B). Si lors de la charge du condensateur HT ; l'utilisateur sélectionne une énergie inférieure, le microcontrôleur provoque la décharge de sécurité du condensateur HT par la désactivation de toute les sorties actives (désactivation des signaux LHVC, WDRA et EHVG). Si l'utilisateur choisi une énergie supérieure, le microcontrôleur provoque la charge de compensation par le signal LHVC jusqu'à atteindre la nouvelle énergie sélectionnée. Lorsque l'énergie emmagasinée correspond à l'énergie sélectionnée ; le microcontrôleur arrête le fonctionnement du générateur HT par le signal LHVC.

Le défibrillateur se trouve maintenant en phase de maintien pendant laquelle les deux Leds des électrodes de poings sont allumées par l'intermédiaire du signal EPDU et READY. Pendant cette phase, la mesure de l'énergie emmagasinée est réalisée par le signal CHVM. Pendant la phase de maintien ; l'appui simultané des deux touches Charge/Choc déclenche le choc de défibrillation par deux voies indépendantes. Une première voie de déclenchement du choc est directement constituée par le signal résultant de la mise en série des deux touches Charge/Choc dans les électrodes de poings (signal DKY2). La deuxième voie de déclenchement du choc de défibrillation, est réalisée par le microcontrôleur du Circuit de commande Défibrillateur (signal UPRA) d'une durée de 100 ms. Les deux signaux ci-dessus permettent l'activation du relais patient de l'unité Haute Tension. Après un délai de 25ms, une première impulsion de défibrillation est générée par le Circuit de commande des IGBT. Lors de cette première impulsion le microcontrôleur mesure le courant de défibrillation par l'intermédiaire du signal IPAT afin de déterminer la résistance du patient. Lorsque la résistance du patient est déterminée, le microcontrôleur adapte le rapport cyclique de l'onde de défibrillation à l'impédance calculée.

Pendant le choc, les IGBT sont pilotés par le Circuit de commande des IGBT (signaux PHASE1_C et PHASE2_C) pour générer l'onde Biphase Pulsée à compensation de l'impédance Patient. Après une durée de 100ms, le signal UPRA désactive les relais patient et inhibe le Circuit de commande des IGBT. Le microcontrôleur désactive

Notice technique

toutes ses sorties ; l'énergie restante dans le condensateur HT est dissipée dans le circuit de décharge de sécurité. Lors du choc de défibrillation, le microcontrôleur calcule l'énergie délivrée et transmet cette valeur, ainsi que le courant crête et la résistance patient à la carte CPU.

En cas de défibrillation synchronisée, le microcontrôleur génère le signal UPRA uniquement lors de la présence d'une impulsion de synchronisation sur l'onde QRS, signal -QRSTRIG.

En cas d'utilisation de la cassette électrodes collables, la sélection de l'énergie (en mode manuel) est réalisée par l'intermédiaire des touches de fonctions en face avant et la valeur de l'énergie sélectionnée est transmise par la carte CPU au microcontrôleur Défi par la liaison série.

En mode de fonctionnement DSA, le microcontrôleur du Circuit de commande Défibrillateur vérifie l'appui de la touche Analyse en face avant (signal -ANAB) et transmet l'information correspondante par la liaison série à la carte CPU. En cas de reconnaissance d'une FV/TV par le microprocesseur maître de la carte CPU, celui-ci envoie une demande de Pré-Charge ainsi que l'énergie sélectionnée par la liaison série. Cette commande de Pré-Charge lance le processus de charge du condensateur HT comme décrit plus haut. Lorsque l'énergie emmagasinée correspond à l'énergie sélectionnée ; le microcontrôleur stoppe le fonctionnement du générateur HT, le circuit Défibrillateur se trouve dans la phase pré-charge terminée dans laquelle le choc de défibrillation n'est cependant pas autorisée. Durant la phase pré-charge terminée, le microcontrôleur mesure l'énergie emmagasinée du condensateur HT, par l'intermédiaire du signal CHVM. Si durant la phase précédente, l'analyse du signal ECG par la carte CPU confirme une FV/TV ; la carte CPU envoie une nouvelle demande de Charge au circuit Défibrillateur. Le Circuit de commande Défibrillateur active une nouvelle fois le générateur HT (signal LHVC) jusqu'à atteindre la nouvelle énergie sélectionnée. Lorsque l'énergie emmagasinée du condensateur HT correspond à l'énergie sélectionnée, le microcontrôleur stoppe le générateur HT est autorise le choc de défibrillation (signal EPDU). Dans ces conditions les Leds « Défi Prêt » dans la touche Choc en face avant sont allumées, est l'appui du bouton Choc déclenche le choc de défibrillation.

AUTOTEST DE LA PARTIE DEFIBRILLATEUR :

La partie Circuit de Commande Défibrillateur est alimentée par l'intermédiaire d'une tension d'alimentation +5 V générée de façon autonome par le régulateur linéaire U13. Lors de la mise en route du DG 5000, les circuits U12D et U7D génère le reset du microcontrôleur du Circuit de Commande Défibrillateur. La surveillance de la tension d'alimentation +5 V est réalisée par une fonction BOR intégrée au microcontrôleur U16 et qui provoque la remise à zéro de U16 en cas de défaillance de celle-ci (lorsque la tension d'alimentation devient inférieure à +4,5 V). Le microprocesseur maître de la carte CPU peut également générer une remise à zéro de U16 par l'intermédiaire du signal DE_μC_RST pilotant l'optocoupleur U19. La référence de tension de l'ADC interne à U16 est constituée par U20.

A la mise sous tension du DG 5000, le microcontrôleur U16 du Circuit de Commande Défibrillateur réalise l'autotest de la partie défibrillateur. Lors de l'autotest, le microcontrôleur U16 réalise les opérations suivantes :

- configuration des ports d'entrées-sorties.

Notice technique

- vérification du bon fonctionnement de la liaison série avec la carte CPU.
- vérification de l'intégrité du programme.
- vérification du bon fonctionnement du Circuit de Détection de Défaut.
- vérification du bon fonctionnement du convertisseur A/D.
- vérification du bon fonctionnement de la référence de tension du Circuit de Détection de Défaut (U8) et du multiplexeur analogique U14.
- vérification du signal –DDIS2.
- vérification de l'état du transistor Charge (Q1).
- vérification de la tension de charge du condensateur HT.

Lors de l'autotest, tous les ports de sorties du microcontrôleur sont inactivés. Le test de bon fonctionnement de la bascule défaut U10A est réalisé par le signal –SFDU qui doit déclencher la bascule U10A par l'intermédiaire de la porte U7B. Afin de vérifier le bon fonctionnement de la bascule, le microcontrôleur U16 effectue la lecture du signal FDUO par l'intermédiaire du multiplexeur U15. Lors de ce test, le signal FDUO doit être au niveau haut. Lorsque le résultat du test confirme le bon fonctionnement de la bascule sécurité, le microcontrôleur U16 réalise la remise à zéro de U10A par l'intermédiaire du signal –RFDU.

Le test de l'ADC interne au microcontrôleur U16 est réalisé par la lecture de la tension +5 V et de GND via le multiplexeur analogique U14. La vérification de la référence de tension U8 (+2,5 V) ; est également réalisée par le multiplexeur analogique U14. Cette référence de tension est utilisée par les comparateurs des circuits de détection de défaut.

Lors de l'autotest, le microcontrôleur vérifie également l'état des boutons CHARGE/CHOC par l'intermédiaire du signal –DDIS2. Le signal –DDIS2 est issue de la mise en série des deux touches CHARGE/CHOC et mis en forme par U22D et les composants associés. Lors du test, (lorsque les deux touches ne sont pas appuyées) le signal –DDIS2 doit être au niveau haut.

L'état du transistor Charge Q1 est vérifié par l'intermédiaire du signal CTFC. Le signal CTFC correspond à la tension présente sur le drain de Q1, divisée par R140 et R141. Lors de l'autotest, le signal CTFC doit être proche de 0 V.

La tension de charge du condensateur HT est vérifiée par l'intermédiaire du signal CHVM, toujours via le multiplexeur analogique U14. Lors de l'autotest, la tension de charge du condensateur HT doit être voisine de 0 V (condensateur HT déchargé).

En cas de détection de défaut lors de l'autotest, le microcontrôleur U16 envoie un message d'erreur à la carte CPU par l'intermédiaire de la liaison série. Dans ce cas, U16 désactive toutes ses sorties afin de bloquer le fonctionnement de la partie Haute Tension du défibrillateur. Lorsque l'autotest du circuit défibrillateur est terminé sans détection de défaut, le défibrillateur entre en phase d'attente.

TRANSFERT DES INFORMATIONS PAR LIAISON SERIE AVEC LA CARTE CPU :

Le transfert des informations entre la carte CPU et la partie défibrillateur est réalisée par l'intermédiaire d'une liaison série. Au niveau du circuit défibrillateur, cette liaison série est directement gérée par le microcontrôleur U16, par les signaux RxD et TxD. La

Notice technique

transmission des informations de la liaison série vers la carte CPU est réalisée par l'intermédiaire des optocoupleurs U17 et U18. Le dialogue par la liaison série se fait par l'envoi d'une trame toute les 100ms. La liaison série transmet les informations suivantes :

- information servant à tester la bonne communication entre la carte CPU et le défibrillateur.
- information correspondant à un dysfonctionnement de la partie défibrillateur.
- information correspondant à la phase d'attente de la partie défibrillateur.
- information correspondant à la phase de charge du condensateur HT.
- information correspondant à l'état de pré-charge terminée.
- information correspondant à la phase de maintien du condensateur HT.
- information correspondant à l'application du choc de défibrillation.
- information correspondant à la phase de décharge de sécurité.
- information correspondant en temps réel à l'énergie emmagasinée lors de la phase de charge ou de maintien du condensateur HT.
- information correspondant au fonctionnement en mode direct ou en mode synchrone.
- information correspondant à l'énergie délivrée lors de l'application du choc de défibrillation.
- information correspondant au courant crête lors de l'application du choc de défibrillation.
- information correspondant à l'identification de la cassette de défibrillation mise en place ainsi que du raccordement d'une paire d'électrodes collables.
- information correspondant à l'appui de la touche de déclenchement graphe sur les électrodes de poings.
- information correspondant à l'appui de la touche ANALYSE en face avant.
- information provoquant le déclenchement d'un test batterie.
- information correspondant à l'énergie sélectionnée en cas d'utilisation de la cassette électrodes collables.
- information correspondant au déclenchement de la pré-charge à l'énergie sélectionnée.
- information correspondant au déclenchement de la charge à l'énergie sélectionnée.
- information correspondant à la décharge de sécurité du condensateur HT.

PILOTAGE DE LA CHARGE DU CONDENSATEUR HAUTE TENSION :***PHASE D'ATTENTE :***

Pendant la phase d'attente le microcontrôleur U16 dialogue avec le microprocesseur maître de la carte CPU par l'intermédiaire de la liaison série. Le circuit Haute Tension de la partie défibrillateur est inhibé. Le pilotage de la charge du condensateur HT est initié soit par le signal -DCIS en cas d'utilisation de la cassette électrodes de poings, soit en utilisation de la cassette électrodes collables par le microprocesseur maître de la carte CPU via la liaison série. En mode semi-automatique ; deux informations permettent le déclenchement de la charge du condensateur HT : l'information Pré-Charge et l'information Charge. Dans les deux cas le déroulement de la charge

Notice technique

même du condensateur HT est identique. La différence réside dans l'état du défibrillateur lorsque la charge est terminée. Pour une charge du condensateur HT initiée par l'information Pré-Charge, le défibrillateur entre dans la phase pré-charge terminée lorsque la charge est accomplie. Pendant la phase pré-charge terminée, le défibrillateur attend une nouvelle demande de charge, et ne permet pas le choc de défibrillation. Pour une charge du condensateur HT initiée par l'information Charge, le défibrillateur entre dans la phase de maintien lorsque la charge est accomplie. Pendant la phase de maintien, le défibrillateur autorise le choc de défibrillation. Lors du déclenchement de la charge ou de la pré-charge, le microprocesseur maître envoie également une information correspondant à l'énergie sélectionnée.

PHASE DE CHARGE :

La phase de charge est soit déclenchée par le signal –DCIS ; soit en utilisation de la cassette électrodes collables par l'information Charge émanant du microprocesseur maître via la liaison série. Lors du déclenchement de la charge, le microcontrôleur U16 effectue la vérification du transistor Charge (Q1) par le signal CTFC. Après la vérification du signal CTFC, le microcontrôleur U16 active le transistor Charge Q1 ainsi que Q2 par l'intermédiaire du signal EHVG et du driver à collecteur ouvert U12B. L'activation de Q1 génère à partir de la tension DC fournie par la circuit imprimé Power Board, la tension d'alimentation fort courant du générateur HT, +UCHARGE. Cette tension +UCHARGE est protégée par le fusible F1. L'activation du transistor Q2 génère la tension d'alimentation du régulateur à découpage U1.

Le microcontrôleur U16 active également le signal WDRA qui excite le relais de décharge de sécurité RL1 par l'intermédiaire du buffer U21E et du transistor Q11A. Après un délai de 50ms, le microcontrôleur U16 active le générateur HT par l'intermédiaire du signal LHVC et du buffer U21B. Lorsque toutes ces conditions sont remplies, la charge du condensateur HT démarre. La durée maximale de la charge initiée par le signal –DCIS ou une commande charge via la liaison série est limitée à 30 s (en cas de problème), après quoi U16 provoque la décharge de sécurité du condensateur HT en désactivant toutes les sorties actives.

Afin de réaliser le blocage actif des IGBT du circuit de commutation HT, le microcontrôleur U16 génère également deux signaux PHASE1_B et PHASE2_B d'une période de 16 ms et d'une durée de 200 µs. Les deux signaux PHASE1_B et PHASE2_B provoquent par l'intermédiaire des drivers U5B et U6B et des transistors Q19 et Q21 la génération d'impulsions de blocage dans les tores qui pilote les grilles des IGBT. Le microcontrôleur U16 génère ces impulsions de blocage des IGBT pendant les phases de charge, de pré-charge terminée et de maintien.

Pendant la phase de charge du condensateur HT, le microcontrôleur U16 mesure la tension de charge du condensateur HT par l'intermédiaire du signal THVM via le multiplexeur U14. L'énergie emmagasinée par le condensateur HT est calculée par U16, est lorsque cette valeur correspond à l'énergie sélectionnée, U16 désactive le signal LHVC ce qui arrête la charge du condensateur HT.

PHASE DE MAINTIEN :

Lorsque le défibrillateur entre en phase de maintien, le microcontrôleur U16 détermine l'énergie emmagasinée du condensateur HT par l'intermédiaire du signal CHVM et vérifie que

Notice technique

celle-ci est comprise dans les tolérances autorisées. Si ceci ne devait pas être le cas, U16 provoque la décharge de sécurité du condensateur HT. Pendant la phase de maintien, le microcontrôleur U16 active le signal EPDU ce qui par l'intermédiaire du driver à collecteur ouvert U12C rend passant le transistor Q11B. Dans ces conditions, le choc de défibrillation peut être délivré au patient. La phase de maintien à une durée maximale de 20 s, après laquelle le microcontrôleur U16 provoque la décharge de sécurité.

PHASE DE PRE-CHARGE :

Lors du fonctionnement en mode Semi-Automatique avec la cassette électrodes collables, le microprocesseur maître de la carte CPU initie une pré-charge du condensateur pendant l'analyse du signal ECG. La commande de la pré-charge ainsi que la sélection de l'énergie correspondante est transmise via la liaison série au défibrillateur. Le déroulement de la pré-charge est identique au déroulement de la charge, la durée maximale de la phase de pré-charge est de 20 s. Lorsque l'énergie emmagasinée du condensateur HT correspond à l'énergie sélectionnée, le microcontrôleur U16 entre en phase pré-charge terminée.

PHASE DE PRE-CHARGE TERMINEE :

Après la phase de pré-charge, le défibrillateur entre en phase de pré-charge terminée. Pendant la phase de pré-charge terminée, le microcontrôleur U16 calcule l'énergie emmagasinée du condensateur HT par l'intermédiaire du signal CHVM, et attend une nouvelle demande de charge. Pendant la phase de pré-charge terminée, le signal EPDU reste au niveau bas ; le choc de défibrillation n'est pas validé. La durée maximale de la phase de pré-charge terminée est fixée à 15 s. Au-delà de cette durée, le microcontrôleur U16 provoque la décharge de sécurité du condensateur HT en désactivant toutes ses sorties.

Si lors de la phase de pré-charge terminée, U16 reçoit une nouvelle information de Charge à l'énergie sélectionnée, le microcontrôleur retourne en phase de charge en activant le signal LHVC.

MESURE DE L'ENERGIE EMMAGASINEE DU CONDENSATEUR HAUTE TENSION :

La mesure de l'énergie emmagasinée du condensateur HT est réalisée par l'intermédiaire de deux signaux indépendants, THVM et CHVM.

Pendant les séquences de charge du condensateur HT, la mesure de l'énergie emmagasinée est effectuée par le signal THVM. Le signal THVM provient de l'enroulement primaire du convertisseur HT et mis en forme par Q3, U2A et U2C. Le signal THVM est directement proportionnel à la tension de charge du condensateur HT.

Pendant les phases de pré-charge terminée et de maintien, la mesure de l'énergie emmagasinée est effectuée par le signal CHVM. Le signal CHVM est directement prélevé aux bornes du condensateur HT, par l'intermédiaire de diviseurs résistifs de valeur ohmique élevés (R251, R252 et R259 ainsi que R253, R254 et R206) référencés par rapport à la masse. Les deux tensions symétriques obtenues sont amplifiées par l'amplificateur différentiel U4C.

Notice technique**DECLENCHEMENT DU CHOC DE DEFIBRILLATION :**

Si lors de la phase de maintien les deux touches CHARGE/CHOC des électrodes de poings ou la touche CHOC en face avant est appuyée, le défibrillateur provoque le choc de défibrillation. Lorsque les deux touches CHARGE/CHOC des électrodes de poings ou la touche CHOC en face avant sont appuyées, la ligne DKY2 est reliée à la masse. Lorsque la ligne DKY2 est au niveau bas, le relais patient RL2 et RL3 est excité par deux voies de commande indépendantes.

Une première voie d'activation du relais patient RL2 ,RL3 est constitué du transistor Q12B et du buffer U21D pilotés par le signal UPRA qui est généré par le microcontrôleur U16. Lorsque la ou les touches CHOC sont appuyées, le comparateur U22D provoque le passage à l'état bas du signal –DDIS2. Le signal –DDIS2 est pris en compte par le microcontrôleur U16. Lorsque le signal –DDIS2 est actif pendant plus de 150ms, U16 génère un niveau haut sur le signal UPRA pendant 100ms.

La deuxième voie d'activation du relais patient est constituée par le transistor Q12A qui est activé directement par la ligne DKY2 et les transistors Q9 et Q10. Afin d'exciter le relais patient, les deux voies de déclenchement doivent être actives.

Le fonctionnement en choc direct ou synchronisé est défini par le microprocesseur maître par l'intermédiaire d'une information dans la liaison série. En cas de défibrillation synchronisée, le choc n'est délivré qu'en présence d'une impulsion de synchronisation sur l'onde QRS, signal -QRSTRIG. Dans ce mode de fonctionnement, le choc est également délivré par les deux voies de commande distinctes. La première voie est réalisé par le microcontrôleur U16 qui dans ce cas génère le signal UPRA, uniquement lors de l'appui des deux touches CHARGE/CHOC et de la présence d'une impulsion de synchronisation sur le signal –QRSTRIG. La deuxième voie est réalisée par l'intermédiaire de la porte U7C qui est pilotée par U16 selon le mode de fonctionnement, direct ou synchrone. En mode de fonctionnement choc synchronisé, le signal SYNC est à l'état haut. Dans ce cas, les impulsions de synchronisation en provenance de U21C et du réseau différenciateur C146, R347 provoque en sortie de U7C des impulsions de synchronisation au niveau haut. Ces impulsions permettent l'activation du transistor Q10 par l'intermédiaire du driver à collecteur ouvert U12E. Si dans ces conditions, la ou les deux touches CHOC sont simultanément appuyées et qu'une impulsion de synchronisation est présente, les relais patient sont activés par les transistors Q9, Q10, Q12A, Q12B et les composants associés. La durée d'activation des relais patient RL2 et RL3 est définie par le signal UPRA qui à une durée de 100 ms.

Lors des 100 ms d'activation des relais patient RL2 et RL3, le patient est relié au circuit Haute Tension du défibrillateur.

PILOTAGE DE L'ONDE BIPHASIQUE A COMPENSATION DE L'IMPEDANCE PATIENT :

La première impulsion de commande des IGBT (première impulsion du choc de défibrillation) est générée 25 ms après le front montant du signal UPRA. Cette première impulsion du signal PHASE1_C provoque la conduction des IGBT de la première phase, soit Q13 et Q14. Pendant la conduction des IGBT, le microcontrôleur effectue la mesure du courant crête patient.

Cette mesure du courant crête patient est réalisée par l'intermédiaire du signal IPAT prélevé dans le circuit de décharge du patient par le transformateur de courant TR2. Le signal de l'enroulement secondaire

Notice technique

du transformateur de courant TR2 est filtré et bufférisé par U2B et les composants associés avant d'être amplifié par U2D pour fournir le signal IPAT.

A partir de la tension de charge du condensateur HT (signal CHVM) et de la valeur du courant patient (signal IPAT), le microcontrôleur U16 détermine la valeur de la résistance du patient.

Après avoir calculé la valeur de la résistance du patient, le microcontrôleur U16 adapte directement le rapport cyclique des signaux de pilotage des IGBT à l'impédance du patient. Les signaux PHASE1_C et PHASE2_C provoquent respectivement le pilotage des IGBT (Q13, Q14) de la première et (Q15, Q16 et Q17, Q18) de la deuxième phase. Les durées ton et toff (déterminées par le microcontrôleur U16) des signaux PHASE1_C et PHASE2_C pilotent la conduction et le blocage des IGBT du circuit de commutation Haute Tension afin de générer l'Onde Biphase Pulsée à compensation de l'impédance du Patient.

Après une durée de 100 ms, le signal UPRA désactive les relais patient RL2, RL3. Le microcontrôleur U16 désactive toutes ses sorties, les signaux EPDU, WDRA et EHVG sont mis à l'état bas ce qui provoque la décharge de sécurité de l'énergie restante dans le condensateur HT. Lors du choc de défibrillation, le microcontrôleur U16 calcule également l'énergie délivrée au patient et transmet l'information correspondante ainsi que la valeur du courant crête et de l'impédance patient au microprocesseur maître de la carte CPU.

CHOC EN DEHORS DE LA PLAGE D'IMPEDANCE NOMINALE :

Lors de l'appui de la ou des deux touches CHOC, le microcontrôleur U16 vérifie en premier lieu l'état du signal -PIMP qui correspond à la plage d'impédance patient dans laquelle le choc de défibrillation est autorisé. Lorsque le signal -PIMP se trouve est à l'état haut, l'impédance du patient est comprise entre 30 Ω et 220 Ω ; le choc de défibrillation est autorisé. Lorsque le signal -PIMP se trouve à l'état bas, le microcontrôleur U16 n'autorise pas le choc de défibrillation et provoque directement la décharge de sécurité du condensateur HT. Le signal -PIMP est issu de la partie préamplificateur ECG et transmis par l'optocoupleur U50.

DECHARGE DE SECURITE DU CONDENSATEUR HT :

La décharge de sécurité du condensateur HT peut être initiée, soit directement par le microcontrôleur U16 lorsque celui-ci entre en phase décharge de sécurité, soit par une commande Décharge de sécurité en provenance du microprocesseur maître de la carte CPU, soit par le Circuit de Détection de Défaut par l'intermédiaire de la bascule défaut U10A. Dans tous les cas, la décharge de sécurité du condensateur HT est provoquée par le retour au niveau bas du signal WDRA.

6.2.2.5. CIRCUIT HAUTE TENSION.

La partie Circuit Haute Tension assure les fonctions suivantes :

- Isolation du patient par rapport au circuit Haute Tension.
- Charge du condensateur HT à l'énergie définie.
- Mesure de la tension de charge du condensateur HT.
- Blocage du circuit de commutation Haute Tension.
- Génération de l'onde Biphase Pulsée à compensation de l'impédance Patient.
- Mesure de la valeur crête du courant de défibrillation.
- Décharge de sécurité du condensateur HT.

Notice techniqueDESCRIPTION GENERALE :

Le Circuit Haute Tension assure l'isolation du patient par rapport à l'unité Haute Tension du défibrillateur par l'intermédiaire des deux relais patient. Le circuit de charge du défibrillateur est directement alimenté par la tension DC provenant du Circuit d'alimentation, Power Board. L'activation de l'unité Haute Tension est réalisée par l'intermédiaire du transistor Charge (signal EHVG). La charge du condensateur HT est réalisée par le générateur HT (signal LHVC). Lors de la charge du condensateur HT, le relais décharge de sécurité est également activé (signal WDRA). Pendant la charge du condensateur HT, le générateur HT fournit un signal de mesure de la tension de charge par l'enroulement primaire du convertisseur HT (signal THVM). Ce signal est utilisé par le Circuit commande Défibrillateur pour déterminer l'énergie emmagasinée du condensateur HT. Lorsque l'énergie emmagasinée du condensateur HT, correspond à l'énergie sélectionnée ; le générateur HT est désactivé ce qui provoque l'arrêt de charge. Lorsque le défibrillateur se trouve dans la phase de maintien, la mesure de la tension de charge est réalisée par deux diviseurs Haute Tension symétriques aux bornes du condensateur HT (signal CHVM). Les deux diviseurs HT sont référencés par rapport à la masse. Pendant les phases de charge et de maintien, le Circuit Haute Tension réalise le blocage actif des IGBT du circuit de commutation HT par les transformateurs d'impulsions associés aux IGBT. Le blocage actif des IGBT est piloté par le microcontrôleur (signaux PHASE1_B et PHASE2_B). Pendant toute la durée de la phase de maintien, l'activation de l'étage de commande des relais patient est autorisée (signal EPDU). Lors de l'appui simultané des deux touches Charge/Choc des électrodes de poings ou de la touche Choc en face avant, le Circuit de commande Défibrillateur active les relais patient pendant 100ms (signaux UPRA et DKY2). Le Circuit de commande des IGBT pilote l'étage de commutation Haute Tension à IGBT, afin de générer l'onde Biphase Pulsée à compensation de l'impédance Patient (signaux PHASE1_C et PHASE2_C). En cas de défibrillation synchronisée, la synchronisation du choc est également pilotée par deux voies distinctes. Une première voie est réalisée par le signal -SYNC, cette voie active directement les relais patient en cas de présence d'une impulsion de synchronisation sur l'onde QRS pendant que les deux touches Charge/Choc sont appuyées. La deuxième voie est constituée par le microcontrôleur qui en mode de défibrillation synchronisée génère le signal UPRA uniquement en cas de présence d'une impulsion de synchronisation QRS est de l'appui des deux touches Charge/ Choc. Le signal de synchronisation -QRSTRIG_DEF est issu de la partie flottante du Préamplificateur ECG 10 canaux et transmis au Circuit de commande Défibrillateur par l'intermédiaire d'un optocoupleur dans la partie Préamplificateur ECG Défi.

Lors de la première impulsion de courant de l'onde de défibrillation, le Circuit Haute Tension mesure la valeur du courant patient par l'intermédiaire du transformateur de courant TR2 qui génère le signal IPAT après mise en forme. Cette information permet au Circuit de commande Défibrillateur de déterminer la résistance du patient afin de piloter le circuit de Commande des IGBT.

Le Circuit Haute Tension permet également la décharge de sécurité de condensateur HT par l'intermédiaire d'une résistance de puissance et du relais décharge de sécurité. La décharge de sécurité du condensateur HT est pilotée par le Circuit de commande Défibrillateur (signal WDRA). La décharge de sécurité peut être initiée soit directement par le microcontrôleur du Circuit Défibrillateur, soit par

Notice technique

une information transmise par la liaison série en provenance de la carte CPU.

ISOLATION DU PATIENT PAR RAPPORT AU CIRCUIT HAUTE TENSION :

L'isolation du patient par rapport au circuit Haute Tension est réalisé par l'intermédiaire des contacts ouverts du relais patient RL2 et RL3 de la partie défibrillateur. En position repos, les contacts HT des électrodes de défibrillation sont reliés au stimulateur cardiaque si cette option est installée. Lors de la durée d'activation de 100 ms pendant le choc de défibrillation, le stimulateur est déconnecté du défibrillateur par les contacts travail des relais patient.

Le signal ECG prélevé par les électrodes de défibrillation est transmis par l'intermédiaire de l'optocoupleur U37 dans la partie flottante du préamplificateur ECG 10 canaux. L'isolation de la partie flottante du préampli ECG défi est par ailleurs assurée par les optocoupleurs U35, U36, U38 et par le transformateur TR3.

CHARGE DU CONDENSATEUR HT A UNE ENERGIE DEFINIE :

En cas d'utilisation des électrodes de poings, la sélection d'énergie est réalisée par l'intermédiaire du signal WREF. En cas d'utilisation de la cassette électrodes collables, la sélection d'énergie est réalisée par le microprocesseur maître qui transmet l'information correspondante au microcontrôleur U16 via la liaison série. Après avoir réceptionné une demande de charge, soit par le signal -DCIS, soit par une information charge dans la liaison série ; le microcontrôleur vérifie le signal CTFC afin de vérifier l'absence de tension sur le drain du transistor Charge, Q1. Lorsque cette condition est réalisée le signal -EHVG passe à l'état bas, ce qui provoque la conduction de Q1 et de Q2. La conduction du transistor Charge Q1 provoque l'apparition de la tension +UCHARGE. La conduction de Q2 provoque l'alimentation du régulateur à découpage U1 en +12 V. Le microcontrôleur U16 commande également l'activation du relais décharge de sécurité, RL1 par le signal WDRA et le transistor Q11A. Dans ces conditions, les contacts du relais décharge de sécurité RL1 sont ouverts, autorisant la charge du condensateur HT. Le démarrage de la charge du condensateur HT est réalisée par l'intermédiaire du signal LHVC qui passe au niveau haut. Lorsque le signal LHVC se trouve au niveau haut, le transistor Q5 déverrouille le générateur HT construit autour de U1, Q6, Q7 et des composants associés, ce qui provoque la charge du condensateur HT 40 μ F / 3,1 kV par l'intermédiaire de l'enroulement secondaire du transformateur HT, TR1.

MESURE DE LA TENSION DE CHARGE DU CONDENSATEUR HT :

La mesure de la tension de charge du condensateur HT est réalisée par l'intermédiaire de deux circuits différents.

Un premier circuit de mesure de la tension de charge du condensateur HT est réalisé par l'intermédiaire des résistances R251, R252 et R259 ainsi que R253, R254 et R260 qui prélève directement la tension de charge aux bornes du condensateur HT. Les signaux HV_M+ et HV_M- générée par ce diviseur résistif attaquent l'amplificateur différentiel U4C qui fournit le signal CHVM utilisé comme signal de mesure par le microcontrôleur U16. Le signal CHVM correspond à la tension de charge du condensateur HT divisée par 850.

Notice technique

Le deuxième circuit de mesure de la tension de charge du condensateur HT ne génère un signal que lors des phases de charge du condensateur HT. Ce signal de mesure est prélevé par l'intermédiaire de l'enroulement primaire du transformateur HT, TR1 qui reflète la tension de charge du condensateur HT lors des temps de blocage du transistor Q7. Le signal de l'enroulement primaire de TR1 est prélevé par le transistor Q3 et les composants associés. Les étages U2A et U2C constitue les circuits de mise en forme du signal fourni par Q3. Le signal de sortie de U2C, THVM correspond également à la tension de charge du condensateur HT divisée par 850. Le signal THVM est utilisé par le microcontrôleur U16 pour mesurer la tension de charge du condensateur HT afin de provoquer l'arrêt de charge du générateur HT. Le réglage d'arrêt de charge est réalisé par l'intermédiaire de l'ajustable P1.

BLOCAGE DU CIRCUIT DE COMMUTATION HT :

Pendant les phases de charge, de pré-charge terminée et de maintien, le microcontrôleur génère deux signaux PHASE1_B et PHASE2_B qui provoquent le blocage actif des IGBT Q13, Q14, Q15, Q16, Q17 et Q18 du circuit de commutation HT. Le blocage des IGBT est réalisé par les signaux PHASE1_B et PHASE2_B qui par l'intermédiaire des drivers U5B, U6B et des transistors Q19 et Q21 assurent le pilotage du courant primaire des tores de commande des IGBT ; L1, L2, L3, L4, L5 et L6. Lors du pilotage des tores par les transistors Q19 et Q21, les enroulements secondaires des tores de commande génèrent une tension de grille négative afin de bloquer de façon efficace les IGBT des deux phases.

GENERATION DE L'ONDE BIPHASIQUE A COMPENSATION D'IMPEDANCE DU PATEINT :

La génération de l'onde Biphase à compensation de l'impédance du Patient, est réalisée par l'intermédiaire des signaux PHASE1_C et PHASE2_C. Ces deux signaux pilotent le courant primaire des tores de commande des IGBT par l'intermédiaire des drivers U5A, U6A et des transistors Q20 et Q22. Le courant primaire des tores est limité par les résistances R237, R420 et R238, R239. Lors du pilotage des tores par les transistors Q20 et Q22, les enroulements secondaires génèrent une tension de grille positive (sur les fronts montants des signaux PHASE1_C et PHASE2_C) ce qui provoque la conduction des IGBT de la phase 1 ou de la phase2 ; ainsi qu'une tension de grille négative (sur les fronts descendants des signaux PHASE1_C et PHASE2_C) ce qui provoque le blocage des IGBT de la phase 1 ou de la phase2.

Le choc de défibrillation à onde Biphase Pulsée à compensation de l'impédance du Patient est réalisé par les périodes de conduction et de blocage successives des IGBT, Q13 à Q18 qui forment un pont en H permettant la décharge biphase.

La première phase de l'onde Biphase est assurée par la conduction de Q13 et Q14 ; la deuxième phase est assurée par la conduction de Q15, Q16 et Q17, Q18. Le circuit de commutation Haute Tension à IGBT est relié au Patient par l'intermédiaire du relais patient composé de RL2 et RL3. La commande du relais patient est réalisée par le signal UPRA et par la ligne DKY2. Le premier signal UPRA qui pilote le transistor Q12B est généré par le microcontrôleur U27 du Circuit de Commande Défibrillateur. Le signal UPRA à une durée de 100 ms. Le deuxième signal de commande provient

Notice technique

directement de la mise en série des deux touches CHARGE/CHOC des électrodes de poings ou de la touche CHOC en face avant. En mode de fonctionnement choc direct (Q10 saturé), la ligne DKY2 active le transistor Q9 ce qui provoque la saturation de Q12A par l'intermédiaire du réseau D6, C91 et R123. Le transistor Q10 réalise la fonction de commande hardware des relais patient en cas de choc synchronisé. Lorsque les deux transistors Q12A, Q12B conduisent et que le défibrillateur se trouve en phase de maintien le relais patient est activé pendant une durée de 100 ms. L'autorisation du choc de défibrillation pendant la phase de maintien est réalisée par l'intermédiaire du transistor Q11B et du signal –EPDU généré par le driver à collecteur ouvert U12C.

MESURE DU COURANT CRETE DE DEFIBRILLATION :

Lors de la première impulsion de commande (PHASE1_C) des IGBT généré par le microcontrôleur U16, les IGBT Q13 et Q147 sont mis en conduction. Pendant cette durée de conduction, le microcontrôleur U16 acquiert la valeur du courant crête afin de déterminer la valeur de la résistance du patient. La mesure du courant crête de défibrillation est réalisée par l'intermédiaire du transformateur de courant TR2 qui se trouve dans le circuit de décharge patient. Le signal IPAT_M prélevé aux bornes de l'enroulement secondaire du transformateur de courant chargé par R262, R263 et C71 attaque le suiveur U2B par l'intermédiaire d'un réseau de protection et d'écrêtage pour générer le signal IPAT après amplification par U2D. Le signal IPAT correspond à la valeur du courant crête de défibrillation divisé par 35 environ (fonction du réglage de P4).

DECHARGE DE SECURITE DU CONDENSATEUR HT :

La décharge de sécurité du condensateur HT est réalisée par l'intermédiaire du relais décharge de sécurité RL1 et de la résistance de puissance R240. Lorsque le signal WDRA généré par le microcontrôleur U16 passe au niveau bas, le transistor Q11A devient bloquant. Dans ces conditions, la bobine du relais décharge de sécurité RL1 est désexcitée, ce qui provoque la fermeture des contacts du relais et la décharge de sécurité du condensateur HT dans la résistance de puissance R240.

6.2.2.6. CIRCUIT DE DETECTION DE DEFAUT.

La partie Circuit de Détection de Défaut assure les fonctions suivantes :

- Détection de défaut hardware des éléments critiques du défibrillateur.

DESCRIPTION GENERALE :

Le Circuit de Détection de Défaut réalise la surveillance des conditions de défaut critiques pouvant être engendrées par un défaut technique de la partie défibrillateur. Lors de la mise sous tension du DG 5000, le Circuit de commande Défibrillateur réalise le test du Circuit de Détection de Défaut afin de vérifier son bon fonctionnement (signaux –SFDU et –RFDU). Le Circuit de Détection de Défaut réalise la surveillance des conditions de défaut ci-dessous :

- courant de fuites anormales des circuits de commutation à IGBT (signal IGFD).

Notice technique

- court-circuit des transistors d'activation du relais patient (signal DUFD).
- tension de charge hors limite du condensateur HT (signal CHVM).

Les différentes conditions de défaut ci-dessus déclenchent la bascule U10A qui désactive directement l'ensemble de l'unité Haute Tension ce qui provoque également la décharge de sécurité du condensateur HT. La bascule sécurité fournit également un signal de défaut au microcontrôleur du Circuit de commande Défibrillateur (signal FDUO) qui dans ce cas, désactive toutes ses sorties et envoie un message d'erreur à la carte CPU.

TEST DU CIRCUIT DE DETECTION DE DEFAUT :

Lors de la mise sous tension du DG5000, le microcontrôleur U16 procède au test de bon fonctionnement de la bascule défaut U10A. A l'apparition de la tension d'alimentation +5 V, le circuit composé de R128 et de C49 provoque le reset de la bascule U10A par l'intermédiaire de la porte U7A. Lors de l'autotest, le microcontrôleur U16 déclenche la bascule défaut U10A par l'intermédiaire du signal –SFDU et de la porte U7D. Après vérification du bon fonctionnement de la bascule par la lecture du signal FDUO, le microcontrôleur U16 remet la bascule défaut à zéro par l'intermédiaire du signal –RFDU.

SURVEILLANCE DU CIRCUIT DE COMMUTATION HT :

La détection de courants de fuite anormaux du Circuit de commutation à IGBT est réalisée par l'intermédiaire de deux chaînes de résistance R243, R244, R187 et R245, R246, R188 qui forment un réseau d'équilibrage des potentiels des deux points milieu du pont en H. En cas de courant de fuite trop important l'équilibrage en potentiel n'est plus réalisé. Les deux signaux IGBT_FD1 et IGBT_FD2 en sortie de ce réseau d'équilibrage, attaquent l'amplificateur différentiel U4D par l'intermédiaire de réseaux de protection et d'écrêtage. Lorsque l'amplitude de sortie de U4D dépasse les seuils fixés par le comparateur à fenêtre U4A et U4B le signal IGFD passe à l'état bas. La tension d'alimentation négative du circuit U4 est générée localement sur la carte par l'intermédiaire de U3 et des composants associés.

Le signal IGFD provoque le déclenchement de la bascule défaut U10A par l'intermédiaire des comparateurs U11B, U9D et U9A. Le déclenchement de la bascule défaut provoque la conduction du transistor Q25 par l'intermédiaire du signal FDUO, ce qui désactive le signal –EHVG. Dans ces conditions la tension d'alimentation +UCHARGE disparaît ce qui provoque l'arrêt du générateur HT si celui-ci devait être en cours de charge, ainsi que la décharge de sécurité du condensateur HT. Le déclenchement de la bascule défaut U10A génère également une information de défaut reconnue par le microcontrôleur U16 par l'intermédiaire du signal FDUOS. Le microcontrôleur U16 désactive toutes ses sorties actives et fournit un message d'erreur transmis à la carte CPU par l'intermédiaire de la liaison série.

Notice technique

SURVEILLANCE DES TRANSISTORS D'ACTIVATION DU RELAIS PATIENT :

La détection de défaut des transistors Q12A et Q12B d'activation du relais patient est réalisée par l'intermédiaire du signal DUF D. En cas de court-circuit d'un des deux transistors le potentiel de repos du signal DUF D polarisé par les résistances R97 et R98 est modifié. Cette variation est détectée par l'intermédiaire du comparateur à fenêtre composé par U11C et U11D. Après une durée d'environ 2,5 s ; la bascule défaut U10A est déclenchée par l'intermédiaire de U11A, U9C et U9A. Le déclenchement de la bascule défaut provoque comme décrit précédemment, la conduction du transistor Q25 par l'intermédiaire du signal FDUO et par conséquent la décharge de sécurité du condensateur HT (voir paragraphe précédent, Surveillance du circuit de commutation HT)

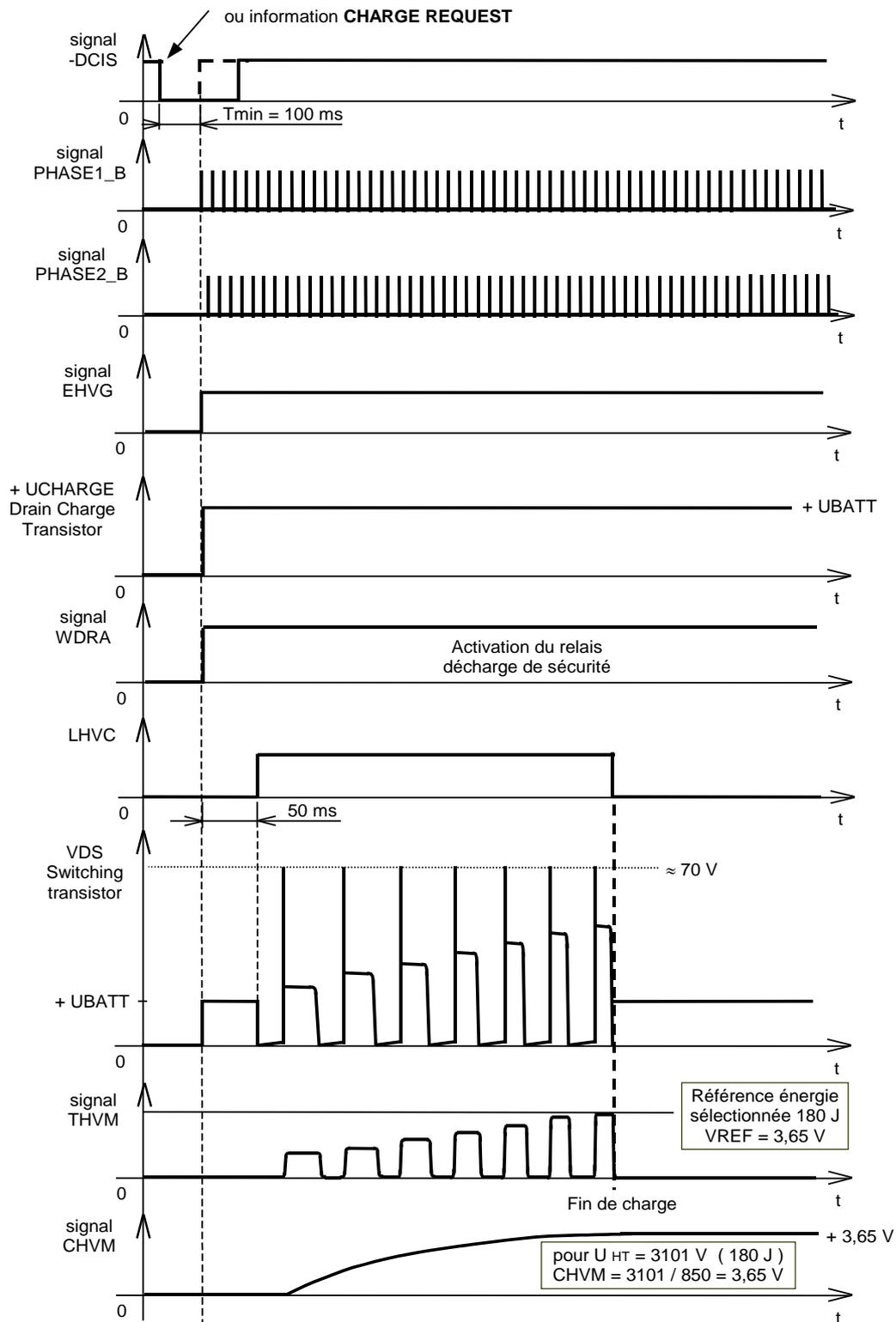
SURVEILLANCE DE LA TENSION DE CHARGE DU CONDENSATEUR HT :

La détection de surtension en cas de défaut du circuit arrêt de charge est réalisée par le comparateur U9B qui surveille l'amplitude du signal CHVM. Lorsque la tension de charge du condensateur HT atteint 3,3 kV environ, le signal CHVM divisé par R269 et R273 provoque le déclenchement du comparateur U9B qui active la bascule défaut U10A par l'intermédiaire de U9A. La décharge de sécurité du condensateur HT ainsi que l'arrêt du générateur HT est réalisée comme décrit précédemment (voir paragraphe précédent, Surveillance du circuit de commutation HT).

Notice technique

6.2.3. CHRONOGRAMMES.

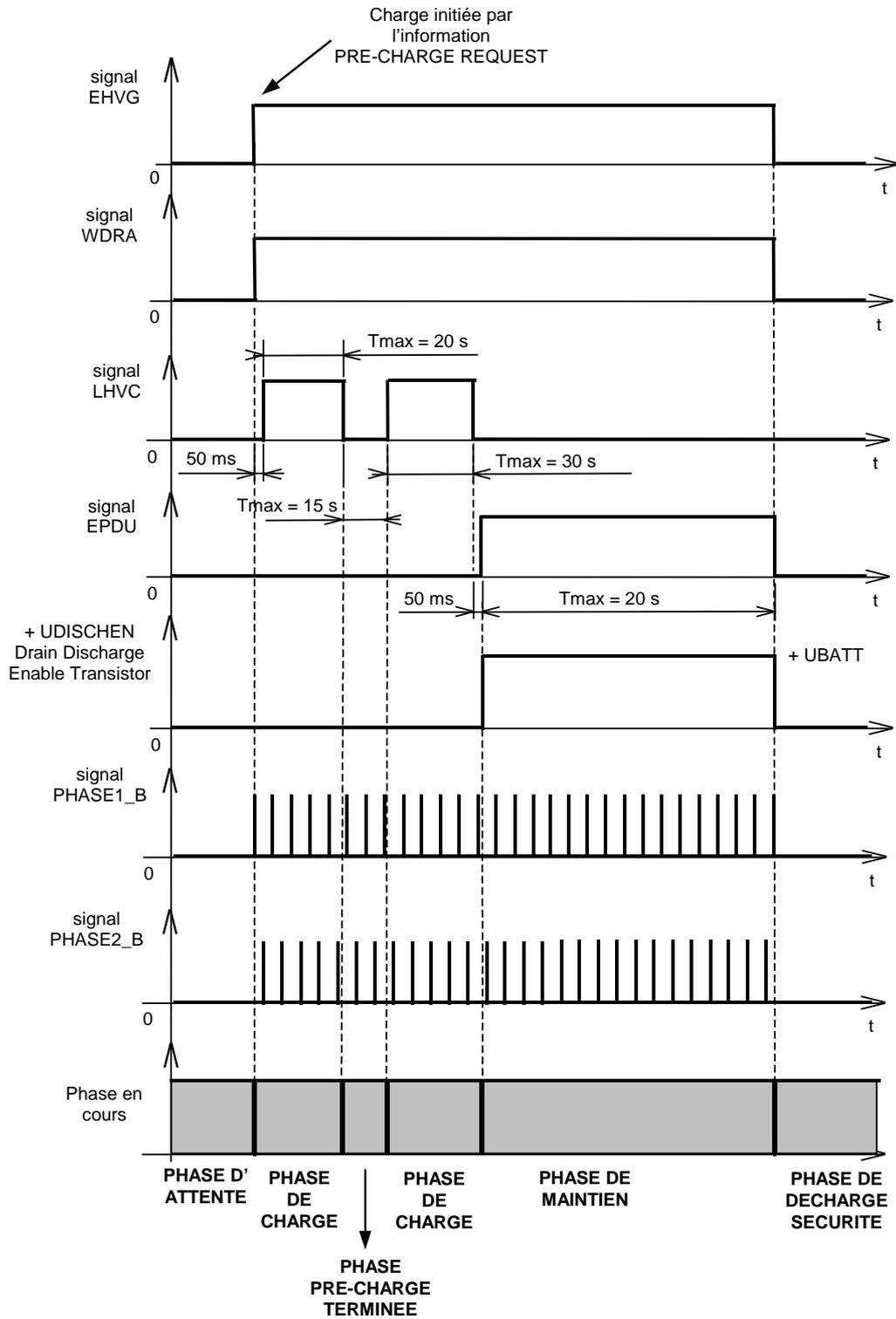
6.2.3.1. CHARGE DU CONDENSATEUR HT.



Notice technique

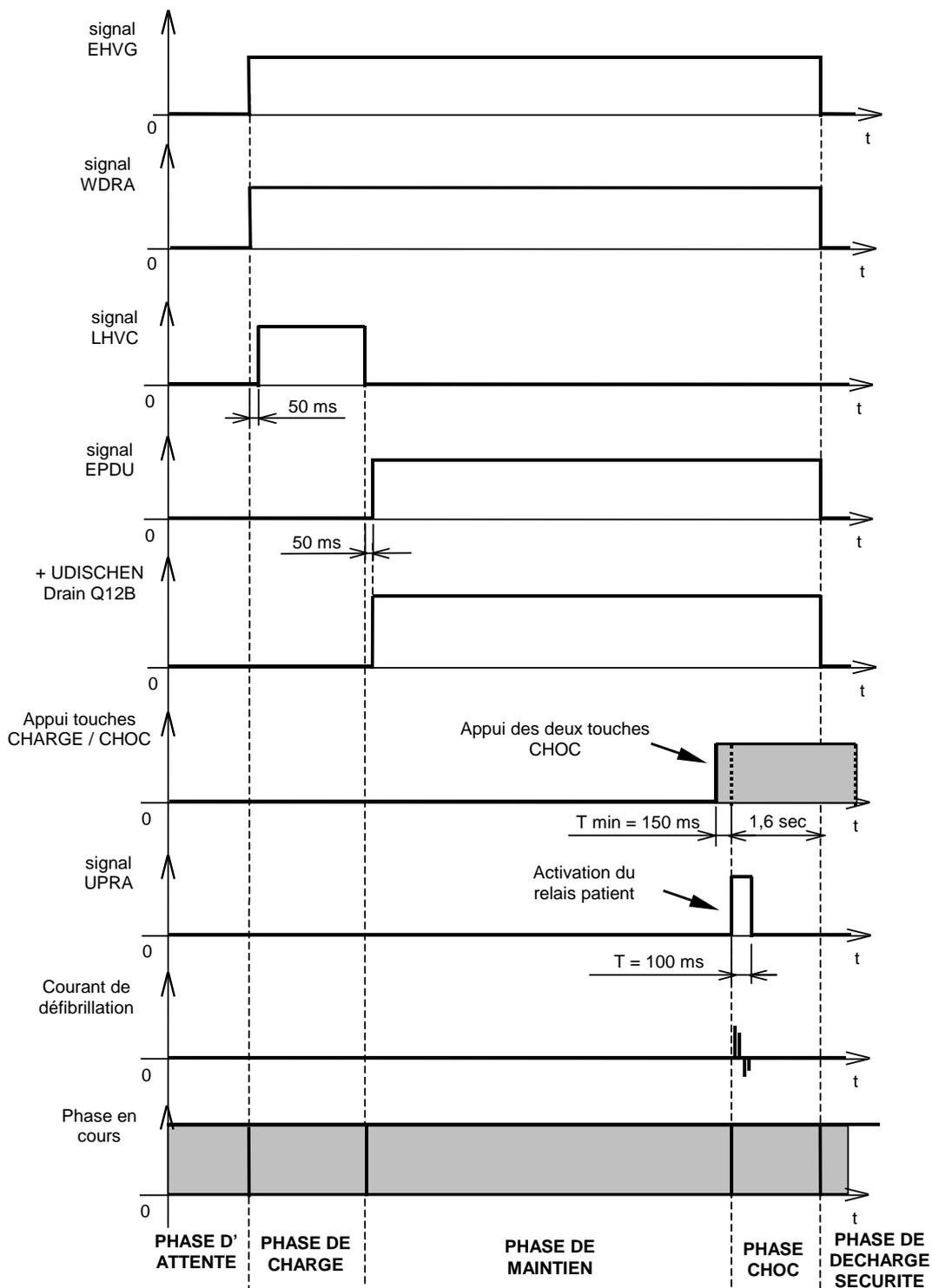
6.2.3.2. PRE-CHARGE ET CHARGE DU CONDENSATEUR HT.

Fonctionnement en mode Semi-Automatique



Notice technique

6.2.3.3. PHASE DE MAINTIEN ET CHOC DE DEFIBRILLATION.



Notice technique

6.2.4. DESCRIPTION DES SIGNAUX.

Les noms des signaux font références au **synoptique DG 5000 Circuit Défibrillateur**.

6.2.4.1. PREAMPLIFICATEUR ECG.**Signaux d'entrées du préamplificateur ECG :**

- +VFM** Tension d'alimentation flottante positive.
Tension d'alimentation de +5 V générée dans la partie flottante du circuit préamplificateur ECG 10 canaux.
⇒ cette tension d'alimentation est comprise entre +4,8 V et +5,2 V.
- VFM** Tension d'alimentation flottante négative.
Tension d'alimentation de -6 V générée dans la partie flottante du circuit préamplificateur ECG 10 canaux.
⇒ cette tension d'alimentation est comprise entre -5,5 V et -6,5 V.
- FGND** Potentiel de référence flottant.
Potentiel de référence (masse flottante) de la partie flottante du préamplificateur ECG 10 canaux.
⇒ potentiel de référence flottant 0 V.
- STERNUM** Signal ECG provenant du connecteur électrodes de défibrillation.
Le signal STERNUM permet l'acquisition du signal ECG du patient par l'intermédiaire des électrodes de défibrillation raccordés au connecteur électrodes de défibrillation.
Lors du choc de défibrillation, le signal STERNUM est raccordé au circuit Haute Tension du défibrillateur par le relais patient.
⇒ signal permettant l'acquisition de l'ECG du patient par les électrodes de défibrillation.
- APEX** Signal ECG provenant du connecteur électrodes de défibrillation.
Le signal APEX permet l'acquisition du signal ECG du patient par l'intermédiaire des électrodes de défibrillation raccordés au connecteur électrodes de défibrillation.
Lors du choc de défibrillation, le signal APEX est raccordé au circuit Haute Tension du défibrillateur par le relais patient.
⇒ signal permettant l'acquisition de l'ECG du patient par les électrodes de défibrillation.
- INH_PACE** Pacemaker Inhibition.
Signal logique généré par le microcontrôleur dans la partie flottante du circuit préamplificateur ECG 10 canaux, permettant d'activer un interrupteur analogique dans la chaîne d'amplification du signal ECG, en cas de reconnaissance d'impulsions de Pacemaker. Le signal INH_PACE est référencé par rapport à FGND. En cas de détection d'impulsions de stimulation, le signal INH_PACE devient actif pendant la durée de l'impulsion de stimulation.
⇒ le signal d'entrée INH_PACE est compris entre 0V et +5V. Le signal est actif au niveau bas (actif à 0V).
- 10 Hz** 10 Hz Test Signal.
Signal logique généré par le microcontrôleur dans la partie flottante du circuit préamplificateur ECG 10 canaux qui permet le test de la chaîne d'acquisition de l'ECG à la mise sous tension de l'appareil. Lors du

Notice technique

test de la chaîne d'acquisition du signal ECG, le signal 10 Hz produit un signal carré de 10 Hz oscillant entre 0 V et +5 V. Lorsque le signal 10 Hz est inactif, il se trouve à +5 V.

⇒ le signal d'entrée 10 Hz oscille entre 0 V et +5 V lors du test de la chaîne d'acquisition. En temps normal (signal inactif), le signal 10 Hz se trouve à +5 V.

QRS_TRIG_F QRS Trigger Signal.

Signal logique généré par le microcontrôleur dans la partie flottante du circuit préamplificateur ECG 10 canaux, permettant le fonctionnement de la défibrillation synchronisée. Le signal QRS_TRIG_F est référencé par rapport à FGND. La durée de l'impulsion QRS_TRIG_F est de 100 ms. Le signal QRS_TRIG_F est actif lors de l'onde QRS.

⇒ le signal d'entrée QRS_TRIG est compris entre 0 V et +5 V. Le signal est actif au niveau bas (actif à 0 V).

Signaux de sorties du préamplificateur ECG:**ECG_DEFI** Defibrillator ECG Signal.

Signal analogique qui correspond au signal ECG du patient prélevées par l'intermédiaire des électrodes de défibrillation. Le signal ECG_DEFI a un gain de 35 par rapport au signal d'entrée.

⇒ le signal ECG_DEFI est compris dans la plage 0 V et +5 V, centré sur +2,048 V.

Z_ELEC_DEFI Defibrillator Electrode Impedance Signal.

Signal analogique dont l'amplitude (en marche d'escalier) correspond à une plage d'impédance raccordée entre les deux électrodes de défibrillation. Ce signal permet de déterminer la plage d'impédance patient-électrodes afin de vérifier le bon collage des électrodes de défibrillation.

⇒ le signal Z_ELEC_DEFI est compris entre 0 V et +3 V au maximum.

DEFI_AVALAIBLE Defibrillator Avalaible Signal.

⇒ le signal DEFI_AVALAIBLE est connecté à FGND.

-PIMP_DEF Patient Impedance Out of Range.

Signal logique issu de la chaîne de mesure de l'impédance du patient par les électrodes de défibrillation. Le signal -PIMP_DEF est référencé par rapport à GND. Le signal -PIMP_DEF se trouve à l'état haut lorsque l'impédance du patient est comprise entre environ 30 Ω et 220 Ω . En dehors de ces limites le signal est à l'état bas.

⇒ le signal -PIMP_DEF est compris entre 0 V et +5 V.

-QRSTRIG_DEF Defibrillator QRS Trigger Signal.

Signal logique issu du signal QRS_TRIG_F transmis par le microcontrôleur dans la partie flottante du circuit préamplificateur ECG 10 canaux. Le signal -QRSTRIG_DEF est référencé par rapport à GND. Le signal -QRSTRIG_DEF est actif lors de l'onde QRS.

⇒ le signal -QRSTRIG_DEF est compris entre 0 V et +5 V. Le signal est actif au niveau bas (actif à 0 V).

Notice technique

6.2.4.2. CIRCUIT DE COMMANDE DEFIBRILLATEUR.

Signaux d'entrées du circuit de commande défibrillateur :

- PCIS** Paddle Charge Input Signal.
Signal permettant le déclenchement de la charge par les deux boutons CHARGE/CHOC des électrodes de poings.
⇒ le signal d'entrée –PCIS est actif au niveau bas lorsque l'une ou l'autre des deux touches CHARGE/CHOC est appuyée (0 V si touche appuyée).
- ELECTR** Sticking electrode connected.
Signal logique qui permet de détecter le raccordement d'électrodes de défibrillation au niveau de la cassette électrodes collables.
⇒ le signal d'entrée –ELECTR est actif au niveau bas lorsqu'une paire d'électrodes collables est raccordée à la cassette (0 V si électrodes raccordée).
- DKY 1** Discharge Key 1.
Signal qui correspond au point milieu des deux touches CHARGE/CHOC reliées en série des électrodes de poings.
⇒ le signal d'entrée DKY 1 est actif au niveau bas lorsque la touche CHARGE/CHOC reliée à la masse est appuyée (0 V si touche appuyée).
- WREF** Energy Reference.
Tension de référence analogique qui correspond à la valeur d'énergie sélectionnée par l'intermédiaire du sélecteur d'énergie des électrodes de poings.
⇒ le signal d'entrée WREF est compris entre 0 et +4 V.
- FPR_LED** Front Pannel Ready Led.
Signal qui contrôle directement l'allumage des Leds correspondant à la phase « Défibrillateur Prêt » dans la touche CHOC en face avant. Ce signal est interconnecté au signal READY dans la cassette électrodes collables.
⇒ le signal FPR_LED est actif au niveau haut (+5 V pour l'allumage de la Led).
- DKY 2** Discharge Key 2.
Signal logique qui correspond au signal issu des deux touches CHARGE/CHOC reliées en série des électrodes de poings ou en provenance de la touche CHOC en face avant, en cas d'utilisation de la cassette électrodes collables. Ce signal permet l'activation de la voie entièrement Hardware pour le déclenchement du choc.
⇒ le signal d'entrée DKY 2 est actif au niveau bas lorsque la ou les deux touches CHARGE/CHOC sont appuyées (0 V si touche appuyée).
- MOD 0** Defibrillator Module Presence.
Signal logique qui permet de vérifier la présence d'une cassette de défibrillation.
⇒ le signal d'entrée MOD 0 est actif au niveau bas (0 V si présence d'une cassette).
- MOD 1** Defibrillator Module Type.
Signal analogique qui permet l'identification du type de cassette de défibrillation.

Notice technique

- ⇒ le signal d'entrée MOD 1 est compris entre 0 et + 5 V.
- ⇒ si cassette électrodes de poings : signal MOD 1 = + 0,6 V.
- ⇒ si cassette électrodes internes : signal MOD 1 = + 2,6 V.
- ⇒ si cassette électrodes collables : signal MOD 1 = + 3,0 V avec électrodes enfants.
- ⇒ si cassette électrodes collables : signal MOD 1 = + 3,4 V avec électrodes adultes.

REC Recorder Start.

Signal analogique qui correspond à l'état de la touche RECORDER qui se trouve sur une des deux électrodes de poings et qui permet le déclenchement du graphe à partir de ces électrodes.

- ⇒ pendant la phase d'attente, le signal d'entrée REC est compris entre 0 et + 5 V, touche appuyée.
- ⇒ pendant la phase de maintien, le signal d'entrée REC est compris entre +4,0 V et + 3,6 V ; touche appuyée.

-FPS_KEY Front Pannel Shock Key.

Signal logique qui permet le déclenchement du choc par l'intermédiaire de la touche CHOC en face avant. Ce signal est interconnecté aux signaux DKY1 et DKY2 dans les cassettes électrodes internes et électrodes collables.

- ⇒ le signal d'entrée -FPS_KEY est actif au niveau bas lorsqu'en cas d'utilisation de la cassette électrodes internes ou collables, la touche CHOC en face avant est appuyée (0 V si touche appuyée).

-ANAKEY Analyse Key.

Signal logique qui correspond à l'état de la touche ANALYSE en face avant.

- ⇒ le signal d'entrée -ANAKEY est actif au niveau bas (0 V à l'appui de la touche).

FDUOS Failure Discharge Unit Output.

Signal logique qui correspond au déclenchement de la bascule sécurité. La bascule sécurité est déclenchée volontairement à la mise sous tension par le signal -SFDU, pour vérifier son bon fonctionnement. En cas de détection d'éventuels défaut Hardware ; la bascule de défaut est déclenchée par l'un des signaux d'entrées : CHVM, DUFD, IGFD. Lorsque la bascule est déclenchée, le signal FDUOS se trouve au niveau haut.

- ⇒ le signal d'entrée FDUOS est actif au niveau haut (actif à +5 V).

-PIMP Patient Impedance Out of Range.

Signal logique issu de la chaîne de mesure de l'impédance du patient. Le signal -PIMP se trouve à l'état haut lorsque l'impédance du patient est comprise entre environ 30 Ω et 220 Ω . En dehors de ces limites le signal est à l'état bas.

- ⇒ le signal d'entrée -PIMP est compris entre 0 V et +5 V.

-QRS Defibrillator QRS Trigger Signal.

Signal logique issu du signal -QRSTRIG_DEF transmis par le microcontrôleur dans la partie flottante du préamplificateur ECG 10 canaux. Le signal -QRS correspond au signal -QRSTRIG bufférisé. Le signal -QRS est actif lors de l'onde QRS.

- ⇒ le signal -QRS est actif au niveau bas (actif à 0 V).

Notice technique

- MCLR** Master Clear Defibrillator Microcontroller.
Signal logique de remise à zéro du microcontrôleur défi, lors de la mise sous tension ou par l'intermédiaire du microprocesseur de la carte CPU.
⇒ le signal d'entrée -MCLR est actif au niveau bas.
- RxD_Defi** Defibrillator Data Receiver.
Signal logique de réception des données de la liaison série, envoyées par le microprocesseur de la carte CPU. Les données sont transmises par trames toutes les 100 ms.
⇒ le signal d'entrée RxD_Defi est normalement à l'état haut. Les trames correspondant aux données sont actives au niveau bas.
- TDEF** Test defibrillator.
Signal logique en provenance du circuit comprenant le tore de détection du circuit « Test Défibrillateur » et permettant la différenciation entre une défibrillation 'externe' et un test défibrillateur. Lors d'un test défibrillateur, le signal -TDEF passe au niveau bas pendant le choc.
⇒ Le signal -TDEF est actif au niveau bas (actif à 0 V).
- THVM** Transformer High Voltage Measurement.
Signal analogique qui réalise une première voie de mesure de la tension de charge du condensateur HT. Cette mesure est réalisée par l'intermédiaire de l'enroulement primaire du convertisseur HT. Le signal THVM est pris en compte par le microcontrôleur défi pour réaliser l'arrêt de charge du générateur HT.
⇒ le signal THVM est compris entre 0 et +4 V au maximum.
⇒ facteur d'échelle : $THVM (V) = U_{HT} (V) / 850$ avec U_{HT} → tension de charge du condensateur HT.
- CHVM** Capacitor High Voltage Measurement.
Signal analogique qui réalise la deuxième voie de mesure de la tension de charge du condensateur HT. Cette mesure est réalisée par l'intermédiaire de deux diviseurs de tension de forte valeur résistive référencés à la masse qui réalisent l'équilibrage en tension du circuit Haute Tension. Le signal CHVM est pris en compte par le microcontrôleur défi et transmis par liaison série à la CPU HOST pour réaliser un affichage de l'énergie emmagasinée corrigée pour 50 Ω. Ce signal sert également en cas de défaut de l'arrêt de charge par l'intermédiaire de la bascule FDU. La tension maximale de charge du condensateur HT ne doit pas dépasser 3,4 kV.
⇒ le signal CHVM est compris entre 0 et +4 V au maximum.
⇒ facteur d'échelle : $CHVM (V) = U_{HT} (V) / 850$ avec U_{HT} → tension de charge du condensateur HT.
- CTFC** Charge Transistor Fault Condition.
Signal analogique qui permet la détection d'un éventuel court-circuit du Transistor Charge Q1 qui réalise la mise sous tension de l'unité Haute Tension. Le transistor est considéré comme défaillant lorsque le signal CTFC est supérieur à 1,0 V avant le démarrage de la charge du condensateur HT.
- IPAT** Patient Defibrillation Current.
Signal analogique qui correspond à la mesure du courant patient lors d'un choc de défibrillation. Ce signal permet la compensation de l'Onde Biphase Pulsée en fonction de la résistance du patient.

Notice technique

Pour une tension de charge maximale de 3100 V, le courant maximal patient est de 103 A (pour une résistance patient de 30 Ω).
 ⇒ le signal IPAT est compris entre 0 et +4 V au maximum.
 ⇒ facteur d'échelle : IPAT (V) = I peak (A) / 35 avec I peak → courant crête patient.

Signaux de sorties du circuit de commande défibrillateur :

- TxD_Defi** Defibrillator Data Transmitter.
 Signal logique de transmission des données de la liaison série, envoyées par le microcontrôleur défi. Les données sont transmises par trames toutes les 100 ms.
 ⇒ le signal d'entrée TxD_Defi est normalement à l'état haut. Les trames correspondant aux données sont actives au niveau bas.
- ANALED** Analyse Led
 Signal logique bufférisé qui contrôle directement l'allumage ou le clignotement de la Led correspondant à la touche ANALYSE en face avant.
 ⇒ le signal de sortie ANALED est actif au niveau haut (+5 V pour l'allumage de la Led).
- READY** Defibrillator Ready (inverse)
 Signal logique bufférisé qui permet l'allumage de la Led d'indication Défi Prêt dans l'électrode de poings qui comprend la touche RECORDER permettant le déclenchement du graphe.
 ⇒ le signal de sortie -READY est actif au niveau bas (0 V pour l'allumage de la Led).
- READY** Defibrillator Ready.
 Signal logique bufférisé qui permet l'allumage de la Led d'indication Défi Prêt dans l'électrodes de poings qui comprend le sélecteur d'énergie, ainsi que de les Leds Défi Prêt dans la touche CHOC en face avant.
 ⇒ le signal de sortie READY est soit à haute impédance, soit à + 5 V au maximum.
- DEFREADY** Defibrillator Ready.
 Signal logique qui correspond au signal EPDU bufférisé généré par le microcontrôleur de la partie défibrillateur. Le signal est actif pendant toute la durée de la phase de maintien. Ce signal à une durée limitée à 20 s maximum.
 ⇒ le signal d'entrée DEFREADY est actif au niveau haut (actif à +5 V).
- EHVG** Enable High Voltage Generator.
 Signal logique qui réalise la mise sous tension de l'unité Haute Tension. Lorsqu'il est actif, le signal active le transistor Charge ainsi que l'alimentation du régulateur à découpage U1, afin d'autoriser une demande de charge du condensateur HT ou un test batterie.
 ⇒ le signal de sortie EHVG est actif au niveau haut (actif à +5 V).
- WDRA** Energy Dump Relay Activation.
 Signal logique qui active par l'intermédiaire d'un transistor le relais décharge de sécurité de l'unité Haute Tension. Ce signal est actif pendant toute la durée d'un cycle de défibrillation. Lors d'un test batterie, le signal WDRA n'est pas activé.
 ⇒ le signal de sortie WDRA est actif au niveau haut (actif à +5 V).

Notice technique

- LHVC** Load High Voltage Capacitor.
Signal logique qui active directement le générateur HT afin de charger le condensateur HT. Ce signal est actif pendant toute la durée de la phase de charge du condensateur HT jusqu'à l'arrêt de charge.
⇒ le signal de sortie LHVC est actif au niveau haut (actif à +5 V).
- EPDU** Enable Patient Discharge Unit.
Signal logique qui réalise par l'intermédiaire d'un transistor la mise sous tension du circuit Hardware de délivrance du choc. Ce signal est actif pendant toute la durée de la phase de maintien jusqu'à la délivrance du choc.
⇒ le signal de sortie EPDU est actif au niveau haut (actif à +5 V).
- UPRA** Micro-Controller Patient Relay Activation.
Signal logique issu du microcontrôleur défi qui réalise l'activation d'une voie de déclenchement du relais patient par l'intermédiaire d'un transistor. Ce signal est actif pendant 100 ms lors du choc de défibrillation.
⇒ le signal de sortie UPRA est actif au niveau haut (actif à +5 V).
- SYNC** Synchronisation.
Signal logique qui réalise la commande soit d'un CHOC DIRECT, soit d'un CHOC SYNCHRONISE en fonction du mode de fonctionnement transmis par le microprocesseur de la carte CPU par l'intermédiaire de la liaison série. En mode direct le signal SYNC se trouve à l'état bas. En mode synchronisé, le signal SYNC se trouve à l'état haut.
⇒ le signal de sortie SYNC est actif au niveau haut pour le choc synchronisé.
- SFDU** Set Failure Detection Unit.
Signal logique issu du microcontrôleur défi qui déclenche la bascule sécurité à la mise sous tension, avant le test de celle-ci par le microcontrôleur. Le signal -SFDU est actif pendant 5 ms.
⇒ le signal de sortie -SFDU est actif au niveau bas (actif à 0 V).
- RFDU** Reset Failure Detection Unit.
Signal logique qui remet directement la bascule sécurité à zéro après le test de celle-ci à la mise sous tension. Le signal -RFDU est actif pendant 5 ms.
⇒ le signal de sortie -RFDU est actif au niveau bas (actif à 0 V).
- PHASE1_C** Phase 1 conduction.
Signal logique qui permet la conduction des IGBT de la première phase. Ce signal est uniquement généré pendant le choc de défibrillation. Le rapport Ton/Toff du signal est variable fonction de l'impédance du patient.
⇒ le signal de sortie PHASE1_C est actif au niveau haut.
- PHASE1_B** Phase 1 blocking.
Signal logique qui permet le blocage des IGBT de la première phase. Lors des phases de charge, de pré-charge terminée et de maintien, le signal PHASE1_B a une période de 16 ms et est décalé de 8 ms par rapport au signal PHASE2_B. Pendant la phase de choc, le signal PHASE1_B est généré toutes les 30 ms et décalé de 5 ms par rapport au signal PHASE2_B.
Lorsqu'il est actif, le signal PHASE1_B a une durée de 200 µs.
⇒ le signal de sortie PHASE1_B est actif au niveau haut.

Notice technique

- PHASE2_C** Phase 2 conduction.
Signal logique qui permet la conduction des IGBT de la deuxième phase. Ce signal est uniquement généré pendant le choc de défibrillation. Le rapport Ton/Toff du signal est variable fonction de l'impédance du patient.
⇒ le signal de sortie PHASE2_C est actif au niveau haut.
- PHASE2_B** Phase 2 blocking.
Signal logique qui permet le blocage des IGBT de la deuxième phase. Lors des phases de charge, de pré-charge terminée et de maintien, le signal PHASE2_B à une période de 16 ms et est décalé de 8 ms par rapport au signal PHASE1_B. Pendant la phase de choc, le signal PHASE2_B est généré toutes les 30 ms et décalé de 5 ms par rapport au signal PHASE1_B.
Lorsqu'il est actif, le signal PHASE2_B à une durée de 200 µs.
⇒ le signal de sortie PHASE2_B est actif au niveau haut.

6.2.4.3. CIRCUIT HAUTE TENSION.

Signaux d'entrées du circuit Haute Tension :

- DC** DC Power Supply.
Tension d'alimentation filtrée en provenance du circuit Power Supply du DG5000. La tension d'alimentation DC permet de fournir le courant pour le fonctionnement du générateur HT lors de la charge du condensateur HT.
⇒ la tension d'alimentation DC est comprise entre +9 V et +15 V.
- EHVG** Enable High Voltage Generator.
Signal logique (bufférisé à collecteur ouvert) qui réalise la mise sous tension de l'unité Haute Tension. Lorsqu'il est actif, le signal active le transistor Charge ainsi que l'alimentation du régulateur à découpage U1, afin d'autoriser une demande de charge du condensateur HT ou un test batterie.
⇒ le signal d'entrée -EHVG est actif au niveau bas (actif à 0 V, collecteur ouvert).
- WDRAb** Energy Dump Relay Activation.
Signal logique bufférisé qui active par l'intermédiaire d'un transistor le relais décharge de sécurité de l'unité Haute Tension. Ce signal est actif pendant toute la durée d'un cycle de défibrillation. Lors d'un test batterie, le signal WDRAb n'est pas activé.
⇒ le signal d'entrée WDRAb est actif au niveau haut (actif à +5 V).
- LHVcb** Load High Voltage Capacitor.
Signal logique bufférisé qui active directement le générateur HT afin de charger le condensateur HT. Ce signal est actif pendant toute la durée de la phase de charge du condensateur HT jusqu'à l'arrêt de charge.
⇒ le signal d'entrée LHVcb est actif au niveau haut (actif à +5 V).
- EPDU** Enable Patient Discharge Unit.
Signal logique (bufférisé à collecteur ouvert) qui réalise par l'intermédiaire d'un transistor la mise sous tension du circuit Hardware de délivrance du choc. Ce signal est actif pendant toute la durée de la phase de maintien jusqu'à la délivrance du choc.

Notice technique

⇒ le signal d'entrée -EPDU est actif au niveau bas (actif à 0 V, collecteur ouvert).

UPRAb Micro-Controller Patient Relay Activation.
Signal logique bufférisé issu du microcontrôleur défi qui réalise l'activation d'une voie de déclenchement du relais patient par l'intermédiaire d'un transistor. Ce signal est actif pendant 100 ms lors du choc de défibrillation.
⇒ le signal d'entrée UPRAb est actif au niveau haut (actif à +5 V).

-SYNC Synchronisation.
Signal logique (bufférisé à collecteur ouvert) qui réalise la commande soit d'un CHOC DIRECT, soit d'un CHOC SYNCHRONISE en fonction du mode de fonctionnement de l'appareil. Le signal -SYNC pilote un transistor dans la chaîne d'activation du relais patient. Le signal -SYNC correspond au signal SYNC généré par le microcontrôleur défi et couplé de façon Hardware aux impulsions QRS.
⇒ le signal d'entrée -SYNC est actif au niveau bas (actif à 0 V, collecteur ouvert).

DKY 2 Discharge Key 2.
Signal logique qui correspond au signal issu des deux touches CHARGE/CHOC reliées en série des électrodes de poings ou en provenance de la touche CHOC en face avant, en cas d'utilisation de la cassette électrodes collables. Ce signal permet l'activation de la voie entièrement Hardware pour le déclenchement du choc.
⇒ le signal d'entrée DKY 2 est actif au niveau bas lorsque la ou les deux touches CHARGE/CHOC sont appuyées (0 V si touche appuyée).

PHASE1_C Phase 1 conduction.
Signal logique qui permet la conduction des IGBT de la première phase. Ce signal est uniquement généré pendant le choc de défibrillation. Le rapport Ton/Toff du signal est variable fonction de l'impédance du patient.
⇒ le signal de sortie PHASE1_C est actif au niveau haut.

PHASE1_B Phase 1 blocking.
Signal logique qui permet le blocage des IGBT de la première phase. Lors des phases de charge, de pré-charge terminée et de maintien, le signal PHASE1_B à une période de 16 ms et est décalé de 8 ms par rapport au signal PHASE2_B. Pendant la phase de choc, le signal PHASE1_B est généré toutes les 30 ms et décalé de 5 ms par rapport au signal PHASE2_B.
Lorsqu'il est actif, le signal PHASE1_B à une durée de 200 µs.
⇒ le signal de sortie PHASE1_B est actif au niveau haut.

PHASE2_C Phase 2 conduction.
Signal logique qui permet la conduction des IGBT de la deuxième phase. Ce signal est uniquement généré pendant le choc de défibrillation. Le rapport Ton/Toff du signal est variable fonction de l'impédance du patient.
⇒ le signal de sortie PHASE2_C est actif au niveau haut.

PHASE2_B Phase 2 blocking.
Signal logique qui permet le blocage des IGBT de la deuxième phase. Lors des phases de charge, de pré-charge terminée et de maintien, le

Notice technique

signal PHASE2_B à une période de 16 ms et est décalé de 8 ms par rapport au signal PHASE1_B. Pendant la phase de choc, le signal PHASE2_B est généré toutes les 30 ms et décalé de 5 ms par rapport au signal PHASE1_B.

Lorsqu'il est actif, le signal PHASE2_B à une durée de 200 µs.

⇒ le signal de sortie PHASE2_B est actif au niveau haut.

PACE_NEG

Pacer negatif

Potentiel de référence de l'étage de sortie du stimulateur qui fournit les impulsions de stimulation (Stimulateur en option). Cette ligne est isolée lors du choc par l'intermédiaire des contacts inverseurs du relais patient.

⇒ la ligne PACER_NEG correspond au potentiel de référence flottant du stimulateur.

PACE_POS

Pacer positif

Source des impulsions de stimulation fournies par l'étage de sortie du stimulateur. Cette ligne est référencée par rapport à PACE-NEG (Stimulateur en option). Cette ligne est isolée lors du choc par l'intermédiaire des contacts inverseurs du relais patient.

⇒ la ligne PACER_POS correspond aux impulsions de stimulation générées par le Stimulateur.

Signaux de sorties du circuit Haute Tension :**THVM**

Transformer High Voltage Measurement.

Signal analogique qui réalise une première voie de mesure de la tension de charge du condensateur HT. Cette mesure est réalisée par l'intermédiaire de l'enroulement primaire du convertisseur HT. Le signal THVM est pris en compte par le microcontrôleur défi pour réaliser l'arrêt de charge du générateur HT.

⇒ le signal THVM est compris entre 0 et +4 V au maximum.

⇒ facteur d'échelle : $THVM (V) = U_{HT} (V) / 850$ avec $U_{HT} \rightarrow$ tension de charge du condensateur HT.

CHVM

Capacitor High Voltage Measurement.

Signal analogique qui réalise la deuxième voie de mesure de la tension de charge du condensateur HT. Cette mesure est réalisée par l'intermédiaire de deux diviseurs de tension de forte valeur résistive référencés à la masse qui réalisent l'équilibrage en tension du circuit Haute Tension. Le signal CHVM est pris en compte par le microcontrôleur défi et transmis par liaison série à la CPU HOST pour réaliser un affichage de l'énergie emmagasinée corrigée pour 50 Ω. Ce signal sert également en cas de défaut de l'arrêt de charge par l'intermédiaire de la bascule FDU. La tension maximale de charge du condensateur HT ne doit pas dépasser 3,4 kV.

⇒ le signal CHVM est compris entre 0 et +4 V au maximum.

⇒ facteur d'échelle : $CHVM (V) = U_{HT} (V) / 850$ avec $U_{HT} \rightarrow$ tension de charge du condensateur HT.

CTFC

Charge Transistor Fault Condition.

Signal analogique qui permet la détection d'un éventuel court-circuit du Transistor Charge Q1 qui réalise la mise sous tension de l'unité Haute Tension. Le transistor est considéré comme défaillant lorsque le signal CTFC est supérieur à 1,0 V avant le démarrage de la charge du condensateur HT.

Notice technique

- IPAT** Patient Defibrillation Current.
Signal analogique qui correspond à la mesure du courant patient lors d'un choc de défibrillation. Ce signal permet la compensation de l'Onde Biphasique Pulsée en fonction de la résistance du patient. Pour une tension de charge maximale de 3100 V, le courant maximal patient est de 103 A (pour une résistance patient de 30 Ω).
⇒ le signal IPAT est compris entre 0 et +4 V au maximum.
⇒ facteur d'échelle : $IPAT (V) = I_{peak} (A) / 35$ avec $I_{peak} \rightarrow$ courant crête patient.
- DUFD** Discharge Unit Failure Detection.
Signal analogique qui correspond au point milieu des deux transistors d'activation du relais patient. Le signal DUFD provoque le déclenchement de la bascule sécurité lorsque un des deux transistors d'activation du relais conduit pendant plus de 2,5 s. Ceci permet la détection d'un éventuel court-circuit d'un des deux transistors (voir des deux).
⇒ le signal d'entrée DUFD est compris entre 0 V et la tension d'alimentation de la ligne DC.
- IGFD** IGBT Failure Detection.
Signal analogique qui correspond au potentiel différentiel entre les points milieu des deux branches du pont en H. Ce signal est amplifié et son amplitude comparé à un seuil de référence. Le signal IGFD provoque le déclenchement de la bascule sécurité lorsque le ou les IGBT d'une branche du pont en H conduit pendant plus de 1,5 s. Ceci permet la détection d'un éventuel court-circuit des IGBT de l'étage de commutation HT.
⇒ le signal IGFD est actif au niveau bas (actif à 0 V).
- APEX** Electrode APEX du connecteur Défi.
Liaison de la partie Défibrillateur / Stimulateur au patient par l'intermédiaire du connecteur électrodes patient. Cette liaison permet le prélèvement du signal ECG du patient, la défibrillation cardiaque ainsi que la stimulation (si l'option stimulateur est installée).
⇒ la ligne APEX est reliée au potentiel flottant du stimulateur par les contacts inverseurs du relais patient. Lors du choc de défibrillation (relais patient activé), le stimulateur est déconnecté du circuit HT défi.
- STERNUM** Electrode STERNUM du connecteur Défi.
Liaison de la partie Défibrillateur / Stimulateur au patient par l'intermédiaire du connecteur électrodes patient. Cette liaison permet le prélèvement du signal ECG du patient, la défibrillation cardiaque ainsi que la stimulation (si l'option stimulateur est installée).
⇒ la ligne STERNUM est reliée au potentiel flottant du stimulateur par les contacts inverseurs du relais patient. Lors du choc de défibrillation (relais patient activé), le stimulateur est déconnecté du circuit HT défi.

6.2.4.4. CIRCUIT DE DETECTION DE DEFAULT.

Signaux d'entrées du circuit de détection de défaut :

- SFDU** Set Failure Detection Unit.
Signal logique issu du microcontrôleur U27 qui déclenche la bascule sécurité à la mise sous tension avant le test de celle-ci par le microcontrôleur. Le signal -SFDU est actif pendant 5 ms.
⇒ le signal d'entrée -SFDU est actif au niveau bas (actif à 0 V).

Notice technique

- RFDU** Reset Failure Detection Unit.
Signal logique qui remet directement la bascule sécurité à zéro après le test de celle-ci à la mise sous tension. Le signal -RFDU est actif pendant 5 ms.
⇒ le signal d'entrée -RFDU est actif au niveau bas (actif à 0 V).
- CHVM** Capacitor High Voltage Measurement.
Signal analogique qui réalise la deuxième voie de mesure de la tension de charge du condensateur HT. Le signal permet en cas de défaut de l'arrêt de charge d'activer la bascule sécurité. La tension maximale de charge ne doit pas dépasser 3,4 kV.
⇒ le signal CHVM est compris entre 0 et +4 V au maximum.
⇒ facteur d'échelle : $CHVM (V) = U_{HT} (V) / 850$ avec U_{HT} → tension de charge du condensateur HT.
- DUFD** Discharge Unit Failure Detection.
Signal analogique qui correspond au point milieu des deux transistors d'activation du relais patient. Le signal DUFD provoque le déclenchement de la bascule sécurité lorsque un des deux transistors d'activation du relais conduit pendant plus de 2,5 s. Ceci permet la détection d'un éventuel court-circuit d'un des deux transistors (voir des deux).
⇒ le signal d'entrée DUFD est compris entre 0 V et la tension d'alimentation DC.
- IGFD** IGBT Failure Detection.
Signal analogique qui correspond au potentiel différentiel entre les points milieu des deux branches du pont en H. Ce signal est amplifié et son amplitude comparé à un seuil de référence. Le signal IGFD provoque le déclenchement de la bascule sécurité lorsque le ou les IGBT d'une branche du pont en H conduit pendant plus de 1,5 s. Ceci permet la détection d'un éventuel court-circuit des IGBT de l'étage de commutation HT.
⇒ le signal IGFD est actif au niveau bas (actif à 0 V).

Signaux de sorties du circuit de détection de défaut :

- FDUO** Failure Discharge Unit Output.
Signal logique qui correspond au déclenchement de la bascule sécurité. La bascule sécurité est déclenchée à la mise sous tension, pour vérifier son bon fonctionnement, ce déclenchement se fait par l'intermédiaire du signal -SFDU. En cas de détection d'éventuels défaut Hardware ; la bascule de défaut est déclenchée par l'un des signaux d'entrées : CHVM, DUFD, IGFD. Lorsque la bascule est déclenchée, le signal FDUO se trouve au niveau haut.
⇒ le signal de sortie FDUO est actif au niveau haut (actif à +5 V).

6.2.4.5. OPTION STIMULATEUR.

Signaux d'entrées du Stimulateur :

- +12 V** +12 V Supply.
La tension d'alimentation +12 V permet de fournir le courant nécessaire au fonctionnement de l'étage qui génère les impulsions de stimulations.

Notice technique

⇒ la tension d'alimentation +12 V provient du circuit Power Supply du DG5000.

+5 V_CPU +5 V Supply.
La tension d'alimentation +5 V_CPU permet d'alimenter les circuit de commande non flottant du circuit Pacemaker.
⇒ la tension d'alimentation +5 V provient de la carte CPU du DG5000.

RxD_PACER Pacemaker Data Receiver.
Signal logique de réception des données de la liaison série, envoyées par le microprocesseur de la carte CPU. Les données sont transmise par trames toutes les 500 ms.
⇒ le signal d'entrée RxD_PACER est normalement à l'état haut. Les trames correspondant aux données sont actives au niveau bas.

PACER_ON/OFF Pacemaker On /Off
Signal logique provenant de la carte CPU via un optocoupleur, servant à commander la mise en route ou l'arrêt de la fonction Stimulateur.
⇒ le signal PACER_ON/OFF est compris entre 0 et +12 V. Le signal est actif au niveau bas (stimulateur en route).

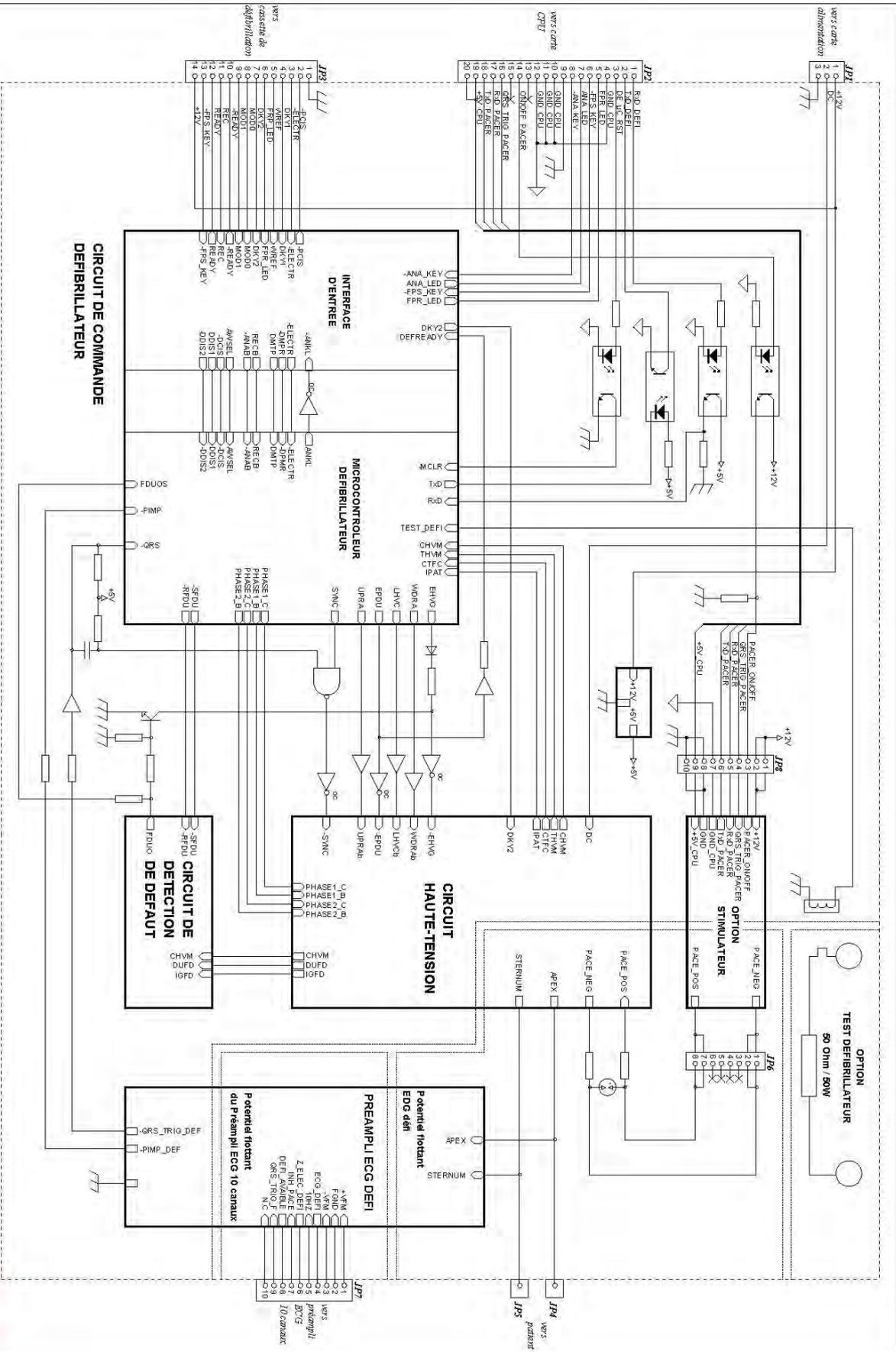
QRS_TRIG_PACER QRS Trigger for Pacemaker.
Signal logique de synchronisation sur l'onde QRS provenant de la carte CPU, ce signal permet le mode de fonctionnement Demand du Stimulateur.
⇒ le signal QRS_TRIG_PACER est compris entre 0 et +5 V. Le signal d'une durée de 100 ms est actif au niveau haut (actif à +5 V).

Signaux de sorties du Stimulateur :

TxD_PACER Pacemaker Data Transmitter.
Signal logique de transmission des données de la liaison série, envoyées par le microcontrôleur Pacemake. Les données sont transmise par trames toutes les 500 ms.
⇒ le signal d'entrée TxD_PACER est normalement à l'état haut. Les trames correspondant aux données sont actives au niveau bas.

PACE_NEG Pacemaker negativ
Potentiel de référence de l'étage de sortie du stimulateur qui fournit les impulsions de stimulation. Cette ligne est isolée lors du choc par l'intermédiaire des contacts inverseurs du relais patient.
⇒ la ligne PACER_NEG correspond au potentiel de référence flottant du stimulateur.

PACE_POS Pacemaker positif
Source des impulsions de stimulation fournies par l'étage de sortie du stimulateur. Cette ligne est référencée par rapport à PACE-NEG et isolée lors du choc par l'intermédiaire des contacts inverseurs du relais patient.
⇒ la ligne PACER_POS correspond aux impulsions de stimulation générées par le Stimulateur.



Synoptique Defibrillateur DG5000		Schema No. : WSM0050 SYM	
Project: 107 DG5000	PCB No. WSM0050	Date: 20/08/13	Version: 01
Size: A3	Drawn by: RH	Part No.:	Sheet 1 of 1
SCHILLER		SCHILLER	
MEDICAL S.A.		SCHILLER	
Zürcherstrasse 11		CH-8005 Stäfa	
T +41 43 811 1111		F +41 43 811 1112	
www.schiller.ch		www.schiller.ch	

6.3. **CI CPU : 3.2854**

Ce circuit est référencé sous le code 3.2654 ou WSM0057B.

6.3.1. **Généralités :**

La carte CPU est la carte principale du DG5000, c'est elle qui contient le système d'exploitation (linux), toutes les applications associées, l'affichage et la gestion du clavier, la gestion de tous les signaux provenant des capteurs et la gestion de toutes les entrées-sorties (périphériques).

La carte CPU peut être divisée en deux grandes parties :

- partie CPU
- partie ANA

La partie CPU contient le microprocesseur Coldfire, la mémoire (RAM et flash) et des périphériques tels que l'ethernet, l'usb, le contrôleur TFT, le graphe (LPT), l'horloge (RTC), le son (OKI + Buzzer) et des liaisons série. Ces liaisons série lui permettent de communiquer avec les autres cartes du DG5000 (DEFI, POWER et CO2) ainsi qu'avec la partie ANA.

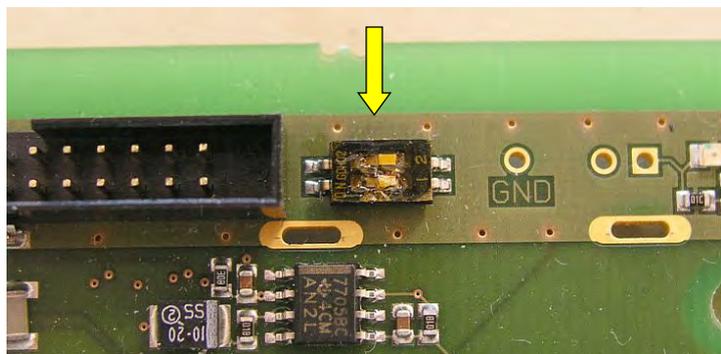
Un composant programmable (CPLD) est utilisé pour le décodage d'adresse (sélection du bon périphérique), la génération des signaux de reset et de certains signaux de contrôle, la gestion du port LPT, du clavier et du bouton rotatif.

La partie ANA est basée sur un microcontrôleur Atmel qui gère les signaux analogiques des capteurs (Spo2, NiBP, ECG) ainsi que les données VF de détection de fibrillation. Il communique tous ces signaux au Coldfire via une liaison série.

L'alimentation de la carte est fournie par la carte POWER.

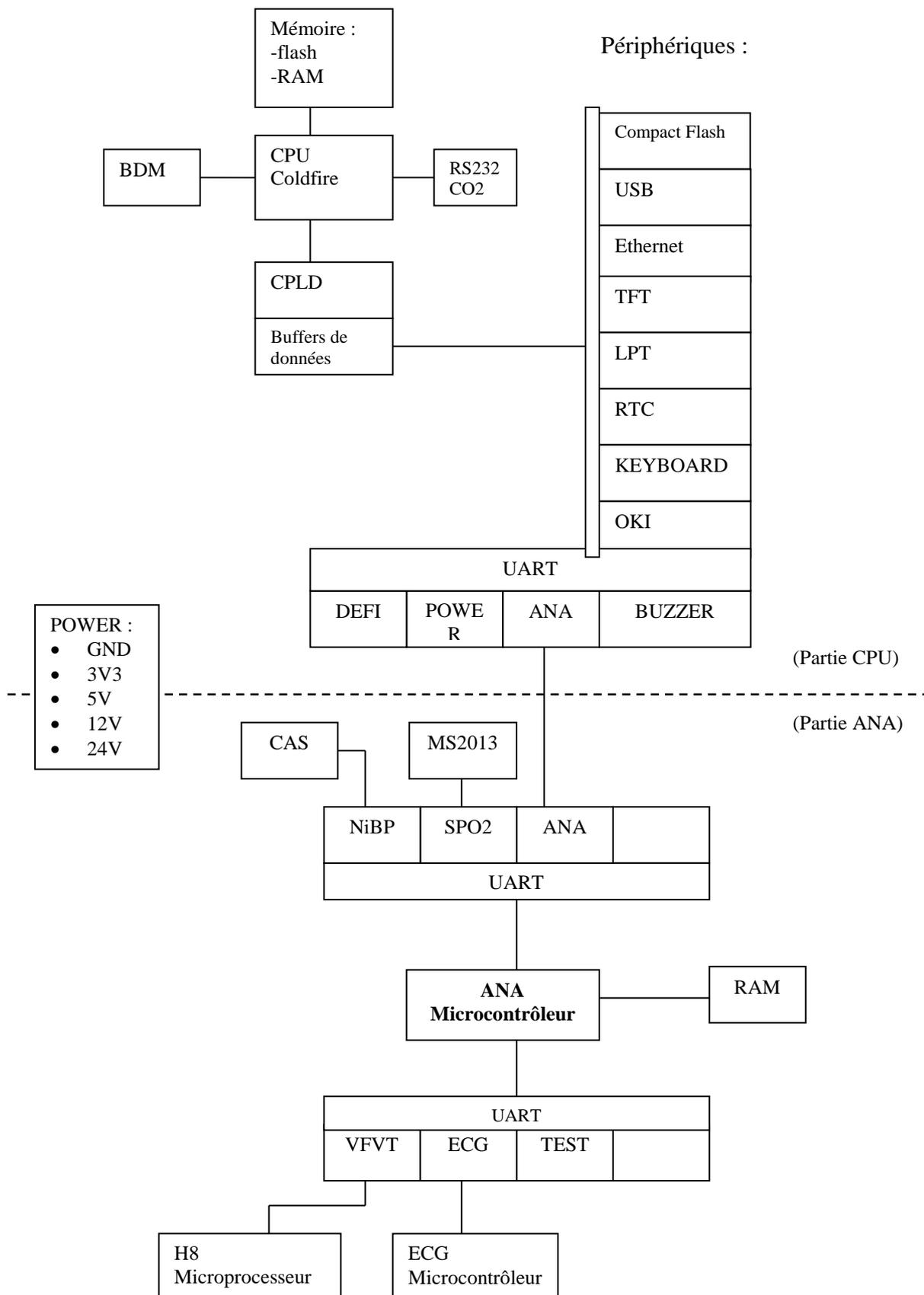


Pour que la carte soit opérationnelle dans le DG5000, le commutateur DS1 doit être dans la configuration ci-dessous.



Notice technique

6.3.2. Schéma fonctionnel :



6.3.3. Explication des différents ensembles :

6.3.3.1. Partie CPU :

La partie CPU est basée sur un microcontrôleur Coldfire de chez Freescale, c'est lui qui exécute les différents programmes (démarrage, système d'exploitation et applications).

La mémoire flash contient le bootloader (programme de démarrage) et le système d'exploitation.

Les programmes en cours d'exécution sont contenus dans la RAM (mémoire de travail).

Le connecteur BDM (Background Debug Mode) permet de debugger et développer les applications et le matériel. Il sera également utilisé pour les tests hardware.

Une console branchée sur une sortie RS232, par l'intermédiaire du connecteur BDM de la CPU permet de voir ce que le microcontrôleur est en train de faire et de lui envoyer des instructions.

La CPU accède directement à la flash et à la RAM. Mais des buffers de données sont utilisés lors des accès aux différents périphériques.

Le CPLD gère le décodage d'adresse et génère les signaux de Chip Select qui activent individuellement chaque périphérique. Il gère également les signaux du clavier et du bouton rotatif, le port LPT et différents signaux de commande.

La Compact Flash est une mémoire dans laquelle sont contenus les applications et les configurations (options).

La carte CPU du DG5000 possède des connexions USB et Ethernet avec l'extérieur.

Un écran TFT de 10"4 est interfacé à l'aide d'une limande.

Une RTC (Real Time Clock) permet de conserver l'heure de l'appareil et de le réveiller ponctuellement pour effectuer des tests.

Des alarmes sont générées par un BUZZER, et un composant PIC permet de générer les messages audio par synthèse vocale.

Un QUAD UART permet d'interfacer 4 liaisons séries. Ces liaisons permettent de communiquer avec le buzzer, avec les cartes DEFI (état du défibrillateur), POWER (état de la batterie) et avec la partie ANA (données des capteurs NiBP, SPO2, ECG, PACE et VF).

L'interface RS232 permettant de piloter un module Capno externe (IRMA CO2 Masimo Sweden) est directement gérée par la CPU.

Notice technique**6.3.3.2. Partie ANA :**

Le microcontrôleur ANA récupère les signaux analogiques des différents capteurs (Spo2, NiBP, ECG, PACE et VFVT). Il communique tous ces signaux au Coldfire via une liaison série (ANA).

Un module CAS est branché sur la carte CPU pour calculer la pression non invasive (NiBP).

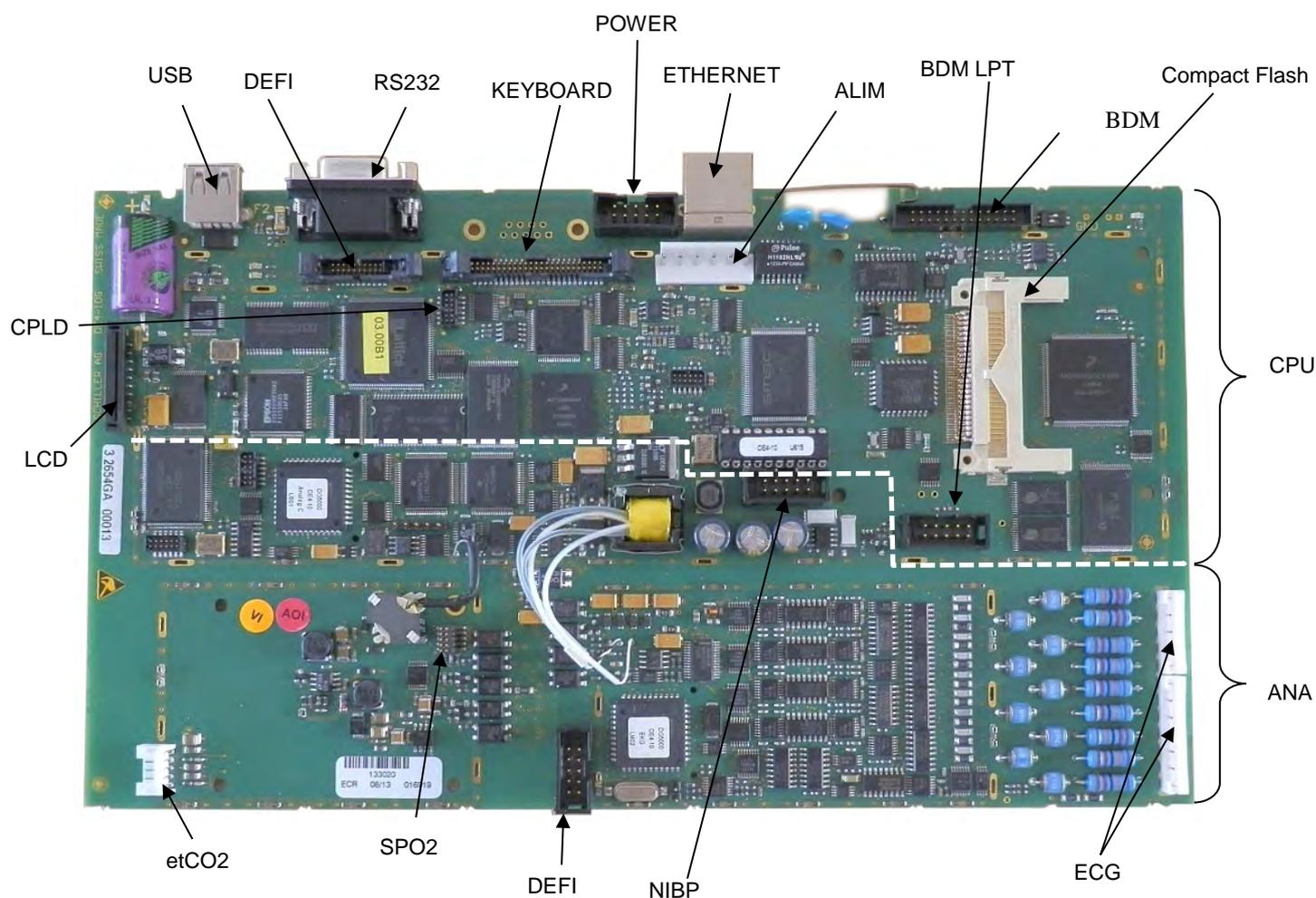
Un module MS2013 permet le calcul du taux de SpO2 et du pouls.

Le microprocesseur H8 est utilisé pour faire du traitement de signal et diagnostiquer une fibrillation ventriculaire ou tachycardie ventriculaire.

Un microcontrôleur ECG traite les données de la chaîne ECG pour les envoyer au microcontrôleur ANA.

6.3.4. Les connecteurs :

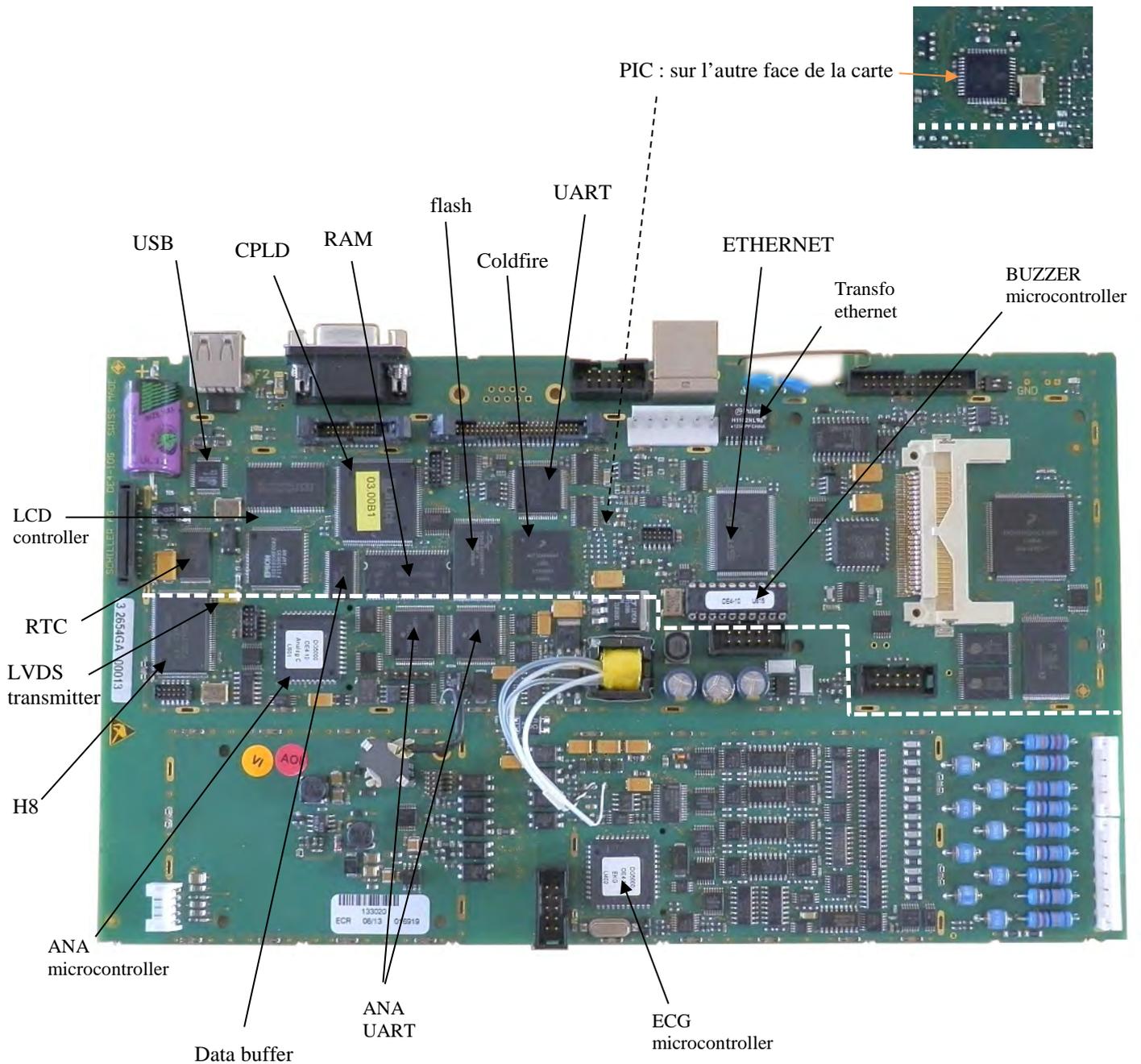
L'image ci-dessous présente les connecteurs de la carte CPU du DG5000.



Notice technique

6.3.5. Les composants :

L'image ci-dessous présente les principaux composants de la carte CPU du DG5000.



6.4. **CI ALIMENTATION : 3.2653**

Ce circuit est référencé sous code le 3.2653 ou WSM0065A

6.4.1. **Fonctionnement général :**

Les deux convertisseurs d'entrée AC/DC et DC/DC sont isolés par rapport au réseau intermédiaire (relié à la terre) et entre eux, grâce aux distances d'isolement d'un minimum de 4 mm. La tension d'isolement est de 1500 VAC. Ces deux convertisseurs d'entrée peuvent fonctionner simultanément.

6.4.2. **Le contrôleur :**

Toute la gestion de l'alimentation, la surveillance de la charge et de l'état de la batterie, le marche / arrêt des différentes sources de tensions, le contrôle de la surtension, la commutation d'une source d'alimentation externe vers une source interne sont réalisés par le contrôleur U203.

Le contrôleur et son périphérique sont alimentés par le régulateur 5V (VCC) U200. Le périphérique est composé d'un convertisseur AD 12Bit U201, d'une EEPROM U202, d'un circuit de remise à zéro U205 et de l'oscillateur à quartz Q209.

Lorsqu'une tension externe est connectée, le contrôleur démarre, alimenté à travers D206. Le "Batt Charger" est relié selon le besoin via 2 paires de transistors (Q205/206 et Q207/208) à la batterie 1 ou 2. Il y a une surveillance de la tension de batterie et du contrôleur interne de la batterie (liaisons HDQ).

Lorsque le contrôleur détecte l'action de la touche ON, il enclenche l'alimentation principale DC_CONT à travers Q211,202. Si l'appareil n'est pas relié à une alimentation externe, l'action de la touche ON démarre d'abord le convertisseur 5V à travers Q201 puis commute la tension DC_CONT. Lorsqu'il n'y a pas d'alimentation externe, le "Batt Charger" est court-circuité avec Q203.

Le contrôleur commande également les 3 LED témoins LED_CHARGE, LED_DC, LED_AC à travers les transistors correspondants Q212/210/215.

Les tensions de sorties des différents convertisseurs sont mesurées par le convertisseur AD U201. Lors d'une éventuelle surtension d'un régulateur, le contrôleur coupe totalement l'alimentation. Les diodes zéner D606/602/D704 interviennent durant le temps de réaction lors d'une coupure d'urgence. Elles écrêtent les tensions de sortie à une valeur encore acceptable.

6.4.3. **Convertisseur AC / DC:**

6.4.3.1. Le fonctionnement du convertisseur AC /DC

La tension secteur traverse un filtre HF (filtre en mode commun), est limitée en courant puis redressée. La tension redressée +U peut varier entre 110 - 375 VDC. Les deux ZNR limiteurs de surtension (avant et après le redressement) protègent le montage des impulsions parasites (Burst und Surge). Le transformateur T400 isole l'appareil du réseau. Il est attaqué au primaire avec une tension découpée et stabilisée de 420 V crête à crête dans la plage de fréquence de 25 – 42kHz (indépendant de la tension alternative d'entrée, tension plus basse, fréquence plus élevée). Cette tension de 420VAC est transmise au secondaire isolé dans le rapport de transformation de

Notice technique

T400. La tension secondaire d'environ 15Vc-à-c est redressée (partie positive et négative séparément). La tension de sortie résultante (partie positive + négative) est ainsi proportionnelle à la tension d'entrée AC de 420Vcc. La régulation de la tension au secondaire est réalisée par une contre-réaction sur la tension primaire.

Le transformateur T400 est alimenté à travers les transistors Q401/405. L'impulsion positive au primaire (TP411) charge les condensateurs C429/432 à travers Q401. Cette tension est régulée avec U400 et stabilisée avec U402. La saturation de Q405 (blocage de Q401) est commandée par le TIMER U400. A l'aide de Q403, le rapport cyclique de la tension peut être modifié. Cela provoque un degré d'efficacité optimisé dans la plage de tension secteur de 90 - 265VAC. Lorsque la tension d'entrée est plus basse, le rapport cyclique est plus élevé. Le rapport cyclique est régulé avec U402 (charge de la capacité du TIMER C443 à travers R416, D405). La tension de référence +5V est réalisée par U404.

Les transistors Q401/405 sont commandés par U401. Le commutateur de l'impulsion positive Q401 est commandé par induction à travers L403. Avec le filtre d'entrée de U401, le temps mort de commutation est ajusté. La tension de 420V doit être ajustée avec le potentiomètre VR400.

La tension d'alimentation pour la régulation est réalisée par une bobine auxiliaire dans le transformateur T400 (+15V). La tension de la régulation +15V est réalisée par une charge à faible courant des condensateurs C420/421/422 commandée directement par +U.

À partir d'une tension d'environ 15,5 V (+15V Sig.), le transistor Q407 se sature et le convertisseur démarre. Lorsque la tension descend en dessous d'environ 10V, Q407 se bloque et le convertisseur s'arrête.

Le courant de sortie est mesuré à travers les résistances R446/447 et limité à 2,5 A max. La régulation de ce courant est réalisée par les composants Q408, L404, D421, U406, U405. La fréquence dépend de l'inductance L404 et le cycle d'hystérésis dépend de U504.

Pour atténuer les parasites de commutations des deux régulateurs, il y a un filtre LC (L400, C448/449) en sortie.

La tension de détection EXT_AC est redressée après le transformateur T400 (temps de détection court pour la commutation sur l'alimentation par la batterie)

6.4.3.2. La protection de l'entrée AC / DC :

Lors d'un échauffement de plus de 80°C du transformateur T400, le convertisseur s'arrête. La température dans le transformateur est mesurée avec une NTC intégrée et U402A. A partir d'une température du transformateur inférieure à environ 70°C, le convertisseur redémarre automatiquement.

La partie secondaire du transformateur T400 est protégée contre les court-circuits à l'aide du fusible SI400.

Le côté primaire est protégé contre les surcharges et les court-circuits par 2 fusibles qui se trouvent sur la prise secteur.

6.4.4. Convertisseur DC / DC :**6.4.4.1. Le fonctionnement du convertisseur DC /DC**

La tension d'entrée est envoyée à travers une entrée protégée et un filtre HF vers un convertisseur abaisseur-élevateur. Ce convertisseur génère une tension stabilisée intermédiaire de 15V. Cette alimentation est limitée par ce convertisseur à environ 2,5 A. Cette tension est ensuite envoyée à travers un filtre et un transformateur symétrique

Notice technique

assure l'isolation galvanique. Le transformateur TR500 transmet la tension de 15 V dans un rapport de 1:1 vers la sortie. La tension de sortie est lissée avec un filtre LC (L501; C515/531/533).

Du fait de l'attaque en tension symétrique et non régulée du transformateur TR500, la tension d'entrée reste toujours proportionnellement à la tension intermédiaire.

Le convertisseur de l'alimentation intermédiaire travaille dans la plage synchrone du fonctionnement du convertisseur abaisseur-élévateur. Ceci veut dire, qu'avec une tension d'entrée de 8 à environ 14,5V il travaille comme un convertisseur élévateur. A partir d'environ 15,5 à 48V comme un convertisseur abaisseur. Seule dans la zone de transition entre environ 14,5 à 15,5V les deux topologies sont simultanées en action. L'état bas des impulsions de l'alimentation à découpage avec U500, U502 est constant. Cela signifie que la fréquence du convertisseur dépend du rapport de la tension d'entrée et la tension de sortie. Dans le mode abaisseur le régulateur U502A agit directement sur le TIMER U500. U502 n'est pas actif dans ce mode. La sortie Pin 7 est à 0. Cette sortie commande la commutation des pilotes du convertisseur abaisseur-élévateur. Dans le mode élévateur, Q504 et Q506 sont bloqués. De cette façon, le signal de U500 Pin3 n'est transmis que par Q503, D500 au pilote U508. Dans le mode abaisseur, le signal de commande de U502A est inversé avec U502B. Dans ce mode, les signaux d'impulsions de U500 sont commutées à travers Q506, D501 vers le pilote U509. La tension de contrôle du TIMER U500 Pin5 est utilisée comme tension de référence pour U502B. Les entrées (filtre RC) des pilotes U508/509 déterminent les temps morts des Power Mosfets. Comme les Mosfets Q510/511 doivent fonctionner sur une grande plage de tension et comme les grilles sont limitées à $\pm 20V$, ces grilles sont commandées avec des signaux de commande avec en parallèle une liaison AC (Q502/505).

Les tensions de référence et de service sont générées grâce à un convertisseur auxiliaire dans le mode abaisseur (tension de sortie +10V pour pilote et amplis) et un régulateur linéaire (tension de sortie +5VREFDC pour Timer et référence du convertisseur). Ces sources de tension auxiliaires, ainsi que l'ensemble du convertisseur, sont enclenchés (à partir de 11V) ou non (moins de 8V) par une détection de tension d'entrée ou par une détection d'une sous tension (Q500/Q508). Le signal de limitation du courant est prélevé à travers le shunt R546/547 puis amplifié proportionnellement avec l'ampli différentiel U507. Avec ce signal, la tension de référence (+5VREFDC) pour la contre réaction de U502A est régulée par Q507. Si la tension intermédiaire +15V tombe sous 10V le courant de sortie diminue linéairement en fonction de la tension de sortie. Ceci est commandé à travers D508, R512 de l'ampli différentiel U507.

La fréquence du convertisseur symétrique est générée par le Timer U501 (environ 180kHz). Cette fréquence est divisée par deux et équilibrée avec U513. Les signaux de sorties en opposition de phase de U513 sont transmis à travers les pilotes U510 aux transistors Power Mosfets Q512/513. Les temps morts de la commutation des Mosfets sont transmis à travers les filtres RC aux entrées des pilotes. Comme la tension intermédiaire +15V, dans le cadre de la limitation du courant peut descendre à 0V, les deux Powerfets sont reliés par un couplage capacitif (C513/517).

La tension de détection EXT_DC après le transformateur TR500 est séparément redressée (temps de détection court pour la commutation sur l'alimentation par batterie).

Notice technique

Pour des raisons de limite de la CEM, la partie isolée et non isolée sont reliés par une liaison capacitive (C543).

6.4.4.2. La protection de l'entrée DC / DC :

L'entrée DC est protégée contre l'inversion de tension par Q509. Le fusible SI500 protège la tension d'entrée contre les surcharges. L'entrée est également protégée en sur tension avec RV500, D530, D529. Lorsque la tension de sortie dépasse environ 20V lors d'une panne du convertisseur, le Thyristor D531 entre en action et son courant de court-circuit grille le fusible SI500. Le générateur de tension auxiliaire est protégé séparément par le fusible SI501.

6.4.5. Chargeur de batterie:

U300 est un contrôleur de charge de batterie intégré idéal pour les batteries Li-Ion. Le courant de charge max est réglé avec R309/310. La somme du courant de charge de la batterie et du courant de fonctionnement de l'appareil est limitée par R307. Lorsque le courant de fonctionnement augmente, celui de la charge de la batterie diminue en conséquence. Le courant de charge est pulsé par Q300, D300, L303. Le régulateur U300 peut, grâce à la liaison Charger ON être démarré ou arrêté. A la sortie IOUT du régulateur il y a une tension de disponible, qui est proportionnelle au courant de charge.

6.4.6. Alimentation +3.3V / +5V / +12V :

6.4.6.1. Convertisseur 12V :

Comme la tension d'entrée peut être comprise entre 9 et 15 V, le convertisseur 12 V se présente dans la topologie Sepic. La mesure de la limitation du courant du contrôleur U602 est faite sur la résistance interne de U600. Puisque ce genre de limitation de courant équivaut à une limitation de performance (chute de la tension de sortie - augmentation du courant) le convertisseur s'éteint à partir d'une tension de sortie d'environ 8V (mesure de +12VH avec R618/619).

6.4.6.2. Convertisseur 5V :

Le régulateur 5V fonctionne comme convertisseur abaisseur synchrone. La mesure de limitation du courant du contrôleur U603 est faite sur résistance interne de U601.

6.4.6.3. Convertisseur 3.3V :

U605 est un convertisseur abaisseur synchrone intégré. L'alimentation ce de convertisseur est relié au +5V.

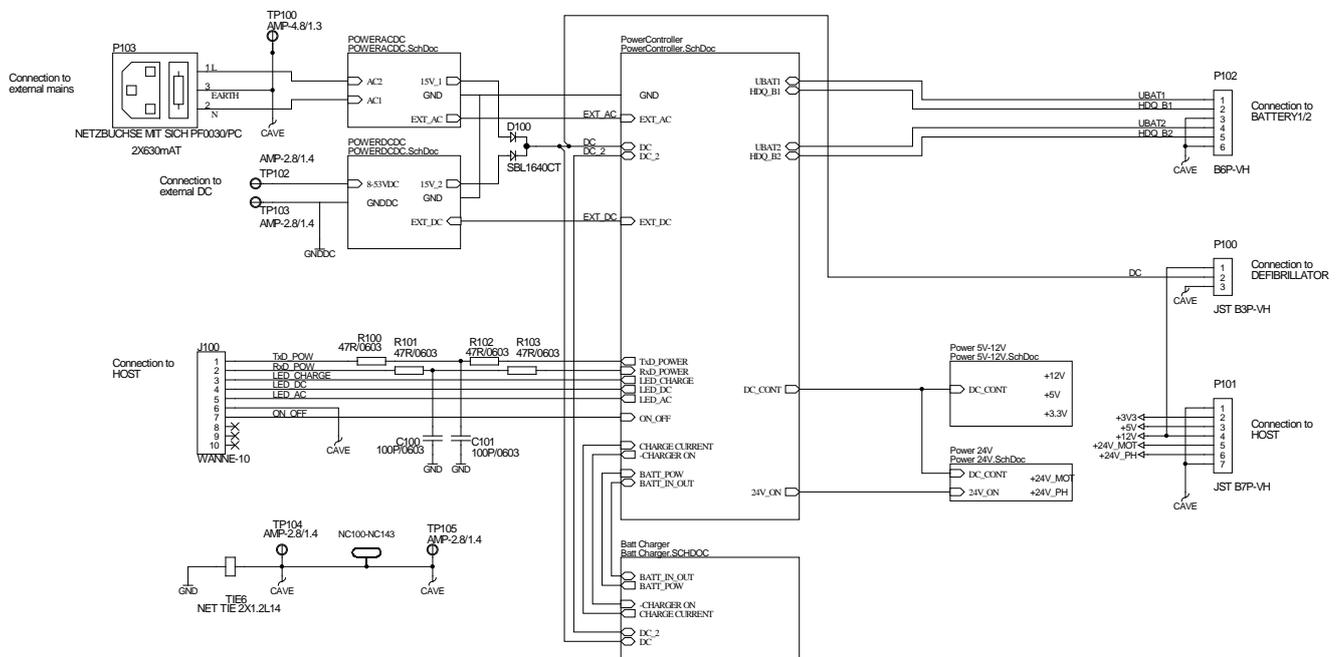
6.4.7. Alimentation +24V :

Le marche/arrêt (U707) de l'alimentation (DC_CONT) du convertisseur 24V est commandé par le signal 24V_ON. Le premier convertisseur pour la tension +24V_MOT fonctionne dans le mode élévateur-abaisseur. Au démarrage ou en surcharge (tant que la tension de sortie est inférieure à la tension d'entrée), le convertisseur fonctionne dans le mode combiné. Si la tension de sortie est égale ou supérieure, le convertisseur fonctionne en mode élévateur. Les éléments de la fonction sont U701, D703, L704. Pour le fonctionnement en abaisseur, le signal de commande de la grille de

Notice technique

U704 est commuté par U705 au pilote U704A. Celui-ci commande alors le Power Mosfet U703. Dans le mode abaisseur U701 et U703 sont par conséquent toujours actifs. Le marche/arrêt du commutateur analogique U705 est réalisé avec les transistors Q700/702. La mesure de limitation du courant du contrôleur U702 est faite sur la résistance interne du Powerfet U701. Le régulateur, lors de son lancement du régulateur démarre lentement (environ 2 s). Les différents composants sont C706, R713/703, Q701.

Pour l'alimentation 24V du peigne thermique du graphe, entre le convertisseur 24V et le peigne il y a une limitation de courant. La mesure du courant du contrôleur U700 est réalisée aux bornes de R720/727. Dans de mode de limitation, le montage fonctionne en mode abaisseur (U706, D701, L700). Si la tension de sortie +24V_PH descend en dessous de 11V, le courant de sortie est réduit à environ 50-100mA (Q703). A 24V, le courant de sortie est limité à environ 350 mA.



6.5. CI BATTERIE 2 : WSM0171A

6.5.1. Généralités

Ce circuit est vissé sur la cuve batterie du haut, il sert d'adaptateur pour les liaisons de la batterie 2 et d'interface pour les signaux de l'enregistreur.

6.6. CI COMMUTATION ELECTRODE : WSM0172A

6.6.1. Généralités

Ce circuit détecte les électrodes collables et les commute prioritairement sur la sortie du choc DEFI. Lorsque les électrodes collables sont branchées simultanément avec les électrodes de poing, ces dernières restent inactives.

6.7. CI KEYBOARD TOP : WSM0173A

6.7.1. Généralités

Ce circuit se trouve dans le haut du boîtier avant et permet à l'utilisateur, à travers un folio, de commander l'appareil et de visualiser le bon déroulement de certaines fonctions via des témoins. Ce circuit comprend également une fonction d'interface CPU.

6.7.2. Commande - Visualisation.

Une première action sur le bouton Mache/Arrêt (S1) commute le signal ON/OFF à la masse et provoque la mise en marche de l'appareil via la CPU. Une deuxième impulsion déclenche le processus d'arrêt de l'appareil.

L'action sur le bouton Charge/Choc (S2) commute le signal -FPS KEY à la masse. Le signal - FPS KEY est détecté par la CPU et en fonction de l'état de l'appareil, cette action charge le condensateur ou déclenche le choc. Trois LED (LD4, LD5 et LD6) situées autour du bouton nous signalent si le choc est prêt.

L'action sur le bouton ANALYSE (S3) commute le signal -ANA KEY à la masse. Le signal - ANA KEY est détecté par la CPU et si les trois LED (LD7, LD8 et LD9) situées autour du bouton sont illuminées, une analyse est lancée.

Les impulsions du signal CHARGE LED1 font clignoter LD1 témoin de la charge de la batterie.

Le signal DC LED1 à l'état haut illumine LD2, témoin de la présence de l'alimentation VDC externe.

Le signal AC LED1 à l'état haut illumine LD3, témoin de la présence de l'alimentation secteur.

6.7.3. Interface CPU.

Tous les signaux qui transitent vers la CPU via le connecteur JP3 proviennent des éléments suivants:

- Haut parleur (JP1)
- Clavier latéral (JP2)
- Sélecteur rotatif (JP4)
- Rétro éclairage (JP5)
- Enregistreur (JP6)

6.8. CI KEYBOARD SIDE : WSM0174A

6.8.1. Généralités

Ce circuit comprend 7 boutons poussoirs et sert d'interface entre l'utilisateur et la machine. Les signaux de commande transitent via le connecteur JP1 circuit "CLAVIER HAUT" puis vers le la CPU.

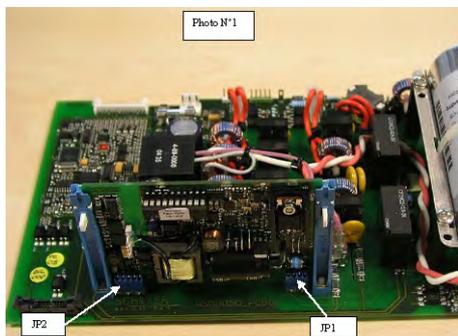
6.9. CI BATTERIE 1 : WSM0175A

6.9.1. Généralités

Ce circuit est vissé sur la cuve batterie du bas et sert uniquement d'adaptateur pour la batterie 1. Les contacts JP1, JP2 et JP3 font la liaison avec la batterie et le connecteur J306M permet de raccorder l'ensemble au circuit d'alimentation.

6.10. CI STIMULATEUR : WSM0059A

6.10.1. Généralités:



Le stimulateur est une option du DG5000. Il est monté perpendiculairement sur la carte Défibrillateur. Son maintien mécanique est assuré par deux guides qui sont fixés sur la carte Défibrillateur. La liaison électrique entre le stimulateur et le Défibrillateur est assurée par deux connecteurs carte à carte. Le connecteur JP1 véhicule les impulsions délivrées par le stimulateur et le connecteur JP2 véhicule les alimentations et les signaux de communication et de contrôle du stimulateur (photo N°1).

Le contrôle du stimulateur s'effectue à partir des touches de contrôle de la face avant. Il opère suivant trois modes de fonctionnement et délivre des impulsions de stimulation de forme rectangulaire régulées en courant.

Le mode de fonctionnement **FIXE** est un mode de stimulation asynchrone qui délivre les impulsions à la fréquence réglée par l'utilisateur. La largeur des impulsions est de 40 ms.

Le mode de fonctionnement **OVERDRIVE** est lui aussi un mode de stimulation asynchrone. Il délivre les impulsions de stimulation à une fréquence triple de celle réglée par l'utilisateur. La largeur des impulsions est de 20 ms.

Le mode de fonctionnement **DEMANDE** est un mode de stimulation synchrone. Il est régulé par le signal QRS_TRIGGER et rythmé par la fréquence réglée par l'utilisateur. La largeur des impulsions est de 40 ms.

La régulation en courant des impulsions de stimulation est spécifiée pour des impédances patient allant de 200 Ω à 1000 Ω . Toutefois elle reste encore opérationnelle pour des impédances comprises entre 0 Ω et 200 Ω . Au-delà de 1000 Ω , la régulation de courant n'est plus opérationnelle. La forme rectangulaire de l'impulsion de stimulation tend progressivement, au fur et à mesure de l'augmentation de l'impédance, vers une forme trapézoïdale.



Le condensateur H.T. C16 peut être chargé à des tensions supérieures à 200 V.

Avant toute intervention sur le stimulateur, assurez-vous que celui-ci. soit déchargé.

6.10.2. Structure :

Le stimulateur est sous le contrôle du micro-contrôleur Analog de la carte CPU-ANALOG board par l'intermédiaire d'une liaison série RS-232 et des signaux de contrôle dédiés.

La voie de sortie du stimulateur est multiplexée avec la voie de sortie du Défibrillateur à l'aide d'un relais de sortie. En l'absence de choc de défibrillation, c'est la voie du stimulateur qui reste sélectionnée. Le relais de sortie est sous le contrôle du circuit de commande de choc du Défibrillateur (**voir Fig.1**)

Le stimulateur est composé de deux zones distinctes qui sont :

- La zone non flottante
- La zone flottante

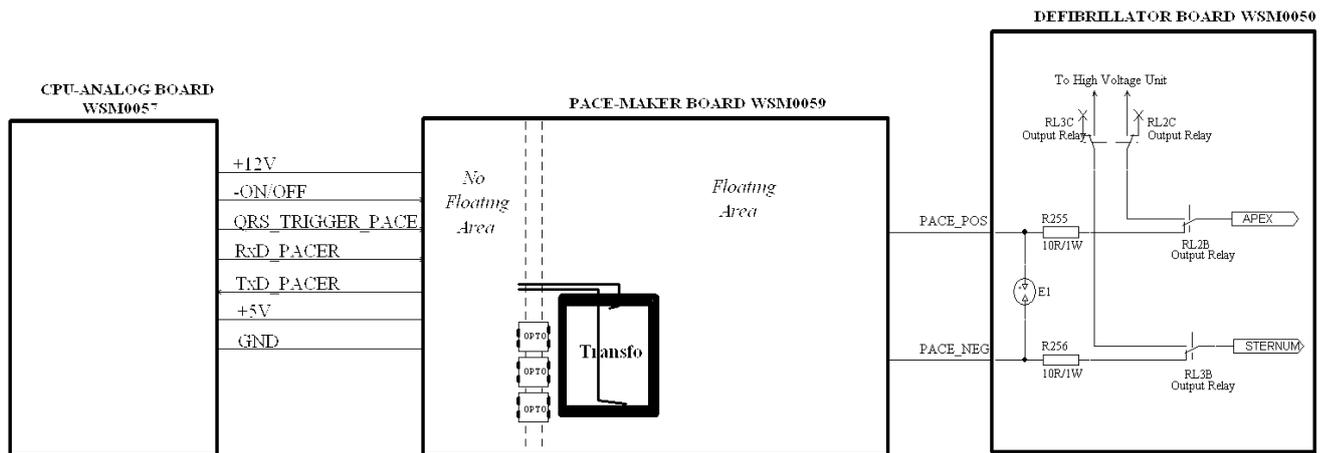
L'isolation entre la zone non flottante et la zone flottante est réalisée par opto-coupleurs et transformateur.

Notice technique

La zone non flottante est essentiellement constituée des circuits de communication et du convertisseur DC/DC qui fournit l'alimentation de la zone flottante.

La zone flottante est constituée des circuits de commande, de contrôle, de mesure, de sécurité et de puissance.

Fig. N°1



L'alimentation du stimulateur est protégée par un fusible de 750 mA / 125 V.

6.10.3. Description de la zone non flottante :

La zone non flottante est alimentée à partir de la carte CPU-ANALOG board avec du +12 V et du +5 V. C'est à partir du +12 V et par l'intermédiaire du convertisseur DC/DC que sont générées les tensions d'alimentation de la zone flottante.

6.10.3.1. Convertisseur DC/DC :

Le convertisseur DC/DC est alimenté à partir du +12 V et délivre aux secondaires du transformateur TR1 les tensions d'alimentation de la zone flottante. Il est construit autour du circuit de contrôle U7 et fonctionne en mode "Free Running" à 90 kHz. L'attaque des primaires du transformateur TR1 qui fonctionne en mode PUSH-PULL se fait par l'intermédiaire d'un étage de puissance constitué par Q1 et Q2. L'activation du convertisseur DC/DC est contrôlée par le signal -ON/OFF_PACER qui est délivré par une bascule de sortie du microcontrôleur Analog.. Elle correspond aussi à la mise en route du stimulateur.

Le fusible F1 (750 mA) et la diode D1 assure la protection du stimulateur en cas de court-circuit et/ou une mauvaise polarité de la tension d'alimentation +12 V.

La constante de temps du circuit R3, C1 détermine la fréquence de découpage du convertisseur et la constante de temps du circuit R11, C1 détermine la durée du "dead time" entre les impulsions de découpage.

Notice technique

6.10.3.2. Circuits de communication :

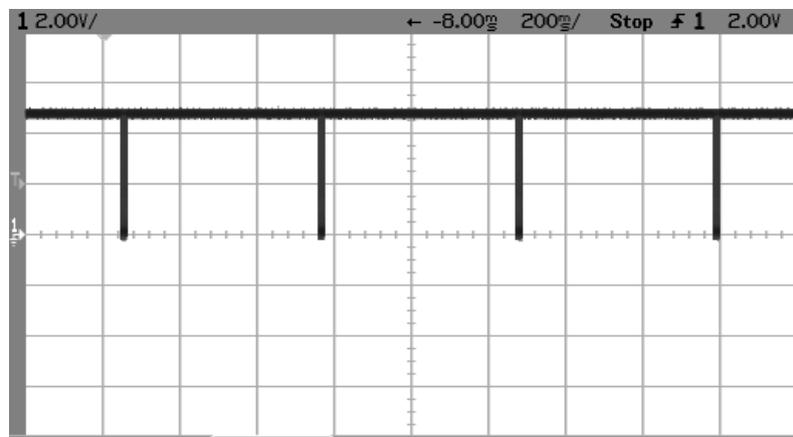
Les circuits de communication sont essentiellement constitués par les opto-coupleurs (U8, U9 et U10) et les transistors de commande (Q7 et Q11) associés. Ils sont alimentés dans la zone non flottante par du +5 V et dans la zone flottante par F-UPM.

Les signaux TxD_PACER et RxD_PACER forment une liaison série RS-232 qui assure la communication entre le micro-contrôleur du stimulateur et le micro-contrôleur Analog. Elle fonctionne à un Baud-rate de 4800.

Le signal QRS_TRIGGER délivre l'impulsion de la fréquence cardiaque nécessaire au stimulateur lorsqu'il opère en mode DEMANDE. Le signal est délivré par le préamplificateur huit canaux.

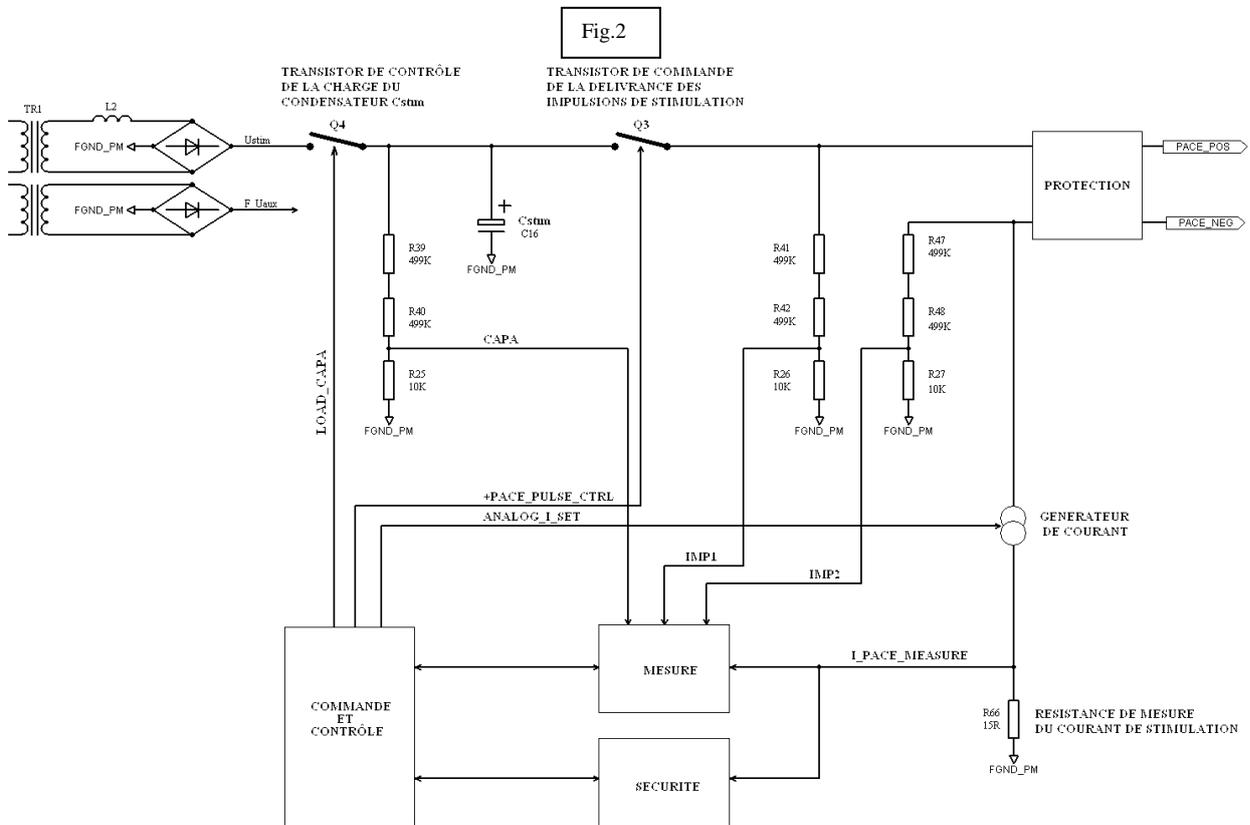
Remarque :

Le signal TxD_PACER est délivré en continu dès la mise en route du stimulateur. La fréquence de récurrence des trames est de 512 ms.



6.10.4. Description de la zone flottante :

La zone flottante est constituée des circuits de commande, de contrôle, de mesure, de sécurité et de puissance (Fig.2).



6.10.4.1. Circuit de puissance :

Le rôle du circuit de puissance consiste à fournir l'énergie et à produire la mise en forme des impulsions délivrées par le stimulateur. Les impulsions de stimulation ont une forme rectangulaire et sont réglées en courant.

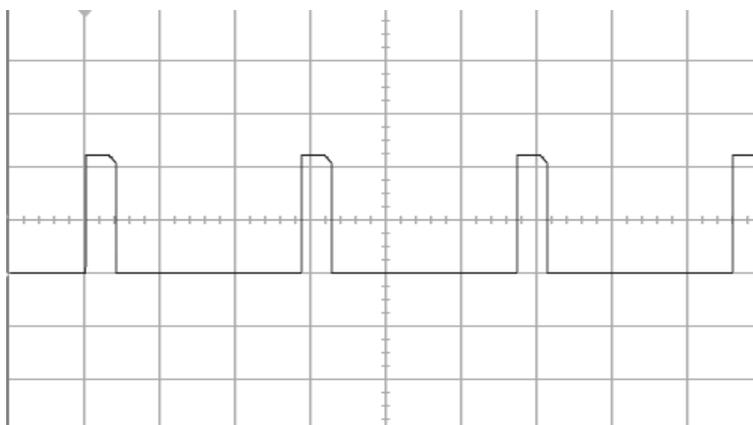
Le circuit de puissance est constitué des éléments suivants :

- Une self (L2) de limitation du courant de charge du condensateur (C16).
- Un redressement double alternance (D2, D3, D4 et D5).
- Un transistor (Q4) de contrôle de la charge du condensateur (C16) de stockage de l'énergie de l'impulsion de stimulation.
- Un condensateur (C16) de stockage de l'énergie de l'impulsion de stimulation..
- Un transistor (Q5) de contrôle de la délivrance des impulsions de stimulation.
- Un générateur de courant (Q13, U3A) qui contrôle l'amplitude du courant des impulsions de stimulation.

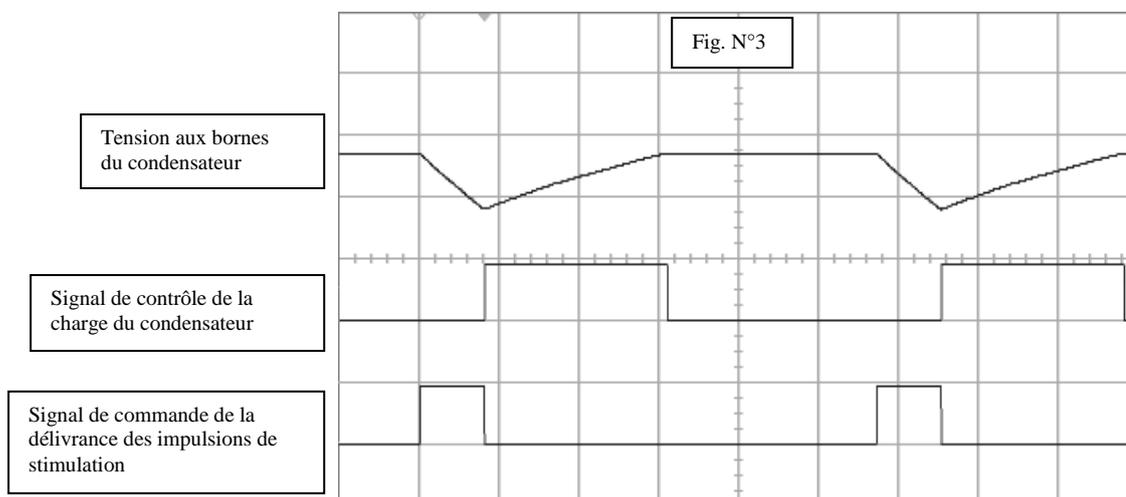
Notice technique



La forme rectangulaire de l'impulsion délivrée peut être tronquée (écornée) sur la fin du plateau dans le cas d'une stimulation à courant et impédance de patient maximal



L'énergie des impulsions de stimulation est fournie par le condensateur C16. La charge du condensateur pour la compensation de l'énergie délivrée est débutée à la fin de chaque impulsion de stimulation (**Fig.3**). La mesure de la tension de charge du condensateur C16 est mesurée par l'intermédiaire du pont diviseur constitué par R39, R40 et R25. L'amplitude de la tension de charge du condensateur C16 est asservie sur la mesure de la tension aux bornes du patient. Elle permet de limiter la puissance dissipée dans le générateur de courant lorsque l'impédance du patient devient faible. La mesure de la tension aux bornes du patient est réalisée par l'intermédiaire des ponts de mesure constitués par R41, R42, R26 et R47, R48, R27.

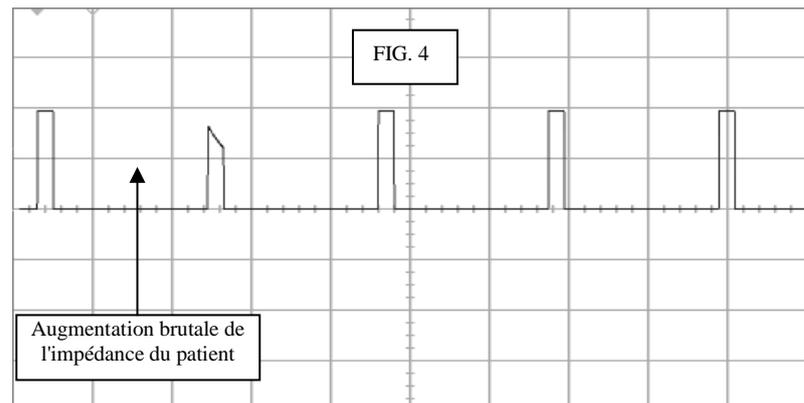


Notice technique



L'asservissement de la tension du condensateur C16 est fait à partir de la mesure de la tension aux bornes du patient pendant l'impulsion de stimulation précédant la charge du condensateur.

Dans le cas d'une variation brutale (augmentation) de l'impédance du patient, la forme rectangulaire et l'amplitude du courant des premières impulsions de stimulation délivrées après l'occurrence de cette variation ne sont plus conformes. Le nombre d'impulsions non conforme reste limité à trois. Le chronogramme ci-dessous (**Fig.4**), a été obtenu pour une variation de 200 Ω à 1000 Ω.



6.10.4.2. Circuit de mesure :

Le circuit de mesure est essentiellement constitué d'un convertisseur Analogique-numérique (U12) qui est sous le contrôle du micro-contrôleur U13 par l'intermédiaire d'une liaison série SPI constituée des signaux CLK_ADC, CS_ADC, DI_ADC et DO_ADC.

Le rôle du circuit de mesure consiste à mesurer les paramètres suivants :

- Le courant de stimulation : I_PACE_MEASURE
- La tension de charge du condensateur C16 : CAPA
- Les tensions aux bornes du patient : IMP1 et IMP2

La tension de référence du convertisseur analogique-numérique est délivrée par D16. Elle est égale à 2,5 V.

Le courant de stimulation I_PACE_MEASURE est mesuré aux bornes de la résistance de mesure R66. La tension développée aux bornes de la résistance de mesure par le courant de stimulation est appliquée, par l'intermédiaire du suiveur U1A, à l'entrée du convertisseur analogique-numérique U12. Le réseau R55, C33 constitue un filtre passe_bas et R55, R56 en association avec D11 assurent une protection contre les sur-tensions.

La tension de charge du condensateur C16 est mesurée par l'intermédiaire du pont de mesure R39, R40 et R25 qui délivre le signal CAPA. Celui-ci est appliqué, par l'intermédiaire du suiveur U1D, à l'entrée du convertisseur analogique-numérique U12. La tension de charge du condensateur C16 est asservie sur la différence de tension des signaux IMP1 et IMP2 mesurés aux bornes du patient. Lorsqu'elle diminue, la tension de charge du condensateur C16 diminue également. Toutefois, la valeur maximum est plafonner à 186 V et la valeur minimale est limitée à 70 V.

Les tensions aux bornes du patient sont mesurées par l'intermédiaire du pont de mesure R41, R42, R26 et du pont de mesure R47, R48,

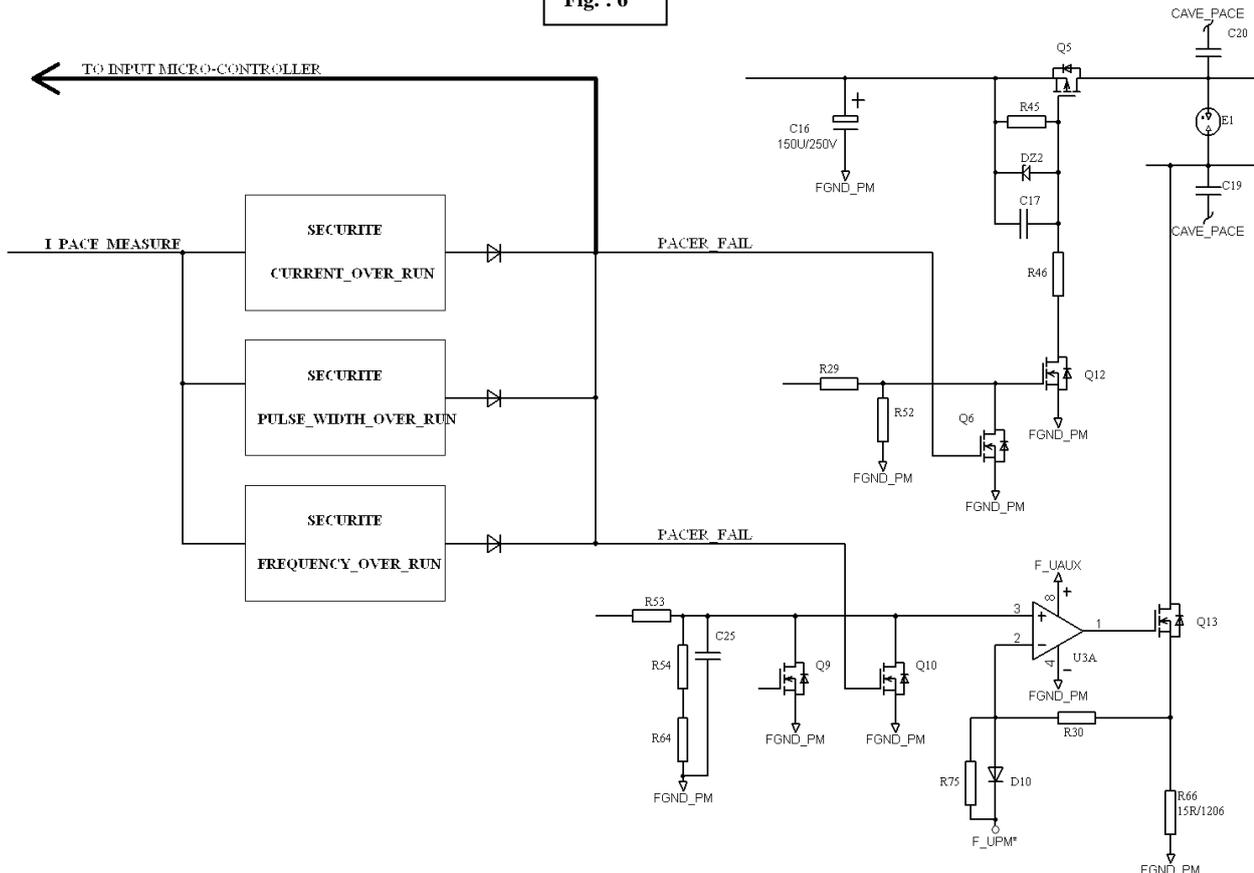
Notice technique

R27 qui délivrent les signaux IMP1 et IMP2. Ces deux signaux sont appliqués, par l'intermédiaire des suiveurs U1B et U1C aux entrées du convertisseur analogique-numérique U12.

6.10.4.3. Circuits de sécurité :

Le rôle des circuits de sécurité est d'empêcher le stimulateur de délivrer des impulsions de stimulation dont les paramètres dépassent les valeurs limites maximales (**Fig : 6**).

Fig : 6



Les circuits de sécurité agissent sur les paramètres suivants :

- Le courant de stimulation : CURRENT_OVER_RUN
- La largeur de l'impulsion de stimulation : PULSE_WIDTH_OVER_RUN
- La fréquence de stimulation : FREQUENCY_OVER_RUN

Lorsqu'il y a un dépassement de valeur sur l'un des paramètres, le circuit de sécurité adéquat délivre un signal d'erreur qui bloque directement, par l'intermédiaire de la porte OU constituée de D12, D13 et R65, le transistor de commande de la délivrance des impulsions de stimulation et annule le courant de stimulation en agissant sur le signal de contrôle du générateur de courant. Simultanément, l'information PACER_FAIL est aussi transmise au micro-contrôleur U13.

Notice technique



Le déclenchement d'un des circuits de sécurité provoque l'arrêt du stimulateur et l'affichage d'un message d'erreur.

La surveillance des valeurs limites des paramètres de l'impulsion de stimulation est réalisée à partir du signal I_PACE_MEASURE. Ce signal véhicule les informations de l'amplitude du courant de l'impulsion de stimulation, de la largeur de l'impulsion de stimulation et de la fréquence des impulsions de stimulation. Le comparateur construit autour de U2B assure la mise en forme, à un niveau logique, du signal I_PACE_MEASURE. Il permet de reconnaître des impulsions de stimulation dont l'amplitude de courant est inférieure à 35 mA.

Sécurité CURRENT OVER RUN :

Le signal I_PACE_MEASURE est appliqué, par l'intermédiaire du suiveur U1A, à l'entrée du comparateur U2A. Le seuil de comparaison de U2A, réalisé par le pont diviseur constitué de R63 et R68, fixe la limite du courant de stimulation qui déclenche la sécurité CURRENT_OVER_RUN. Lorsque la limite est dépassée, la sortie du comparateur U2A déclenche la bascule R/S qui délivre un signal d'erreur CURRENT_OVER_RUN. Ce signal génère par l'intermédiaire de la diode D2 le signal PACER_FAIL qui bloque le transistor de commande de la délivrance des impulsions de stimulation et annule le courant de stimulation. Le signal PACER_FAIL est aussi transmis au micro-contrôleur U13. Celui-ci transmet l'information, par l'intermédiaire de la liaison série, au micro-contrôleur ANALOG qui commande l'arrêt du stimulateur.

Sécurité PULSE WIDTH OVER RUN :

Le signal I_PACE_MEASURE est appliqué, par l'intermédiaire du suiveur U1A, à l'entrée du comparateur U2B. Celui-ci assure une mise en forme du signal I_PACE_MEASURE qui permet de prendre en compte des impulsions de stimulation avec des courants aussi faible que 25 mA. Le signal délivré par la sortie du comparateur U2B attaque sur son front de montée l'entrée du mono-stable U6A. Celui-ci délivre une impulsion active à l'état bas qui fixe la limite maximale de la largeur de l'impulsion de stimulation. Cette impulsion est appliquée simultanément, avec le signal délivré par le comparateur U2B, à la porte logique U4B. Si la durée de l'impulsion de stimulation dépasse la durée de l'impulsion générée par le mono-stable U6A, la sortie de la porte logique U4B passe à l'état bas et déclenche la bascule R/S. Celle-ci délivre sur sa sortie PULSE_WIDTH_OVER_RUN le signal d'erreur PACER_FAIL qui bloque le transistor de commande de la délivrance des impulsions de stimulation et annule le courant de stimulation en agissant sur le signal de contrôle du générateur de courant. Simultanément, le signal PACER_FAIL est aussi transmis au micro-contrôleur U13. Celui-ci transmet l'information, par l'intermédiaire de la liaison série, au micro-contrôleur ANALOG qui commande l'arrêt du stimulateur.

La ré-initialisation de la bascule R/S est provoquée par le signal – FOR_INHIB qui est actif à l'état bas.



Dans le cas d'un défaut qui affecte le courant de stimulation en réduisant son amplitude en-delà de 25 mA, les sécurités PULSE_WIDTH_OVER_RUN et FREQUENCY_OVER_RUN ne sont plus opérationnelles.

Sécurité FREQUENCY OVER RUN :

Le signal I_PACE_MEASURE est appliqué, par l'intermédiaire du suiveur U1A, à l'entrée du comparateur U2B. Celui-ci assure une mise en forme du signal I_PACE_MEASURE qui permet de prendre en compte des impulsions de stimulation avec des courants aussi faible que 25 mA. Le signal délivré par la sortie du comparateur U2B attaque sur son front de descente l'entrée du mono-stable U6B. Celui-ci délivre une impulsion active à l'état haut qui fixe la limite maximale de la fréquence de stimulation. Cette impulsion est appliquée simultanément avec le signal délivré par le comparateur U2B à la porte logique U5C. Si la durée entre deux impulsions de stimulation consécutives est inférieure à la durée de l'impulsion délivrée par le mono-stable U6B, la sortie de la porte logique U5C passe à l'état bas et déclenche la bascule R/S. Celle-ci délivre sur sa sortie FREQUENCY_OVER_RUN le signal d'erreur PACER_FAIL qui bloque le transistor de commande de la délivrance des impulsions de stimulation et annule le courant de stimulation en agissant sur le signal de contrôle du générateur de courant. Simultanément, le signal PACER_FAIL est aussi transmis au micro-contrôleur U13. Celui-ci transmet l'information par l'intermédiaire de la liaison série au micro-contrôleur ANALOG qui commande l'arrêt du stimulateur. La ré-initialisation de la bascule R/S est provoquée par le signal –FOR_INHIB qui est actif à l'état bas.



La sécurité OVER_RUN_FREQUENCY est inhibée lorsque le stimulateur opère en mode OVERDRIVE.

Cette inhibition est activée par l'intermédiaire du signal –FOR_INHIB. Les autres sécurités restent opérationnelles.

Le signal de RESET généré par le superviseur de tension U14 agit aussi sur le signal PACER_FAIL de la même manière que le font les trois sécurités. Toutefois, l'impulsion de RESET n'entraîne pas l'arrêt du stimulateur. Elle empêche seulement la délivrance d'une impulsion parasite pendant les phases de mise en route et arrêt du stimulateur.

6.10.4.4. Circuit de commande et de contrôle :

Le circuit de commande et de contrôle est essentiellement constitué du micro-contrôleur U13. Il fonctionne avec une horloge de 11,0592 MHz délivré par l'oscillateur Q14. Il délivre les différents signaux de commande et de contrôle et reçoit le signal d'état des circuits de sécurité. Il supporte aussi les signaux de communication avec le convertisseur analogique-numérique, le micro-contrôleur ANALOG et le préamplificateur huit canaux.

- Les signaux CLK_ADC, CS_ADC, DI_ADC et DO_ADC forment une liaison série synchrone qui assure la communication avec le convertisseur analogique-numérique U12.
- Les signaux RxD_PACER et TxD_PACER forment une liaison série RS-232 qui assure la communication avec le micro-contrôleur ANALOG.
- Le signal QRS_TRIGGER_FLOAT délivre au micro-contrôleur U13 l'information de synchronisation QRS pour le mode de fonctionnement en mode DEMANDE.
- Le signal LOAD_CAPA commande et contrôle la charge du condensateur C16. Le transistor Q3 assure la translation de niveau entre le signal de commande LOAD_CAPA et le transistor de contrôle Q4 de la charge du condensateur C16.

Notice technique

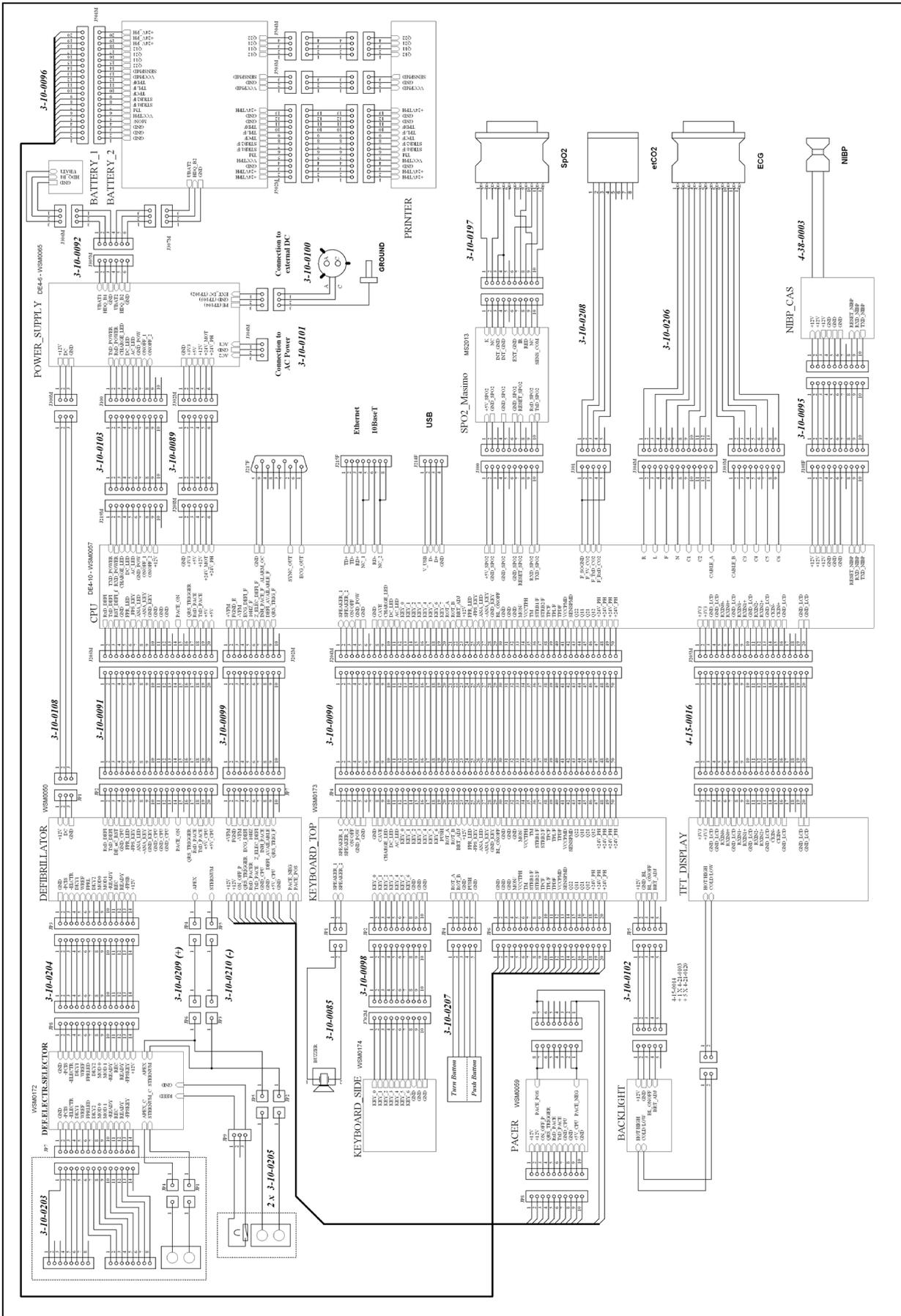
- Le signal PACE_PULSE_CTRL commande la délivrance des impulsions de stimulation. Le transistor Q12 assure la translation de niveau entre le signal de commande PACE_PULSE_CTRL et le transistor de contrôle Q5 de la délivrance des impulsions de stimulation.
- Le signal –PACE_PULSE_CTRL agit sur la tension de réglage du générateur de courant par l'intermédiaire du transistor Q9. Pendant la phase de délivrance de l'impulsion de stimulation, le transistor Q9 reste bloqué et n'a aucune influence sur la tension de réglage du générateur de courant. En-dehors de la phase de délivrance de l'impulsion de stimulation, le transistor Q9 est saturé et force la tension de réglage du générateur de courant à zéro.
- Le signal –FOR_INHIB délivré par le micro-contrôleur U13 est utilisé comme signal de reset des bascules R/S des circuits de sécurité. Il commande aussi l'inhibition de la sécurité FREQUENCY_OVER_RUN lorsque le stimulateur opère en mode DEMANDE.
- Le signal d'erreur PACER_FAIL délivré par les circuits de sécurité informe le micro-contrôleur U13 du déclenchement de l'une des sécurités.
- Le signal PWM_I_SET délivré par le micro-contrôleur U13 contrôle le courant des impulsions de stimulation. Il agit par modulation en largeur d'impulsion. Le filtre passe-bas construit autour de U3B génère à partir du signal modulé en largeur d'impulsion le signal analogique ANALOG_I_SET de réglage de courant du générateur de courant. La constante de temps réalisée par R53, R54, R64 et C25 contrôle le front de montée du courant de l'impulsion de stimulation.

Notice technique**6.10.5. Description des signaux :**

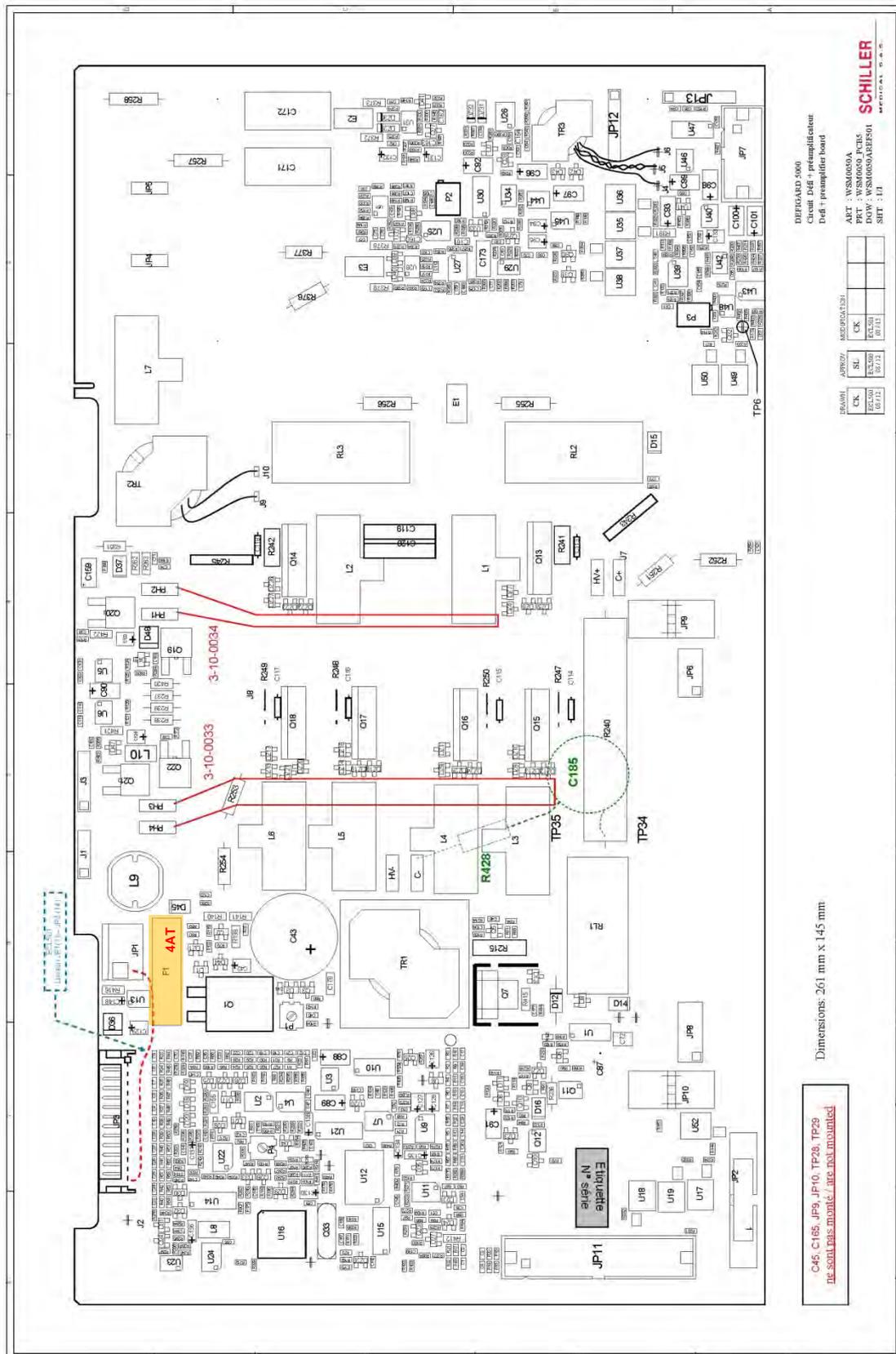
Signal	Description
ANALOG_I_SET	Signal analogique de réglage du courant de stimulation.
CAPA	Signal analogique de mesure de la tension de charge du condensateur.
CLK_ADC	Signal d'horloge du convertisseur analogique-numérique U12. Délivré par le micro-contrôleur U13.
CS_ADC	Signal de sélection du convertisseur analogique-numérique U12. Délivré par le micro-contrôleur U13. Actif à l'état bas.
CURRENT_OVER_RUN	Signal d'erreur délivré par le circuit de sécurité CURRENT_OVER_RUN. Actif à l'état haut.
FREQUENCY_OVER_RUN	Signal d'erreur délivré par le circuit de sécurité FREQUENCY_OVER_RUN. Actif à l'état haut.
DI_ADC	Signal de données que le micro-contrôleur U13 délivre au convertisseur analogique-numérique U12.
DO_ADC	Signal de données que le micro-contrôleur U13 reçoit du convertisseur analogique-numérique U12.
IMP1	Signal analogique de mesure de la tension sur la sortie positive du stimulateur. La différence avec le signal mesuré en IMP2 donne la tension aux bornes du patient.
IMP2	Signal analogique de mesure de la tension sur la sortie négative du stimulateur. La différence avec le signal mesuré en IMP1 donne la tension aux bornes du patient.
I_PACE_MEASURE	Signal analogique de mesure du courant de stimulation.
-ON/OFF_PACER	Signal de commande de la mise en marche du stimulateur. Actif à l'état bas.
PACER_FAIL	Signal d'erreur délivré par les circuits de sécurité. Actif à l'état haut.
PULSE_WIDTH_OVER_RUN	Signal d'erreur délivré par le circuit de sécurité PULSE_WIDTH_OVER_RUN. Actif à l'état haut.
PWM_I_SET	Signal de réglage du courant de stimulation. Modulé en largeur d'impulsion.
QRS_TRIGGER_FLOAT	Signal de synchronisation QRS de la zone flottante. Utilisé pour le mode de fonctionnement DEMANDE. Actif à l'état haut.
QRS_TRIGGER_PACER	Signal de synchronisation QRS délivré par le préamplificateur huit canaux. Utilisé pour le mode de fonctionnement DEMANDE. Actif à l'état haut.
RxD_PACER_FLOAT	Signal de réception de la liaison série RS-232 de la zone flottante. Signal transmis par le micro-contrôleur ANALOG au micro-contrôleur PACER.
TxD_PACER_FLOAT	Signal de transmission de la liaison série RS-232 de la zone flottante. Signal transmis par le micro-contrôleur PACER au micro-contrôleur ANALOG.
RxD_PACER	Signal de réception de la liaison série RS-232. Signal transmis par le micro-contrôleur PACER au micro-contrôleur ANALOG.
TxD_PACER	Signal de transmission de la liaison série RS-232. Signal transmis par le micro-contrôleur PACER au micro-contrôleur ANALOG.

7. Schémas et plans

7.1. Synoptique général



7.2. CI DEFI + PREAMPLI : WSM0050A



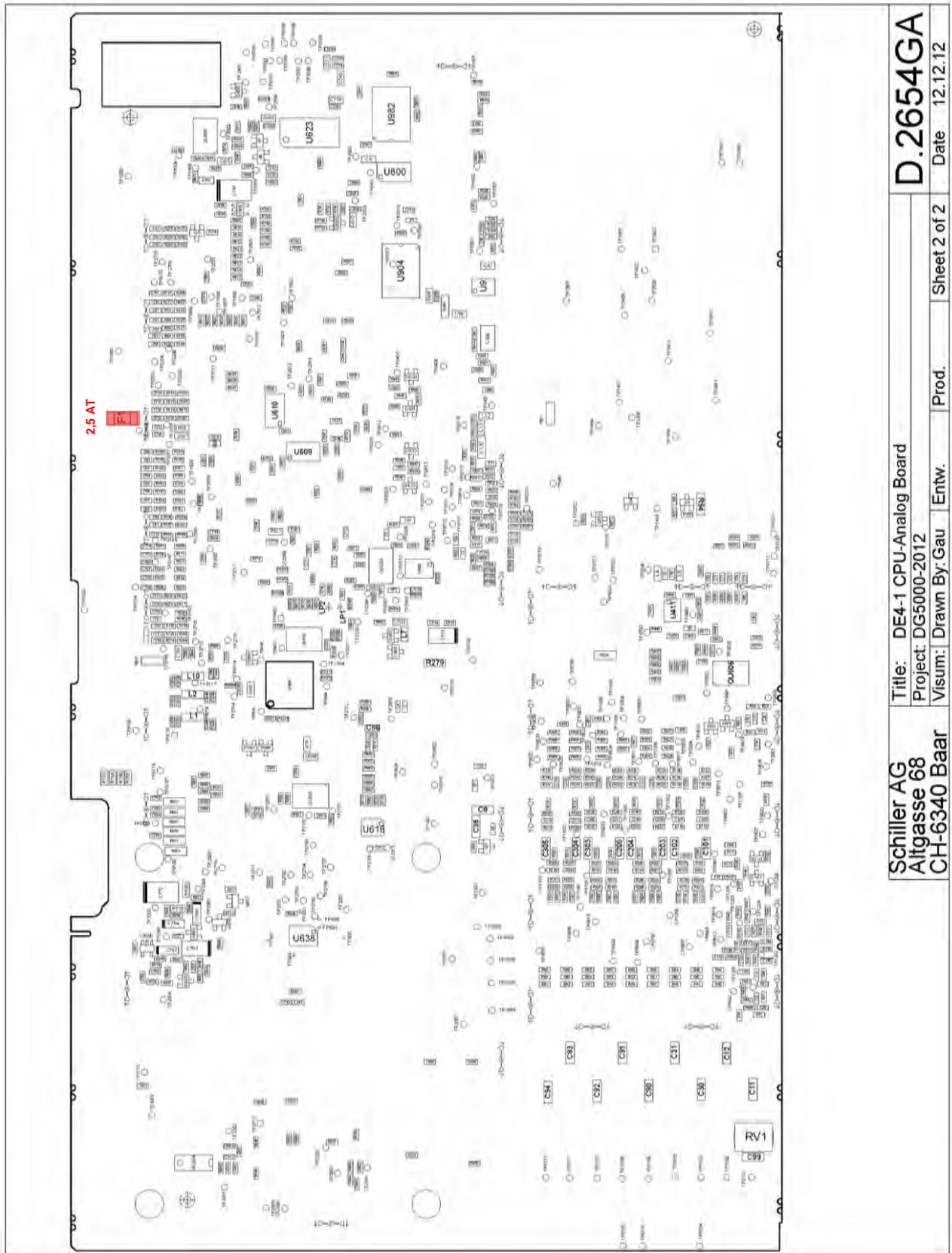
Dimensions: 261 mm x 145 mm

C45, C165, JP9, JP10, TP28, TP29
ne sont pas montés / are not mounted

DEFIGARD 5000	ART : WSM0050A
Circuit PCB pré-amplificateur	PRT : WSM0050 PCBIS
Dod: pré-amplifier board	DOV : WSM0050ARHE90
	SHT : 11

DRAMA/	APPROV.	INSPECTOR TECH.
CK	SL	CK
08/11	03/06	08/11
08/11	08/11	08/11

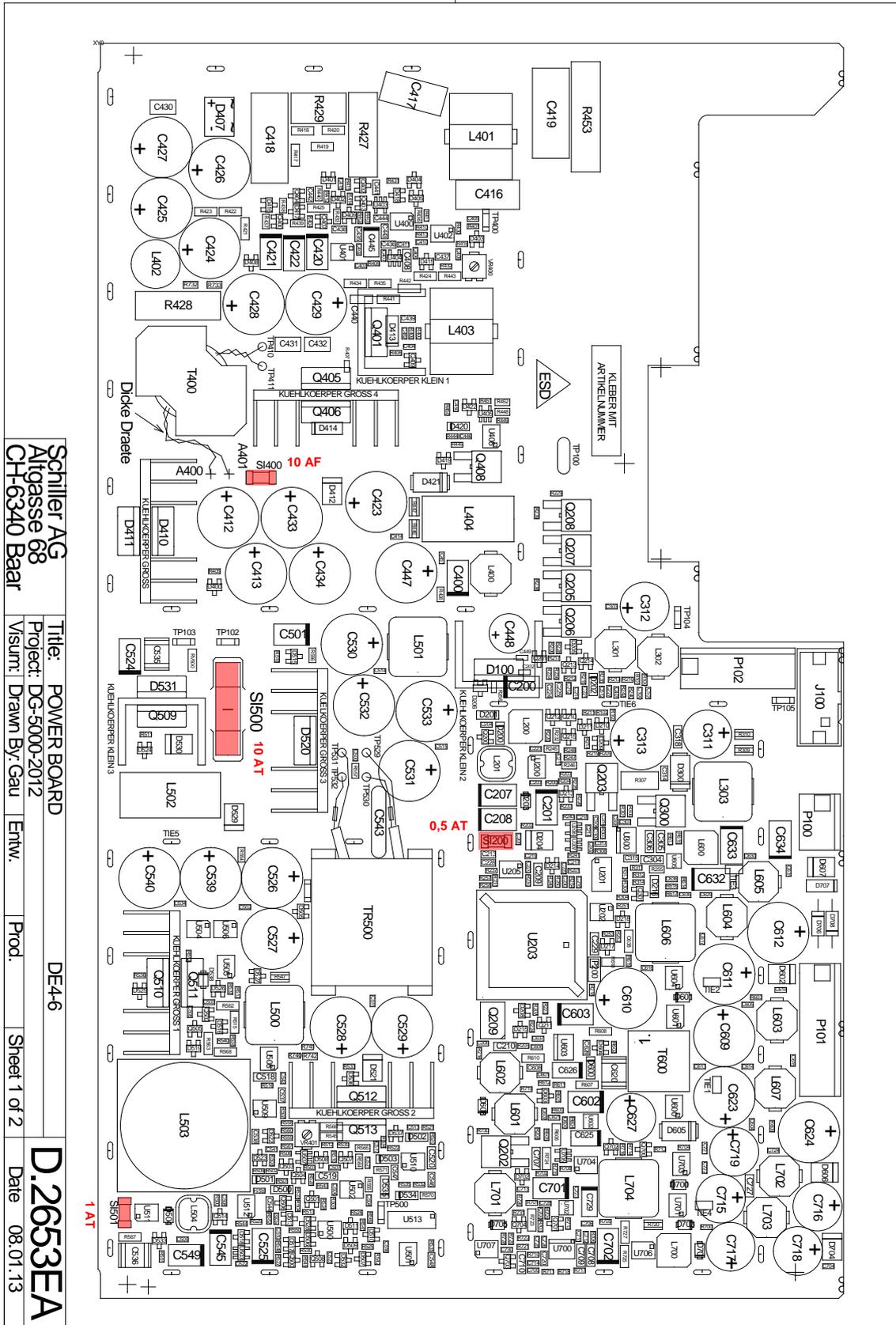
SCHILLER
MEDICAL S.p.A.



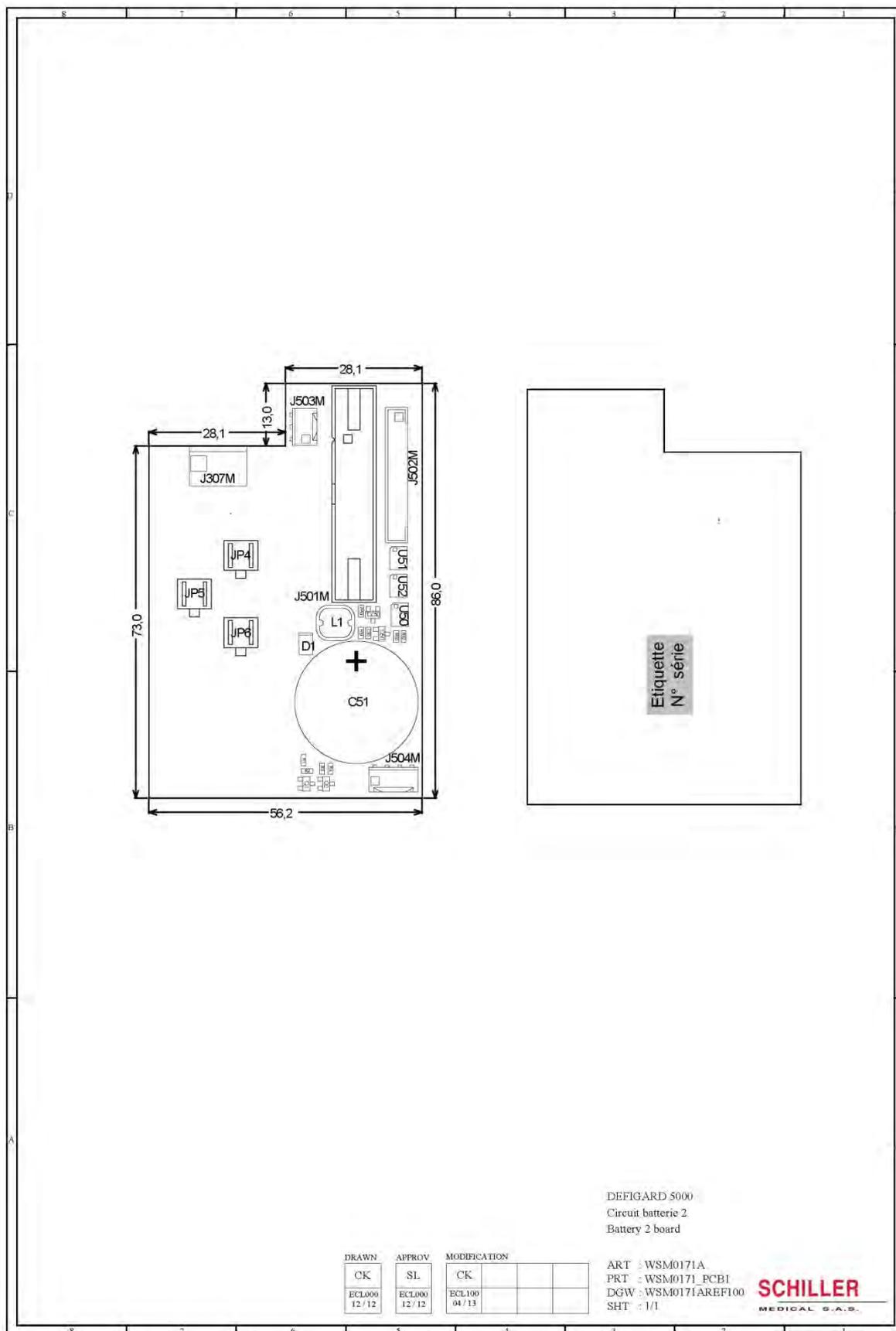
Schiller AG Altgasse 68 CH-6340 Baar	Title: DE4-1 CPU-Analog Board		D.2654GA	
	Project: DG5000-2012		Date: 12.12.12	
Visum: Drawn By: Gau		Entw. Prod. Sheet 2 of 2		

Notice technique

7.4. ALIMENTATION : 3.2653



7.5. CI BATTERIE 2 : WSM0171A



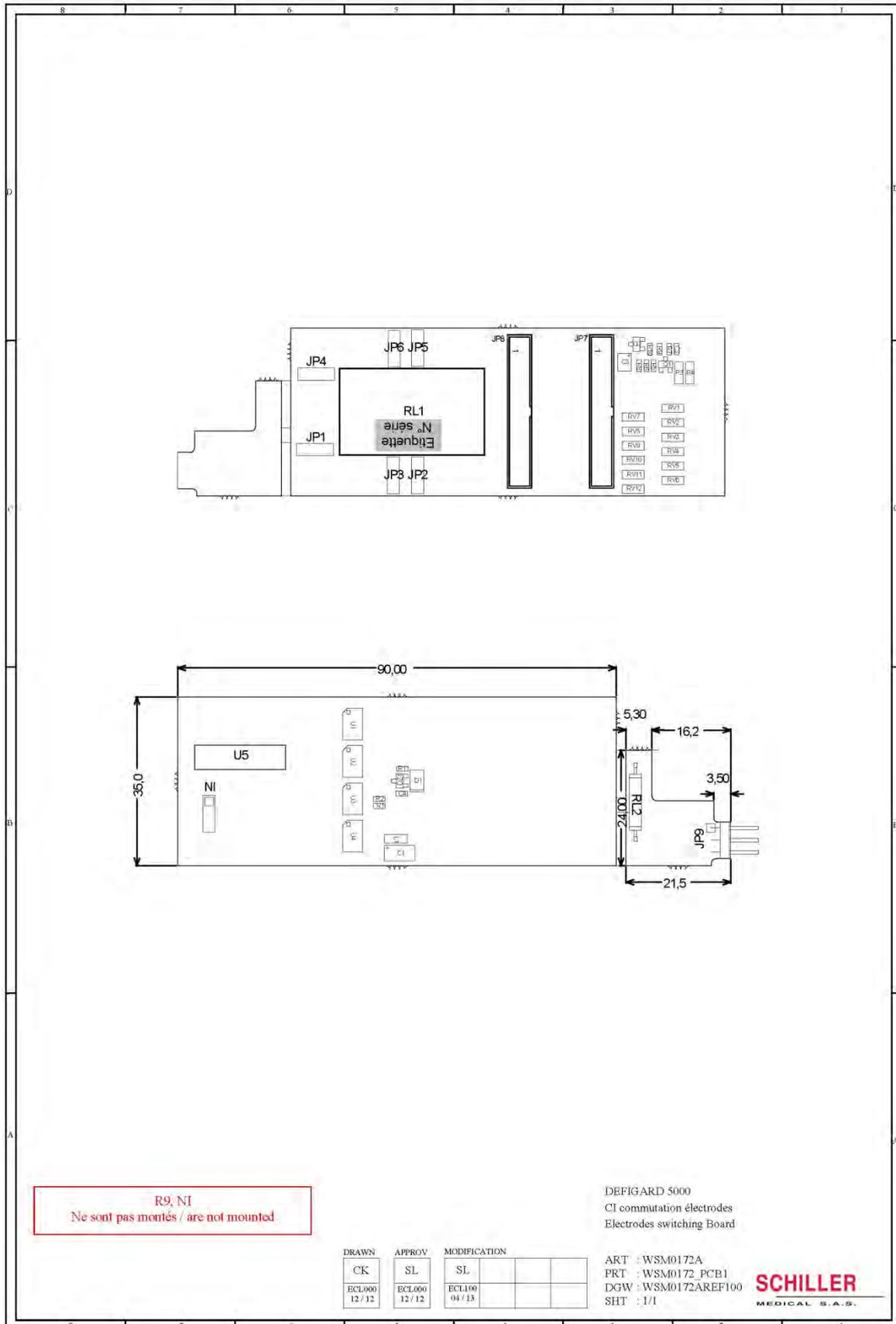
DEFIGARD 5000
 Circuit batterie 2
 Battery 2 board

DRAWN		APPROV		MODIFICATION			
CK		SL		CK			
ECL000	12/12	ECL000	12/12	ECL100	04/13		

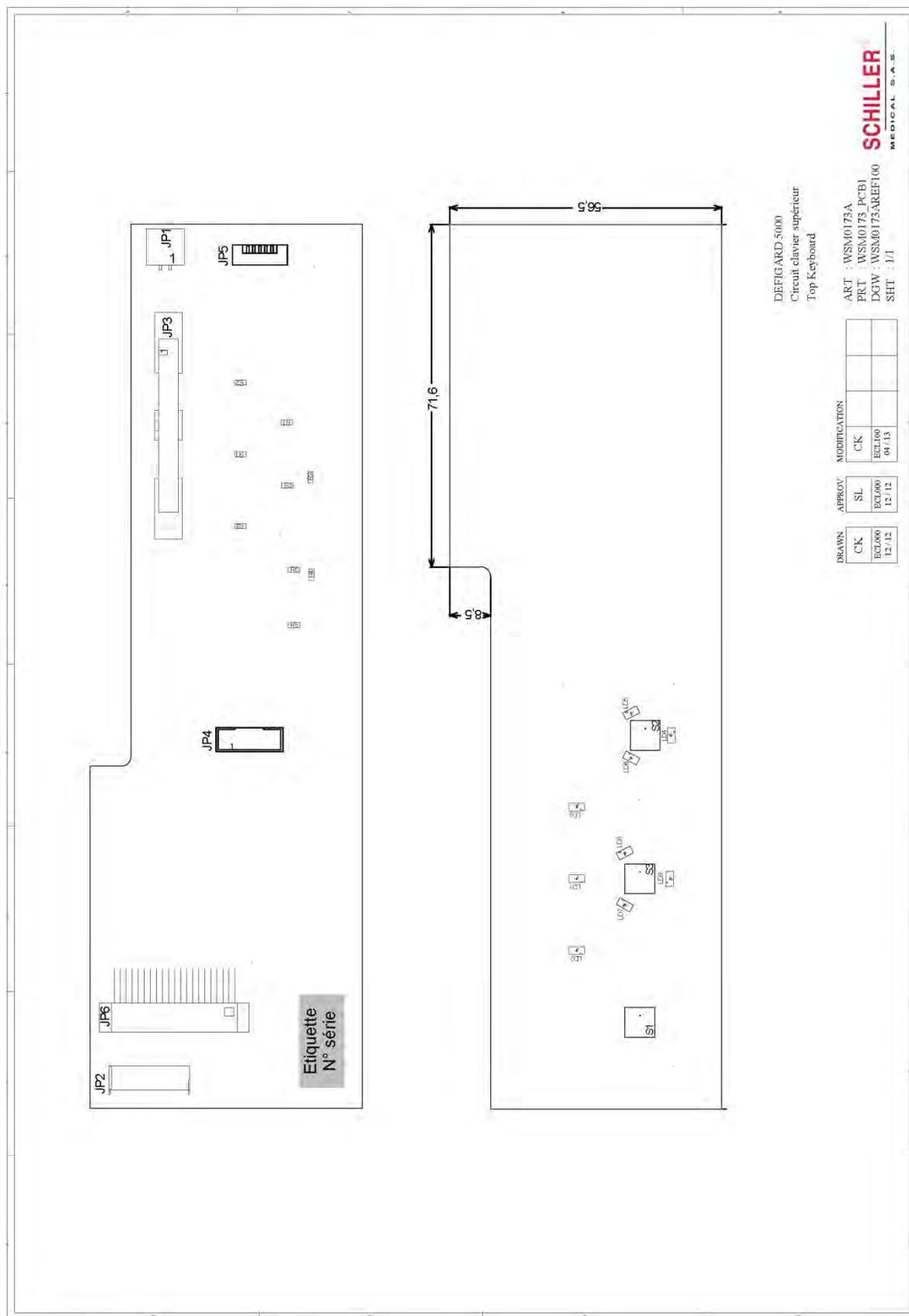
ART : WSM0171A
 PRT : WSM0171_PCB1
 DGW : WSM0171AREF100
 SHT : 1/1



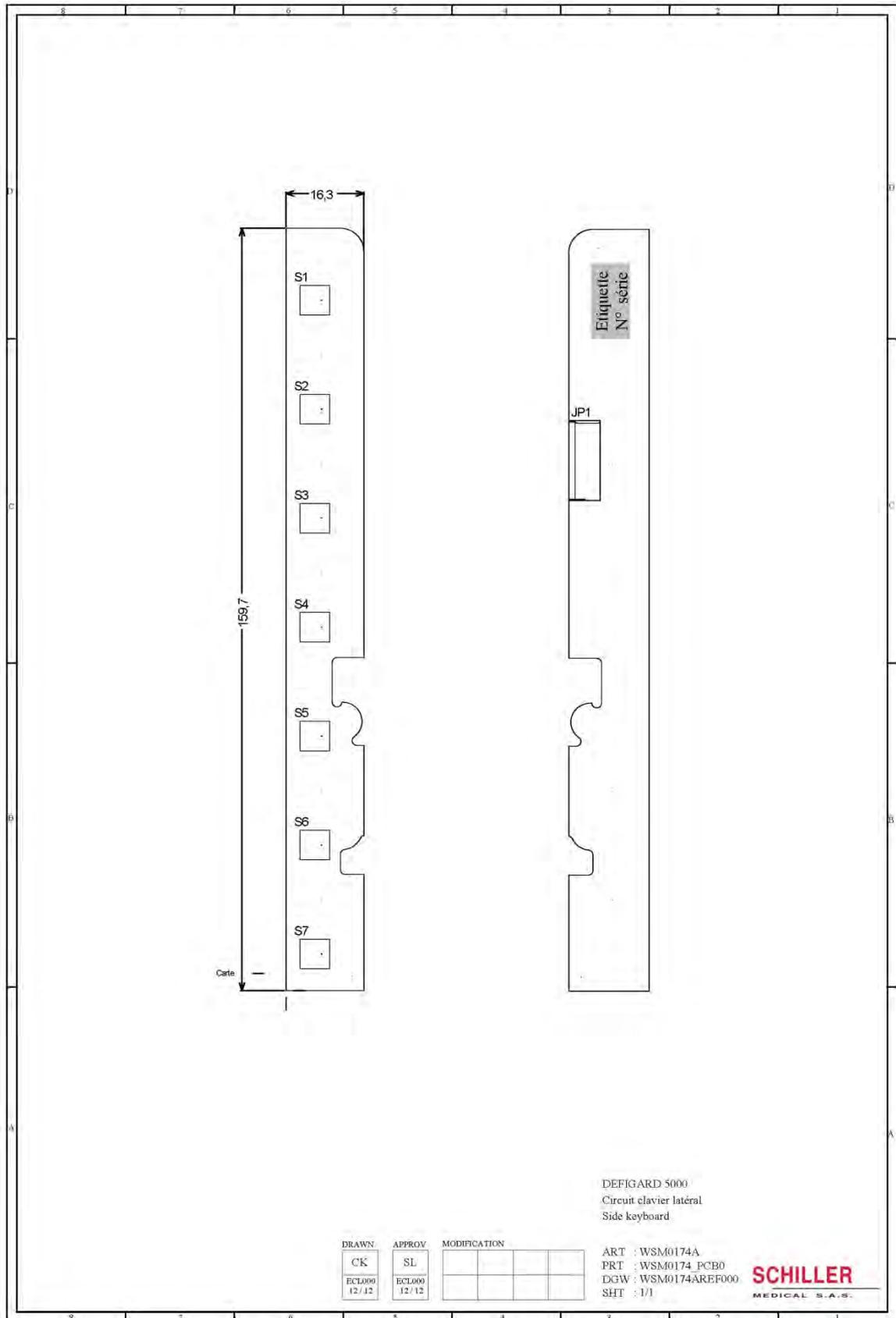
7.6. CI COMMUTATION ELECTRODE : WSM0172A



7.7. CI KEYBOARD TOP : WSM0173A



7.8. CI KEYBOARD SIDE : WSM0174A



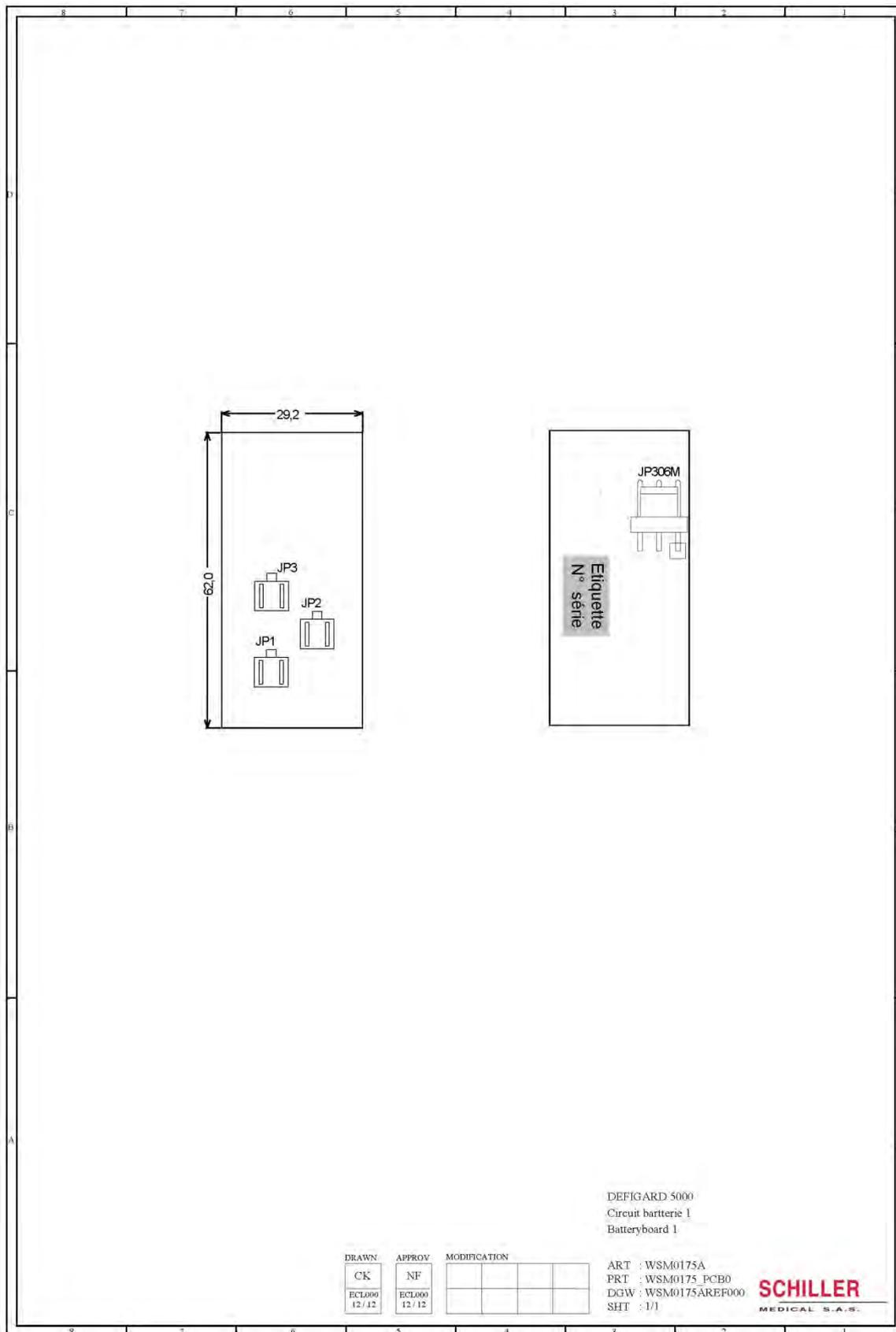
DEFIGARD 5000
Circuit clavier latéral
Side keyboard

DRAWN	APPROV	MODIFICATION
CK ECL009 12/12	SL ECL009 12/12	

ART : WSM0174A
PRT : WSM0174_PCB0
DGW : WSM0174AREF000
SHT : 1/1

SCHILLER
MEDICAL S.A.S.

7.9. CI BATTERIE 1 : WSM0175A



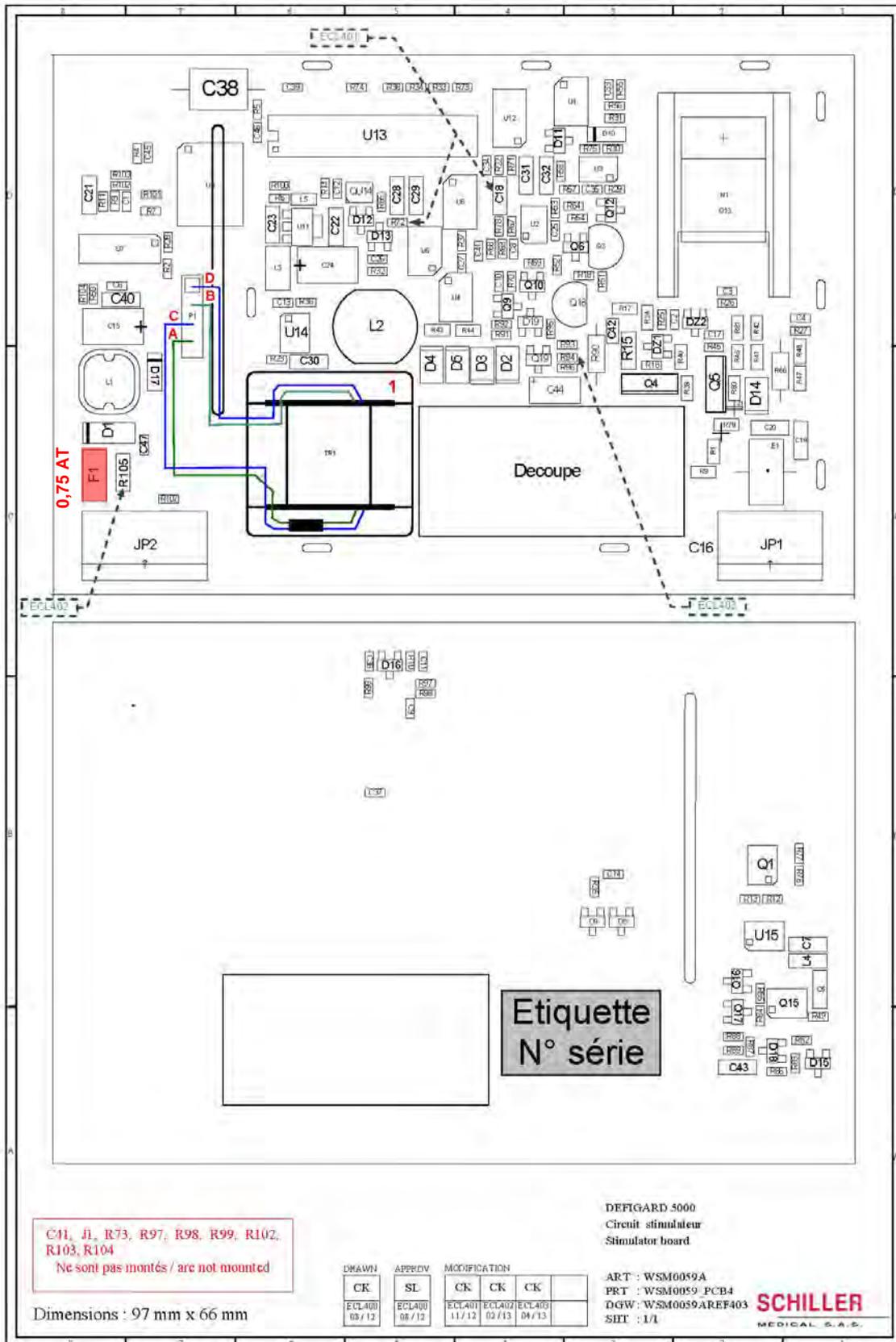
DEFIGARD 5000
Circuit batterie 1
Batteryboard 1

DRAWN	APPROV	MODIFICATION		
CK	NF			
ECL000 12/12	ECL000 12/12			

ART : WSM0175A
PRT : WSM0175_PCB0
DGW : WSM0175AREF000
SHT : 1/1

SCHILLER
MEDICAL S.A.S.

7.10. CI STIMULATEUR : WSM0059A



C41, J1, R73, R97, R98, R99, R102, R103, R104
 Ne sont pas montés / are not mounted

Dimensions : 97 mm x 66 mm

DRAWN		APPROV		MODIFICATION		
CK	SL	CK	CK	CK		
ECL400 03 / 12	ECL400 08 / 12	ECL401 11 / 12	ECL402 02 / 13	ECL403 04 / 13		

DEFIGARD 5000
 Circuit stimulateur
 Simulator board

ART : WSM0059A
 PRT : WSM0059-PCB4
 DGW : WSM0059AREF403
 SHH : 1/1



8. Données techniques

8.1. Caractéristiques du système

Fabriqué par	SCHILLER MEDICAL
Nom de l'appareil	DEFIGARD 5000
Dimensions	289 x 271 x 177 mm (h x l x p)
Poids	5,3 kg
Étanchéité	IPX 1
Alimentation	
Tension secteur	100 - 240 VAC, 50/60Hz
Puissance	120 VA
Autonomie batterie	Jusqu'à 2 h, avec option batterie supplémentaire jusqu'à 4 h.
Fusible secteur	2 x 200 mA pour 250 VAC, 2 x 315 mA pour 115 VAC
Alimentation externe	9 - 48 VDC max. 2,5 A L'appareil est approprié pour être utilisée sur un réseau d'alimentation selon la norme IEC 60601-1-2
Batterie	
Type	Lithium / ion 10,8 V 4,3 A.
Autonomie	190 chocs à énergie maximale ou 2 heures d'utilisation du moniteur (cyclique 30 minutes en marche, 30 min arrêté)
Conditions d'environnement	
Transport / stockage	Température -10 à + 50 °C Humidité relative de l'air 0 à 95 %, sans condensation Pression atmosphérique 700 à 1060 hPa
Utilisation	Température 0 à + 40 °C Humidité relative de l'air 30 à 95 %, sans condensation Pression atmosphérique 500 à 1060 hPa
Afficheur	
Type	LCD couleur haute définition avec rétro éclairage (800 X 600)
Dimensions	214 mm x 158,4 mm (10,4")
Enregistreur thermique	
Définition	8 points / mm (axe de l'amplitude), 40 points / mm (axes base de temps) pour 25 mm / s.
Papier	Thermoréactif, plié en Z, 72 mm de large et environ 20 m de long.
Base de temps	25, 50 mm / s
Largeur d'impression	Impression 3 canaux d'une largeur optimale sur 72 mm.
Entrées	Câble patient ECG, SPO2, PNI

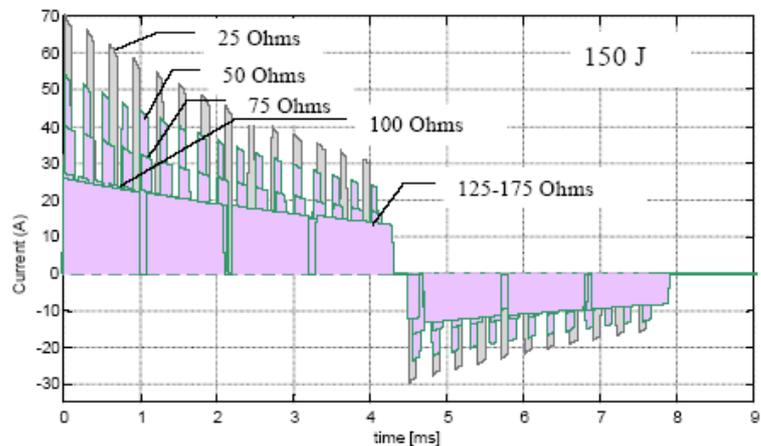
Interfaces

RS-232
Analogique pour synchro QRS, 1 canal ECG et alarme déportée
USB
Ethernet

8.2. Impulsion de défibrillation

Forme

- Impulsion de défibrillation modulée, avec deux phases pulsées et durée de phase physiologiquement optimale.
- Valeur constante du courant moyen délivré et de l'énergie libérée en fonction de la résistance du patient en utilisant des modulations d'impulsions en position de pause sur les deux phases.



Réglage standards de l'énergie

Adultes	130 -130 -150 J (configurable)
Enfants	15 -30 -50 J (configurable)
	(commutation automatique à la connexion des électrodes pour enfants)
Electrodes de poing	0 - 2 - 4 - 8 - 15 - 30 - 50 - 90 - 130 - 180 J.
Electrodes collantes	2 - 4 - 8 - 15 - 30 - 50 - 70 - 90 - 110 - 130 - 150 - 180 J.
Electrodes internes	2 - 4 - 6 - 8 - 15 - 30 J.
Tolérance à 50 Ω	Tolérance à 50 Ω : ± 3 J ou ± 15 % (la valeur la plus importante est prise en compte).

Temps de charge

	(avec une nouvelle batterie et après 15 décharges à énergie maximale)
Du déclenchement de la charge à la fin de charge	8 s pour 180 J
Pour énergie max. à partir de l'analyse et après 15 chocs	25 s
Pour énergie max. à partir de la mise en marche	29 s

Notice technique

Les différents types de chocs	Choc synchronisé déclenché par le signal ECG, 25 ms après l'onde R. Non synchronisé DAE
Durée de cycle entre deux chocs	< 25 s
Commande et contrôle de charge	Automatique après recommandation de choc par l'analyse. Avec le sélecteur sur les électrodes de poing Avec la touche sur l'appareil
Résistance du patient	30 à 220 Ω
Indication choc prêt	la touche  s'allume
Délivrance du choc	avec la touche 
Décharge de sécurité interne si	<ul style="list-style-type: none"> - un rythme cardiaque qui ne nécessite pas de défibrillation est présent. - dans un délai de 20 s. après que l'appareil a indiqué qu'il était prêt le choc n'a pas été délivré - il y a un défaut d'électrode - la tension de batterie est insuffisante, - l'appareil est défectueux - l'appareil est arrêté
Délivrance du choc	<ul style="list-style-type: none"> - Avec des électrodes à usage unique auto-adhésives. - Avec des électrodes de poing. - Avec des cuillères
Connecteur pour électrode de défibrillation	
Défibrillation externe :	Type BF.
Défibrillation interne :	Type CF.
Electrodes de défibrillation	
Electrode pour adulte	78 cm ² de surface active
Electrode pour enfant	28 cm ² de surface active
Longueur du câble d'électrode	2 m
Reconnaissance FV / TV	
Recommandation de choc	pour FV et TV (TV > 180 P/min)
Sensibilité	98,43 %
Spécificité	99,8 %; ces valeurs ont été mesurées avec la banque de données AHA qui contenait FV et TV avec et sans artefacts.
Conditions requises pour une analyse d'ECG	Amplitude minimale pour des signaux utilisables > 0,15 mV , les signaux < 0,15 mV sont considérés comme des asystolies
Définition Sensibilité	Détection correcte de rythmes cardiaques pour lesquels un choc de défibrillation est recommandé
Définition Spécificité	Détection correcte de rythmes cardiaques pour lesquels un choc de défibrillation n'est pas recommandé

Notice technique

ECG

Dérivations	tracé synchrone standard de 12 dérivations
Câbles patient	Type CF avec 3, 4 ou 10 brins
Fréquence cardiaque	30 à 300 B/min
Affichage des dérivations	choix entre 1 et 12 dérivations simultanées
Bande passante	0,5 à 40 Hz ou 0,05 à 150 Hz (dépendant de la source de l'ECG)

PNI (pression non invasive)

Mesure	Automatique ou manuelle
Principe de mesure	Oscillométrique
Connexion	Type CF
Plages adulte	Sys 30 à 255 mmHg, Dia 15 à 220 mmHg
Plages néonatal	Sys 30 à 135 mmHg, Dia 15 à 110 mmHg
Tolérances	± 3 mmHg et ± 2 B/min

SPO2 (Oxymètre de pouls)

Amplificateur	Masimo
Fonctionnement	Normal et sensitif
Tolérances SPO2	Adultes 1 à 100% ± 2 Enfants 70 à 100% ± 3
Tolérances PP	25 à 240/min ± 4
Calibration	70 à 100%
Connexion	Type CF
Plage de mesure SPO2	1 à 100%
Plage de mesure PP	25 à 240/min
Affichage	1 à 100%

Enregistrements

ECG	3 heures
Événements	500

9. Index

A

Alarme
Alarme déportée 9, 107

B

Batterie autonomie..... 106
Batterie supplémentaire 106

C

Caractéristiques techniques 106
CI CPU connecteurs 70
CI CPU principaux composants 71
Condensateur HT
Remplacement 23
Temps de charge 107
Configuration commutateur CPU ... 67

E

Energie réglage 107
Enregistrements 109
Entretien périodique..... 18

F

Fusibles
CI Alimentation..... 98
CI CPU 96, 97
CI DEFI 95
CI Stimulateur 105
Secteur 106

M

Maintenance
Fréquence d'entretien..... 18

N

Nettoyage produits déconseillés.....19

P

Pièces
Nomenclature25
Vue éclatée26, 27
PNI, test calibrage19