

MINISTÈRE DE LA SANTÉ  
RÉGION LORRAINE  
INSTITUT DE FORMATION EN MASSO-KINESITHÉRAPIE  
DE NANCY

VERIFICATION GONIOMETRIQUE DE  
L'ANGLE DE FLEXION DU GENOU SUR  
ARTHROMOTEUR : TYPE KINETEC

Rapport de travail écrit personnel  
présenté par Régis HANON  
étudiant en 3ème année de kinésithérapie  
en vue de l'obtention du diplôme d'état  
de masseur-kinésithérapeute  
1996-1997

# **SOMMAIRE**

<b>RÉSUMÉ.</b>	
<b><u>1. INTRODUCTION.</u></b>	1
<b><u>2. RAPPELS SUR LA MOBILISATION PASSIVE CONTINUE.</u></b>	1
<b><u>3. MATÉRIEL ET MÉTHODE.</u></b>	7
<b>3. 1. Population.</b>	7
<b>3. 2. Matériel utilisé.</b>	7
<b>3. 3. Protocole.</b>	8
3. 3. 1. Installation du sujet.	8
3. 3. 2. Préparatifs.	9
3. 3. 3. Installation du matériel de mesure.	9
3. 3. 4. Prises de mesure.	10
<b><u>4. RÉSULTATS.</u></b>	12
<b>4. 1. Présentation et classification.</b>	12
<b>4. 2. Traitement statistique.</b>	13
<b><u>5. DISCUSSION.</u></b>	15
<b>5. 1. Justification du choix du protocole.</b>	15

<b>5. 2. La goniométrie dans la littérature.</b>	16
5. 2. 1. Avant-propos.	16
5. 2. 2. La goniométrie selon les auteurs.	17
<b>5. 3. Hypothèses des différentes causes d'imprécision.</b>	18
5. 3. 1. Concernant la goniométrie.	18
5. 3. 2. Concernant le patient.	20
<b>5. 4. Les améliorations possibles.</b>	21
5. 4. 1. L'installation générale du sujet.	21
5. 4. 2. L'installation du sujet sur le Kinétec.	21
5. 4. 3. Le goniomètre électronique.	22
5. 4. 4. La vérification radiographique.	22
<b><u>6. CONCLUSION.</u></b>	23

## **BIBLIOGRAPHIE**

## **ANNEXES**

## RÉSUMÉ

Cette étude cherche à comparer l'angle de flexion de genou affiché sur le cadran de commande du Kinétec avec celui mesuré à l'aide d'un goniomètre à branches de Houdre, directement sur le patient.

L'étude est réalisée sur 20 sujets ayant une prothèse totale de genou et sur 15 sujets sains. Les patients prothésés ont été choisis à la seule condition, que leur flexion de genou atteigne au moins 90° à la mobilisation.

La différence constatée chez chacun des deux groupes est quasi identique s'articulant autour d'un angle charnière constant. Mais d'autres variables, que nous dénommons effet angle et effet type d'appareil de mesure peuvent aussi entrer en compte.

Ces données goniométriques sont influencées par certains critères dont l'analyse sert d'objectif à cette étude.

## **1. INTRODUCTION.**

Au cours de la rééducation d'un patient porteur d'une prothèse de genou, le masseur-kinésithérapeute fait souvent appel (surtout dans les premiers jours suivant l'intervention) à la mobilisation passive continue. La littérature n'est pas unanime sur l'efficacité, ou sur les bienfaits de cette mobilisation passive continue précoce ; et ce après de nombreuses études effectuées. (3) (4) (7) (8) (10) (11) (12) (17) (18) (22) (23) (24) (26) (27)

Mais l'objet de ce travail n'est pas de trancher sur ces points délicats, mais consiste à comparer l'angle de flexion d'un genou (prothésé ou sain) donné par l'arthromoteur et la réalité goniométrique mesurée par le thérapeute. La pathologie influence-t-elle la différence entre les deux mesures ? Quels facteurs peuvent entrer en ligne de compte ?

A maintes reprises dans les salles de kinésithérapie, la fiabilité de l'angle que donne la "machine" est remise en cause. Après analyse, nous verrons si ces remarques sont justifiées.

## **2. RAPPELS SUR LA MOBILISATION PASSIVE CONTINUE (M.P.C.).**

Le genou est une articulation complexe subissant des contraintes extraordinaires.

Une des remarques de Steindler cité par HEULEU (13) le résume très bien :

« Il n'existe pas d'articulation dans le corps humain sur laquelle la locomotion ait imposé une charge plus lourde. Construire une articulation aussi exposée avec une quelconque assurance de sécurité a été une gageure pour l'ingéniosité de la nature ».

Que nous parlions d'arthromoteur ou d'attelle motorisée, le but en est le même : mobiliser l'articulation quelle qu'elle soit (épaule, coude, genou...) afin d'entretenir ou d'améliorer ses amplitudes.

Des études américaines, anglaises et françaises ouvrent des perspectives plus larges à la mobilisation passive continue. (2) (3) (4) (7) (8) (11) (12) (18) (22) (24) (26) (27)

BOITARD (4) et SALTER (24) vantent, dès le début des années 80, certains avantages de cette mobilisation passive continue :

- ☞ elle accélère la cicatrisation des lésions du cartilage en mobilisant la synoviale articulaire.

- ☞ l'indolence et l'installation du malade procure à ce dernier un relâchement complet démontré par un électromyogramme du quadriceps durant la mobilisation.

Le seul reproche qui lui ait été fait, est sa passivité totale. HUNG (12), pour pallier à cet inconvénient, effectue une électrostimulation du quadriceps pendant la mobilisation passive.

Les résultats, entre un groupe stimulé et un autre non stimulé pendant la mobilisation, montre seulement une diminution de la douleur et une augmentation de la force ; mais ces valeurs ne sont quasiment pas significatives statistiquement.

SALTER (24) prouve à l'aide d'expériences réalisées *in vivo* sur des pattes de lapin, que la M.P.C. peut avoir des effets bénéfiques tels que l'accélération et la qualité de la cicatrisation du cartilage articulaire, et ce précise-t-il "sans perturber le bien être général du cobaye".

Dans toutes les chirurgies de genou, MANSAT (15) se rallie à la formule de J. ARLET : "l'articulation vit pour le mouvement et par le mouvement". Il dénonce les méfaits de

l'immobilisation plâtrée conduisant aux raideurs articulaires, dont les origines physiologiques se situent à plusieurs niveaux :

\* au niveau de l'os : ostéoporose d'immobilisation due à l'absence de traction musculaire sur l'os ; celles-ci entretiennent normalement les travées osseuses responsables de sa solidité.

\* au niveau de la synoviale et des éléments capsulo-ligamentaires : adhérences par des symphyses sur les zones de glissement, ainsi qu'une altération de l'élasticité des formations capsulo-ligamentaires de l'articulation concernée.

\* au niveau cartilage : altération cartilagineuse due à l'absence de la variation de pression exercée sur le liquide synovial assurant sa nutrition.

\* au niveau musculaire : amyotrophie de non utilisation et diminution de la force musculaire.

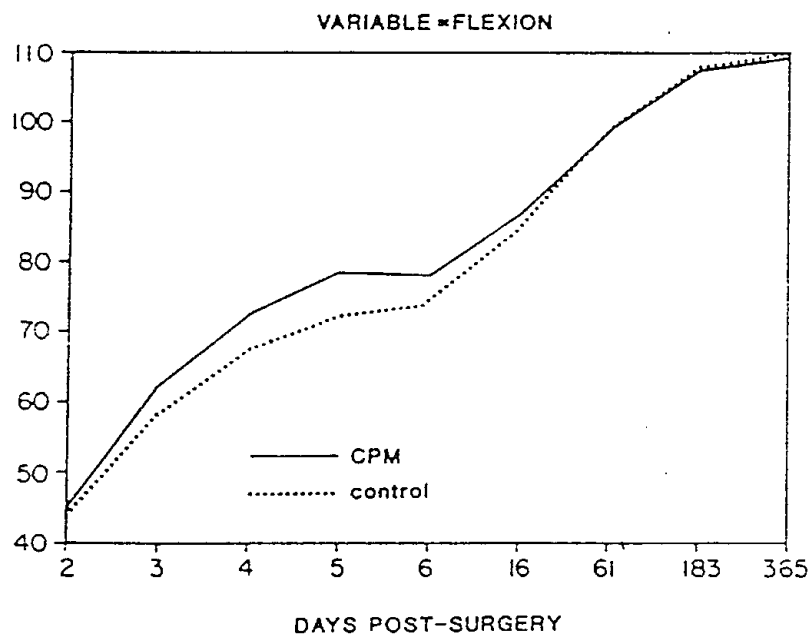
La simple mobilisation passive associée à un appui précoce, supprime les conséquences de cette immobilisation.

L'arthromoteur (type KINETEC) permet une mobilisation passive continue précoce et bénéficie d'une grande souplesse d'utilisation comme par exemple : (18)

- \* la commande manuelle ou automatique.
- \* la vitesse variable.
- \* des amplitudes programmables (0° à 120°).

En outre la machine reste sous le contrôle du kinésithérapeute qui la met en place. La fréquence d'utilisation recommandée est en moyenne d'au moins 2 fois 2 heures par jour. La place du kinésithérapeute reste toutefois prépondérante et fondamentale (2).

L'efficacité de la M.P.C. après arthroplastie de genou ne fait pourtant pas l'unanimité que ce soit sur le plan de la récupération des amplitudes ou sur le plan de la prévention des troubles circulatoires.



***Figure 1 : Flexion passive en degré (0 = extension complète). (22)***

**⇒ Sur la récupération d'amplitude (fig. 1 et 2) :**

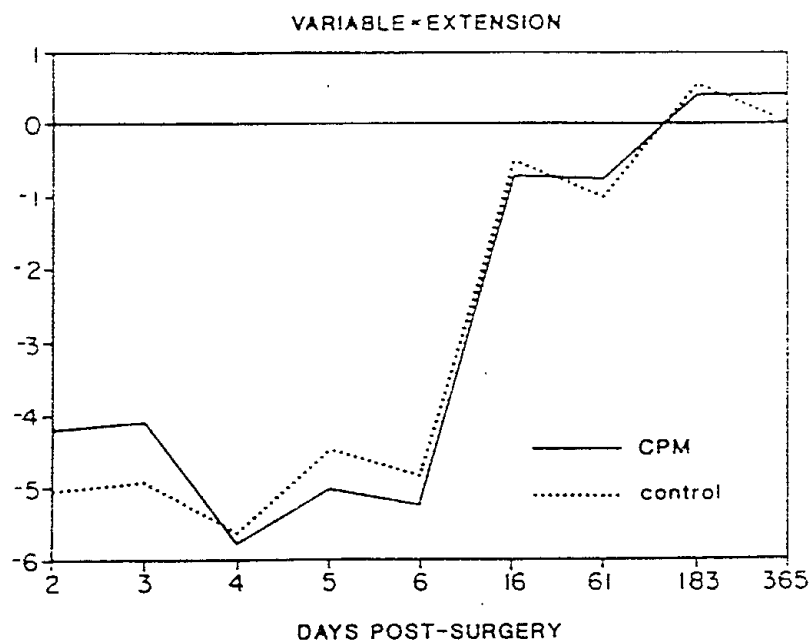
VINCE (26) note dans son étude, que les délais requis pour atteindre 90° de flexion sont plus courts (9,1 jours pour la M.P.C. contre 13,8 jours pour le groupe témoin).

Par contre, NIELSEN (17) ne trouve aucune différence entre les 2 groupes (avec ou sans M.P.C.) au 14<sup>ème</sup> jour postopératoire.



BOSSO et KNAPP (3) jouent sur la durée de la mobilisation qui n'influence guère les amplitudes de fin de rééducation (un groupe de 5 heures par jour et un autre de 20 heures par jour de M.P.C).

En résumé, ces études comparatives entre la mobilisation traditionnelle (activo-passive) et la M.P.C. nous révèlent qu'à court terme, la M.P.C. améliore la rapidité de récupération d'amplitude, mais à moyen et long termes, les résultats sont équivalents avec ou sans arthromoteur.



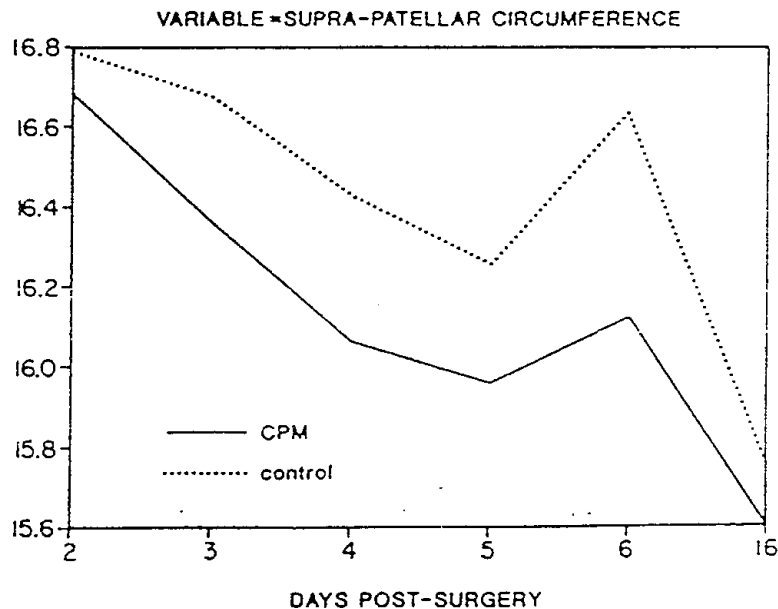
**Figure 2 :** Extension passive en degré (0 = extension complète). (22)

⇒ **Sur la prévention des troubles circulatoires (fig. 3) :**

RITTER (22) et WASILEWSKI (27) constatent que les patients sur arthromoteur ont moins de complications notamment de type thromboembolique et de cicatrisation.

VINCE (26) rejoint l'opinion précédente en notant une diminution du taux de thrombophlébite chez le groupe test rééduqué sur arthromoteur (45 % contre 75 % chez le groupe témoin). Cela pourrait être expliqué, au moins en partie, par une accélération du flux veineux au niveau fémoral comme l'a enregistré COUTTS (8) à l'aide d'un Doppler veineux.

Par contre AUBRIOT (2), quant à lui reste sceptique et rejoint l'avis de GOLL (11) qui ne trouve à la M.P.C. aucun effet préventif des troubles thromboemboliques.



**Figure 3 :** Variation de la circonférence supra-patellaire. (22)

⇒ **Sur la douleur :**

Certaines études démontrent des douleurs postopératoires moindres se traduisant par une diminution de la prise d'analgésiques chez les patients rééduqués sur arthromoteur. (27)

(7)

### **3. MATERIEL ET METHODE.**

#### **3. 1. Population.**

Notre étude porte sur un groupe de 35 sujets, divisé en 2 sous groupes :

- **20 sujets porteurs d'une prothèse totale de genou**

- **15 sujets sains**

Les patients, ayant fait l'objet de la pose d'une prothèse totale de genou, atteignaient au moins 90° de flexion à la mobilisation pour qu'ils puissent être pris en compte. 17 patients sont entre J+ 8 jours et J+ 15 jours. 3 patients sont au-delà de J+ 15 jours.

Pour les personnes saines, la moyenne d'âge est de 42 ans dont la plus jeune a 24 ans et la plus âgée 71 ans.

Pour les prothésés, l'âge moyen se situe à 67 ans, le plus jeune a 46 ans et le plus âgé 79 ans.

Les sujets sains ne présentent aucune pathologie au niveau du genou.

#### **3. 2. Matériel utilisé.**

Dans cette étude, nous avons utilisé le matériel suivant :

- ◆ Un goniomètre à branches métalliques de Houdre.
- ◆ Un mètre ruban.
- ◆ Une attelle motorisée type KINETEC (modèle 4091). (fig. 4) (ANNEXES)
- ◆ Les sangles de soutien du membre sur la machine (fournies avec le Kinétec).
- ◆ Une table de kinésithérapie à dossier et à hauteur variable (électrique).



*Figure 4 : KINETEC modèle 4091.*

### **3. 3. Protocole.**

#### **3. 3. 1. Installation du sujet.**

Le patient est installé sur la table de kinésithérapie au préalable recouverte d'une alèse. La hauteur est réglée de façon à ce que le genou du sujet soit de profil devant les yeux du thérapeute prenant les mesures. Le dossier est relevé à 45°. Il faut s'assurer que le sujet plaque son dos et son bassin contre la table.

Le Kinétec est placé du côté à mesurer sur la table ; par mesure d'hygiène et de confort, une seconde alèse couvre les sangles.

### 3. 3. 2. Préparatifs.

Après avoir repéré au crayon sur le membre inférieur à tester le grand trochanter, le condyle latéral du fémur et la malléole fibulaire, on mesure à l'aide d'un mètre ruban :

# *la longueur du segment fémoral* : grand trochanter / interligne articulaire.

# *la longueur du segment tibial* : interligne articulaire / malléole fibulaire.

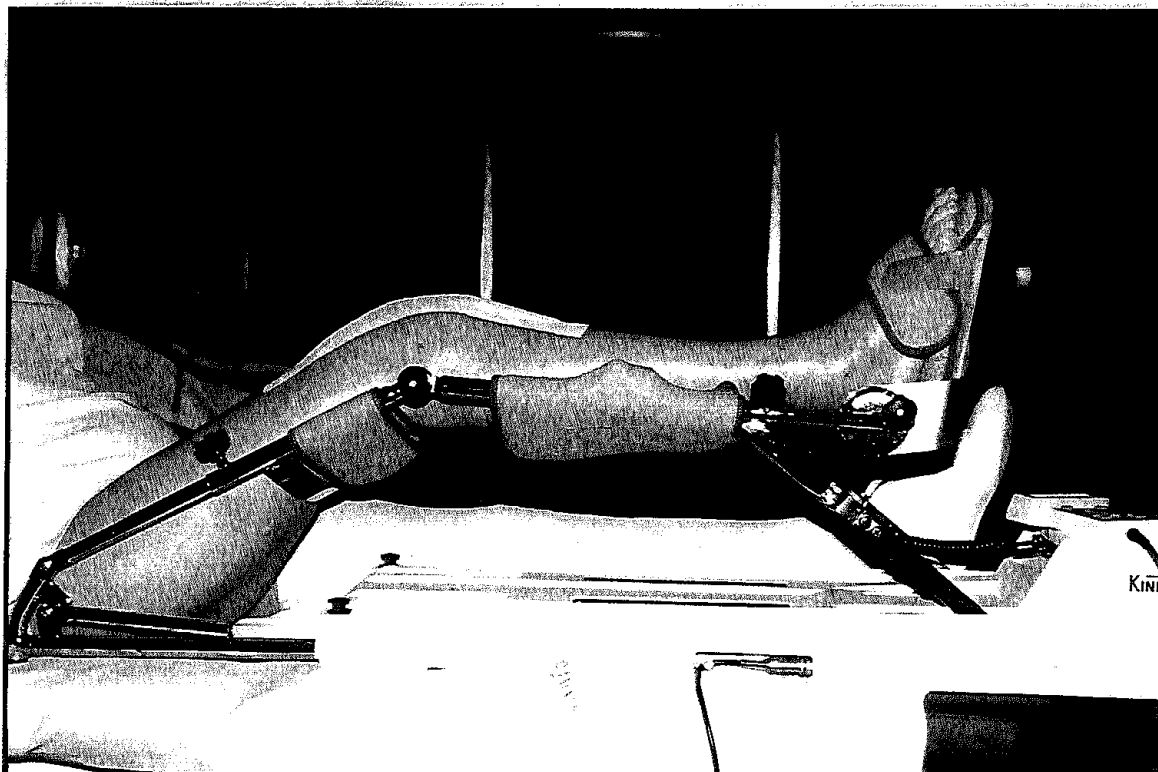
Nous rapportons ces longueurs sur le Kinetec, en réglant respectivement les différents segments de membre grâce aux mollettes prévues à cet effet.

### 3. 3. 3. Installation du matériel de mesure. (fig. 5)

Nous installons le membre inférieur à tester sur le "hamac" du Kinetec en prenant soin de faire correspondre :

- le grand trochanter avec l'articulation proximale de la machine.
- le condyle latéral, à l'aplomb de l'axe mobile de l'attelle.
- on fixe le pied contre la planchette distale, positionnée à 90° par rapport au segment tibial. On standardise ainsi la position de cheville.

Remarque : le membre bien relâché et détendu doit reposer franchement sur les sangles de soutien tendues sur la machine positionnée en rectitude (à 0° "machine").



***Figure 5 :** Installation du sujet sur le Kinétec.*

### **3. 3. 4. Les prises de mesures. (fig. 6)**

Nous les pratiquons après quelques aller-retour ( $0^{\circ} \rightarrow 60^{\circ}$ ) sur la machine, dans le but de détendre et de mettre en confiance le patient. Il devra rester passif tout au long des mesures.

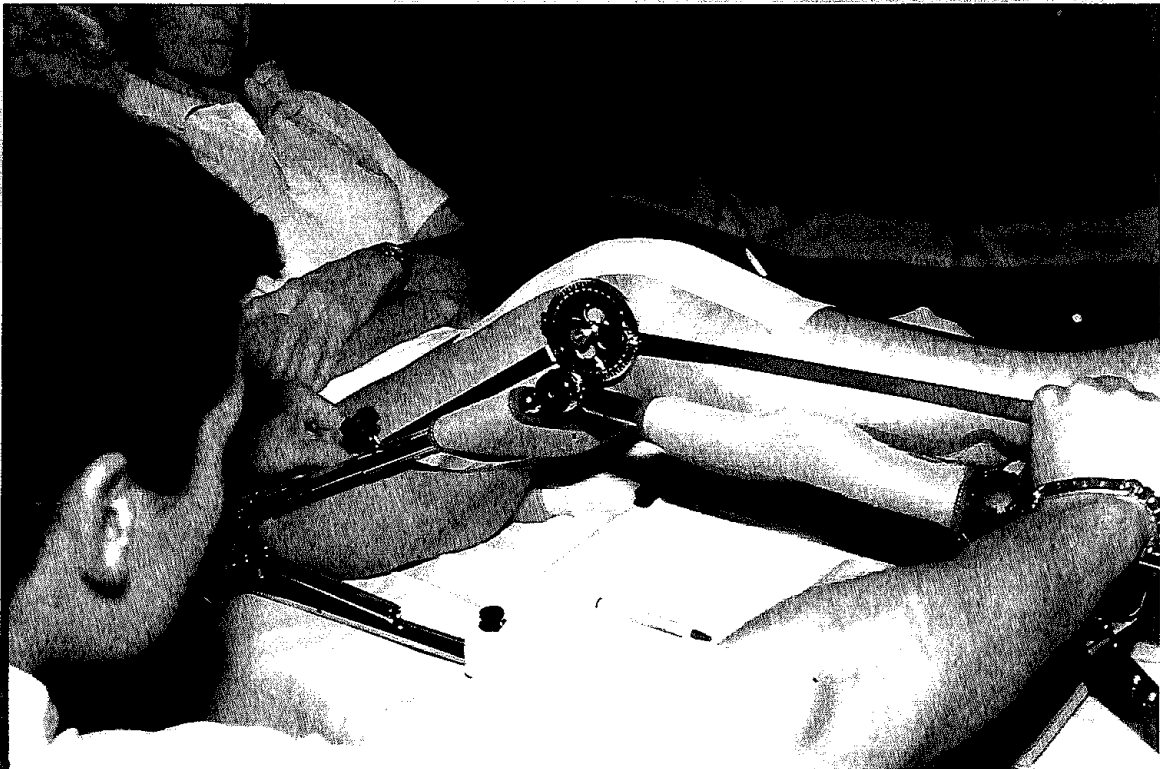
Nous commençons le relevé à  $0^{\circ}$  "Kinetec" pour progresser ensuite de  $10^{\circ}$  en  $10^{\circ}$  jusqu'à  $90^{\circ}$  (pour les prothésés) et  $110^{\circ}$  (pour les sujets sains).

A chaque relevé d'angle, on place le goniomètre au contact de la face latérale du membre inférieur tel que (20) :

- > son axe soit appliqué en regard du condyle latéral (centre articulaire).
- > la branche fémorale soit orientée vers le grand trochanter.
- > la branche mobile soit en direction de la malléole fibulaire.

La lecture se fait directement et au degré près par rapport à la position de référence définie par la rectitude. Nous laissons de côté les marques cutanées des repères osseux

dessinées initialement. En effet, lors du balayage articulaire, la peau glisse sur les plans sous-jacents, ce qui crée une source d'erreur supplémentaire. Ainsi nous pensons repositionner au mieux le goniomètre à chacune des mesures.



*Figure 6 : La prise des mesures goniométriques.*

## 4. RÉSULTATS.

### 4. 1. Présentation et classification.

A travers l'ensemble de nos mesures, plusieurs questions se sont posées : existe-t-il une différence entre les deux appareils de mesure, entre les sujets sains et prothésés, et enfin la différence constatée est-elle constante suivant l'angle ?

Les tableaux I et II présentent les résultats de chaque groupe.

***Tableau I : résultats statistiques (sujets sains).***

Angles	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°
<b>Ecart-type</b>	4,8	5,01	4,18	4,03	3,57	4,58	4,22	4,39	4,54
<b>Minimum (°)</b>	5	15	23	31	38	45	53	62	70
<b>Moyenne (°)</b>	<b>13,06</b>	<b>22,13</b>	<b>29,33</b>	<b>36,86</b>	<b>44,06</b>	<b>52,26</b>	<b>59,8</b>	<b>67,8</b>	<b>75,73</b>
<b>Maximum (°)</b>	22	31	37	45	51	63	70	78	85

***Tableau II : résultats statistiques (sujets prothésés).***

Angles	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°
<b>Ecart-type</b>	6,27	5,28	4,58	4,54	3,95	3,51	2,74	2,74	2,99
<b>Minimum (°)</b>	6	17	25	33	40	46	55	62	69
<b>Moyenne (°)</b>	<b>16,5</b>	<b>25</b>	<b>31,5</b>	<b>39,4</b>	<b>46,4</b>	<b>53,55</b>	<b>60,6</b>	<b>67,65</b>	<b>74,3</b>
<b>Maximum (°)</b>	30	36	43	50	55	60	66	73	80



Nous avons relevé trois variables engendrant trois types de comparaison possibles :

↳ 1<sup>ère</sup> variable: elle concerne le statut du sujet (sain ou prothésé) qui pourrait influencer la différence observée.

Cette variable est indépendante puisque nous n'avons pas le même nombre de sujets dans les deux cas.

↳ 2<sup>ème</sup> variable: elle correspond à la différence de mesure selon le type d'appareil de mesure (goniomètre ou Kinétec) sur un même sujet.

↳ 3<sup>ème</sup> variable : c'est l'effet angle qui correspond à la différence observée variable en fonction de l'angle (de 0° à 90°).

Les deux dernières variables prennent en compte l'ensemble des 35 sujets confondus, statistiquement elles sont dites "appariées".

#### 4. 2. Traitement statistique.

Dans un souci de clarté et de facilité dans l'analyse statistique des résultats, nous nous sommes limités à 10 mesures par sujet (de 0° à 90°), afin de rendre possible chacune des comparaisons.

Les résultats suivants découlent d'une analyse de variance avec mesures répétées.

⊛ *Le statut* : la différence entre sujets sains et sujets malades est non significative ( $p > 10^{-4}$ ), ce critère n'influence guère les écarts observés.

⊛ *L'effet type d'appareil de mesure* : chez le même sujet, à un angle donné, les mesures entre les deux appareils révèlent une différence significative ( $p < 10^{-4}$ ).

⊛ *L'effet angle* : la différence entre chaque angle est significative ( $p < 10^{-4}$ ), ce qui signifie qu'à 0, 60 ou 90 degrés, l'écart entre le goniomètre et le Kinétec varie.

En analysant la représentation graphique (annexe IV) des moyennes d'angles (courbe Goniomètre par rapport à celle du Kinétec symbolisée par une ligne droite), nous observons en effet une zone de jonction située aux alentours de  $60^\circ$ . Trois parties ressortent de ce graphique, en fonction de l'angle Kinétec de référence :

➤  $0^\circ \leq \text{angles} < 60^\circ \Leftrightarrow$  le Kinétec sous estime l'angle dit "vrai", cet écart décroît vers  $60^\circ$ .

➤ Angles  $\approx 60^\circ \Leftrightarrow$  le goniomètre et le Kinétec indiquent le même angle.

➤ Angles  $> 60^\circ \Leftrightarrow$  les courbes s'inversent, le Kinétec surestime l'angle "vrai", et l'écart croît vers les amplitudes extrêmes, même si celui-ci est moins important à  $90^\circ$  qu'à 0 degrés.

Remarque : l'hyper-extension de  $3^\circ$  prévue sur la machine ne permet pas d'obtenir l'extension complète du membre.

Rappel : "p" caractérise le risque statistique de se tromper (5%), risque de trouver une différence qui serait due au hasard, alors qu'elle n'existe pas.

Il est vrai que deux variables peuvent interagir entre elles, c'est pourquoi nous avons recherché d'éventuelles interactions (il y a interaction quand  $p < 0.05$ ). Deux sur les trois possibles sont ressorties de cette analyse :

➡ **angle / statut** : l'effet angle est différent chez les sujets sains et les sujets prothésés ( $p < 0.01$ ).

➡ **angle / type** : le goniomètre et le Kinétec ont un effet angle différent ( $p < 10^{-4}$ ).

Par contre l'interaction "type / statut" n'existe pas, ainsi l'écart entre les mesures goniométriques et celles du Kinétec, chez les sains et les sujets pathologiques, demeure identique.

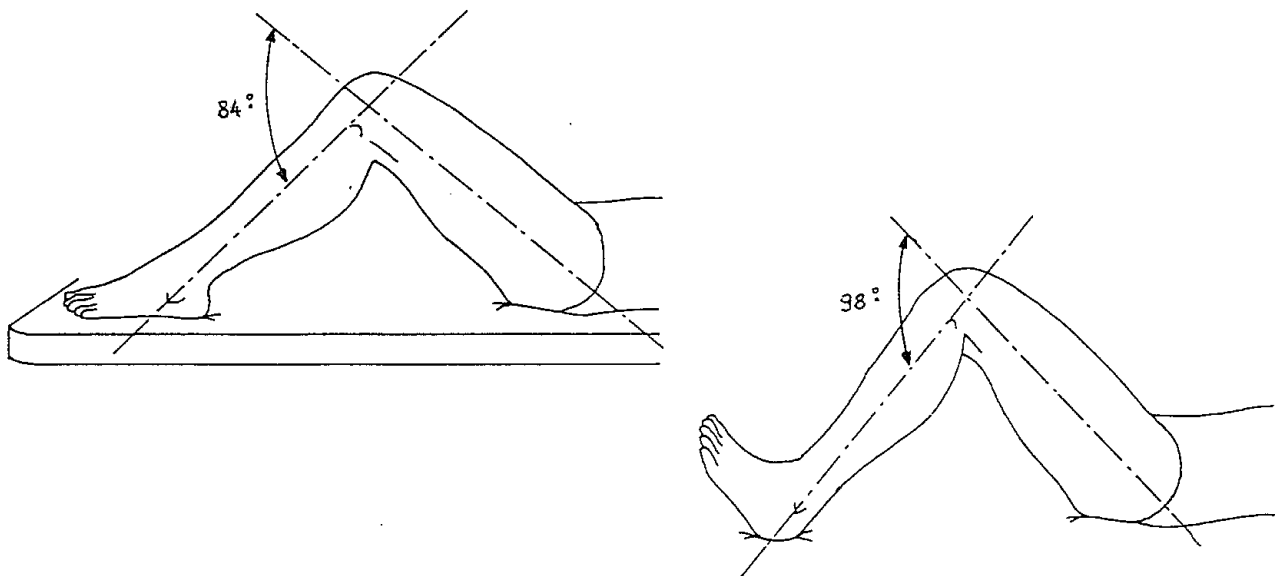
## 5. DISCUSSION.

### 5. 1. Justification des choix.

Avant toute discussion il est nécessaire de justifier certains points de notre protocole.

☆ L'installation du pied sur la planchette relevée à  $90^\circ$  de flexion dorsale a son importance dans la mobilisation du genou. PIERRON (19) met en évidence, chez un sujet en décubitus, pied à plat, hanche et genou fléchis, qu'une dorsi-flexion entraîne la fermeture de l'angle cruro-jambier par une élévation associée à un recul du talus ; elle amorce par conséquent une flexion de genou (fig. 7). L'augmentation de l'angle de fermeture ( $\approx 21^\circ$ ) est d'autant plus important que le genou se situe vers  $60^\circ$  de flexion.

Ces incidences articulaires sont à prendre en compte dans le cadre des compensations lors de la récupération des amplitudes.



**Figure 7 :** Schéma de fermeture de l'angle cruro-jambier. (19)

☆ Lors de chaque mesure, le goniomètre est positionné suivant les repères osseux et non les marquages cutanés anatomiques ; la peau glissant sur les plans sous-jacents fausserait les résultats.

☆ Le goniomètre de Houdre est d'utilisation facile, mais nécessite des repères osseux très précis, identiques à ceux pris pour l'installation du membre sur le Kinétec ; ceci pour que les angles concordent le plus possible.

☆ Les sujets sains choisis dans cette étude ne possèdent aucun antécédent ni médicaux ni chirurgicaux au niveau du membre inférieur ; ce qui aurait pu influencer les amplitudes.

☆ La position semi-assise à 45° aide à une meilleure détente du sujet, puisqu'il voit ce qu'il se passe et donc se sent rassuré.

## **5. 2. La goniométrie dans la littérature.**

### **5. 2. 1. Avant propos.**

Afin que l'analyse des résultats soit plus aisée, nous allons dans un premier temps expliquer et traduire quelques points car nos références sont en majorité anglo-saxonnes.

◆ « **Reliability** » ou **fiabilité** : c'est la possibilité pour une mesure de donner les mêmes résultats quand elle est prise, au minimum par deux examinateurs différents et à deux occasions distinctes. (1, 10)

Ce paramètre peut être lui même divisé en deux entités :

•→ *Fiabilité inter-testeur* (1, 5, 10) : elle résulte de la comparaison des mesures prises par différents opérateurs.

•→ *Fiabilité intra-testeur* (1, 5, 10) : elle provient de la comparaison entre les différentes mesures prises par un même opérateur.

Si la fiabilité inter-testeur est suffisante, nous pouvons dire qu'une mesure est utilisable par tous, quelle que soit la personne l'ayant mesurée.

De même, si la fiabilité intra-testeur est bonne, une différence mesurée de 1 degré peut être considérée comme réelle.

◆ « **Variability** » ou **validité** : c'est la précision avec laquelle un instrument ou une technique mesure ce qu'il est censé mesurer (1, 10). L'analyse de ces paramètres, dans la littérature, est faite grâce à des coefficients de corrélation. Celle-ci est maximale pour une valeur de 1 et signifie la parfaite reproductibilité. Pour Miller (1), les valeurs supérieures à 0,8 représentent une très bonne fiabilité.

### 5. 2. 2. La goniométrie selon les auteurs.

Tous les auteurs s'accordent à dire que la goniométrie est une technique fiable, qu'elle soit intra ou inter-testeur (4, 8, 16, 23, 24). De plus cette fiabilité est observée quelque soit le type de goniomètre et la manière de l'appliquer (23) :

- technique latérale (la plus usitée).
- technique Over-Point (par-dessus l'articulation).

Mais l'étude de CECCONELLO (6), portant sur la mesure de la flexion de hanche avec plusieurs goniomètres, démontre que le type d'appareil utilisé interfère sur la fiabilité inter-testeur seulement.

Selon BOONE (5), lorsqu'un angle est mesuré par plusieurs testeurs, la variation des relevés est en moyenne de 5° pour les mesures concernant les membres supérieurs, et 6° pour les membres inférieurs. Alors que si celles-ci sont prises par un seul testeur, la différence moyenne passe à 3° pour les membres supérieurs et 4° pour les membres inférieurs. Une mesure unique est donc aussi valable que la moyenne des mesures répétées.

Dans notre étude, l'écart-type moyen est très voisin de 4. Les angles sont relevés une seule fois et par la même personne, limitant ainsi les écarts et les sources d'erreur.

*Remarque* : par curiosité, certaines mesures ont été prises une deuxième fois ; la différence est insignifiante (au plus 2 ou 3 degrés).

Habituellement, d'après VIEL (25), une erreur de l'ordre de 10° (5° en plus et 5° en moins) est autorisée lors de toute mesure goniométrique, et ce, malgré des observateurs très consciencieux.

### **5. 3. Hypothèses des différentes causes d'imprécision.**

#### **5. 3. 1. Concernant la goniométrie.**

⊖ *La goniométrie* traditionnelle est entachée d'erreur puisqu'elle ne tient pas compte des déplacements segmentaires dans le plan orthogonal au plan du mouvement réalisé (16).

⊖ *Le goniomètre de Houdre* : comme tout goniomètre à branche, son axe doit être appliqué sur le centre de rotation virtuel de l'articulation. Le genou quant à lui ne possède pas

un centre unique, mais un nuage de centres instantanés de rotation, contribuant ainsi à augmenter l'imprécision et par conséquent diminuer la reproductibilité des mesures (16).

Il est donc indispensable de choisir des repères osseux standardisés et fiables : le grand trochanter, la malléole fibulaire et le condyle fémoral latéral comme centre articulaire.

Parmi 3 types de goniomètre, le goniomètre de Houdre est, selon CECCONELLO (6), celui dont la fiabilité est la moins bonne en ce qui concerne la flexion. Mais dans les salles de rééducation, ce type de goniomètre est le plus répandu après celui de Cochin (en plastique).

*Remarque* : AZZOLIN (1) a mesuré une différence de 5 degrés en déplaçant le centre articulaire du goniomètre de 2 mm seulement.

ROTHSTEIN (23) démontre les difficultés réelles du repérage au niveau du genou, amplifiées par des changements pathologiques (pansement, oedème, cicatrice...), mais il n'arrive pas à expliquer pourquoi seule l'extension de genou en subit les conséquences. Son étude, basée sur une comparaison goniométrique du genou et du coude, conclue à une excellente fiabilité intra et extra-testeur pour la flexion de genou, Contrairement à l'extension qui bénéficie d'une fiabilité inter-testeur très médiocre. Les éventuelles erreurs de placement justifient la différence qui existe entre les mesures de genou et de coude. En effet ces erreurs sont proportionnelles à la longueur du bras de levier, donc majorées pour le membre inférieur.

D'après des études comparatives entre la mesure goniométrique et radiologique d'un angle, ENWEKA (9) prouve qu'à partir de 30° de flexion, il n'y a pas de différence significative entre les deux mesures.

Ceci suggère que de 0 à 20°, les mesures sont erronées et ne correspondent nullement à la réalité.

Entre 30° et 90° de flexion, la différence moyenne entre la mesure goniométrique et l'angle osseux se situe dans une fourchette allant de 0,52° à 3,81° qui respectivement correspondent à 60° et à 30° (goniométrique).

Ces données sont superposables aux résultats découverts avec le Kinétec, en effet c'est encore à 60° que l'écart entre les deux mesures est le plus faible. La différence rencontrée lors des 20 premiers degrés se retrouve sur notre graphique, les deux courbes sont les plus éloignées. La cinésiologie du genou nous fait connaître que c'est dans cette même zone de flexion que se produit la rotation médiale. (14)

Malgré tout, les études sur la goniométrie articulaire effectuée par un même opérateur révèlent une technique fiable (indice de corrélation voisin de 1) (6).

### 5. 3. 2. Concernant le patient.

⊖ Morphologie du patient : selon les morphologies, les repères osseux nécessaires à la goniométrie sont plus ou moins faciles à localiser. Cela induit une source d'erreur goniométrique supplémentaire.

⊖ Installation du patient : lors de la flexion, nous avons constaté le décollement progressif du talon de la planchette bien que le pied y soit fixé. Par conséquent, les repères anatomiques observés sur la machine à 90° ne sont plus les mêmes que ceux ajustés à 0° (position de référence). Dans ce cas, l'angle droit initial de la cheville n'est plus respecté.

La position du dossier relevé à 45° a sans doute une incidence sur la liberté de flexion du patient. En effet, aussi bien pour les sujets sains que pour les sujets prothésés ; dans les



amplitudes extrêmes, l'angle tronc-cuisse est très fermé allant parfois jusqu'au contact (selon l'embonpoint). Ainsi la flexion est gênée voire même stoppée. Nous constatons alors un léger déplacement de l'appareil sur le plan de la table de quelques millimètres.

☉ La limitation d'amplitude : ceci concerne plutôt les sujets prothésés dans les amplitudes maximales (90°). La mobilité articulaire réduite de la prothèse fraîchement posée gêne la progression, le patient se raidi, la jambe décolle du hamac de quelques centimètres et donc ne suit plus l'appareil (par limitation articulaire, par douleur ou par peur). Le pied, bien qu'attaché, glisse progressivement.

#### **5. 4. Les améliorations possibles.**

##### **5. 4. 1. L'installation générale du sujet.**

Le contact tronc-cuisse, vers les amplitudes extrêmes, du fait de la position semi-assise, pose de sérieuses difficultés. Pour y remédier, l'inclinaison du dossier pourrait diminuer jusqu'à même devenir nulle, ainsi le sujet serait à plat et la flexion moins limitée.

Il faut toutefois remarquer que la plupart des sujets sont âgés, certains supportent assez mal la position décubitus strict ; 20 à 30° d'inclinaison serait préférable.

##### **5. 4. 2. L'installation du sujet sur le Kinétec.**

L'attache seule au niveau du pied confirme le défaut d'immobilité du sujet sur la machine. C'est pourquoi deux sanglages minimum en plus sur l'ensemble du membre le solidariserait mieux au hamac et limiterait les erreurs dues à la mobilité du membre :

- une sangle pour la jambe
- l'attache du pied sur la planchette
- une sangle pour la cuisse éventuellement.

#### **5. 4. 3. Le goniomètre électronique.**

Dans les années à venir, la goniométrie électronique sera de plus en plus utilisée au détriment de la manuelle actuelle. Ce type de goniomètre est intimement solidaire aux membres. Par contre le polycentrisme de la biomécanique du genou n'est guère respectée (18).

Leur fiabilité de mesure est souvent inférieure à ce que peut exécuter un examinateur habile et consciencieux. Malgré leurs prix encore élevés, l'examen précis des amplitudes articulaires s'oriente pourtant dans cette direction. (22)

#### **5. 4. 4. La vérification radiographique.**

La radiographie serait très intéressante dans ce type de vérification, et ce sur deux points :

\* le premier serait la concordance des repères osseux avec les axes articulaires de l'arthromoteur, l'installation du patient en serait optimisée.

\* le deuxième serait la précision des angles goniométriques osseux, pris directement sur la radio, d'où des mesures plus fiables.

## 6. CONCLUSION.

Cette étude nous conforte dans l'idée qu'il existe bien une différence entre les deux types de mesure. Mais les autres critères sont les plus intéressants, la pathologie concernant le genou (sain ou prothésé dans le cas présent) n'a aucune influence sur la variation de mesure. Cette différence entre les mesures varie en fonction de l'angle articulaire.

Par conséquent, en pratique cet écart varie suivant l'amplitude ; en effet le Kinétec est plutôt pessimiste face au goniomètre pour les mesures inférieures à 60 degrés. Aux alentours de l'angle charnière (60°) la machine est assez réaliste, elle est en accord avec la méthode manuelle. Par contre, au-delà des 60 degrés, l'arthromoteur est légèrement optimiste sur l'angle réel.

Il est conseillé d'informer le patient sur ce décalage. En effet cette différence peut avoir des bienfaits psychologiques, notamment vers les amplitudes extrêmes ; la mesure Kinétec reconforte car elle sur estime. Le kinésithérapeute doit prévenir la personne que la mesure réelle goniométrique est moindre.

Cependant on peut critiquer cette étude sur plusieurs points et apporter certaines perspectives :

- en effet le principal défaut que l'on peut reprocher est, entre autres, la faible population recrutée, un effectif d'une cinquantaine ou mieux d'une centaine d'individus pèserait plus lourd dans les statistiques, la précision n'en serait que meilleure.

- nous pourrions étendre la comparaison à d'autres pathologies du genou (ligamentoplasties, transposition de la tubérosité tibiale, etc.) avec la même méthode ou non, et à d'autres articulations (coude, épaule...).

- la même étude serait faite en écartant autant que possible les erreurs dues à la goniométrie, comme par exemple la vérification radiologique de l'angle du Kinétec. Mais il ne faut pas se leurrer, à la fois sur le plan pratique et financier ; les kinésithérapeutes ont rarement à leur disposition et les compétences, pour utiliser un appareil de radiologie, surtout pour y installer un Kinétec. Le coût de cette entreprise serait conséquent du fait de la quantité de radios à effectuer.

L'arthromoteur reste malgré tout un outil efficace, pratique et indispensable aux masseurs-kinésithérapeutes dans une rééducation de qualité du genou.



## BIBLIOGRAPHIE



1. **AZZOLIN S.** - *Étude comparative de deux méthodes d'évaluation d'un flexum de genou.* - Travail écrit en vue de l'obtention du diplôme d'état de masseur-kinésithérapeute : Nancy : 1995. - 24. p
2. **AUBRIOT J.H., GUINCESTRE J.Y., GRANBASTIN B.** - *Intérêt des appareils arthromoteurs dans la rééducation précoce des arthroplasties totales de genou.* - Rev. Chir. Orthop., 1993, 79, p. 586 - 590.
3. **BASSO D.M., KNAPP L.** - *Comparaison of two continuous passive motion protocols for patients with total knee implant.* - Phys. Ther., 1987, 67, 3, p. 360.
4. **BOITARD J., REBOUL C., VIDAL J., BUSCARET C.** - *Arthromoteur : ses indications préventives et curatives des raideurs de genou.* - Actualités en Rééducation Fonctionnelle et Réadaptation, 1984, 9<sup>ème</sup> série, p. 214 - 218.
5. **BOONE S., AZEN S., LIN C.M., SPENCE C., BARON C., LEE L.** - *Reliability of goniometric measurements.* - Phys. Ther., 1978 nov, 58, p. 11.
6. **CECCONELLO J.** - *Étude comparative de 3 goniomètres à propos des amplitudes actives de hanche en décharge.* - Travail écrit en vue de l'obtention du diplôme d'état de masseur-kinésithérapeute : Nancy : 1996. - 21 p.
7. **COLWELL C.W., MORRIS B.A.** - *The influence of Continuous Passive Motion on the results of total knee arthroplasty.* - Clin. Orthop., 1992 mars, 276, p. 225.
8. **COUTTS D.** - *Continuous passive motion in the rehabilitation of the total knee patients : its role and effect.* - Orthop. Rev., 1986, 15, 3.
9. **ENWEKA C.S.** - *Radiographic verification of knee goniometry.* - Scand. J. Rehab. Med., 1986, 18, p. 47 - 49.
10. **GOGIA P.P., BRAATZ J., ROSE S., NORTON B.** - *Reliability and validity of goniometric measurement at the knee.* - Phys. Ther., 1987 fev., 67, 2, p. 192 - 195.
11. **GOLL S.R., LOTKE P.A., ECKER M.L.** - *Failure of continuous passive motion as prophylaxis against deep venous thrombosis after total knee arthroplasty.* - Total Arthroplasty of Knee : Proceedings of the Knee Society. - Rand J. / Dorr L.D. (edit), Aspen Rockville d.d., 1987, p. 299.
12. **HAUG J., WOOD L.T.** - *Efficacy of neuromuscular stimulation of the quadriceps femoris during Continuous Passive Motion following total knee arthroplasty.* - Arch. Phys. Med. Rehab., 1988 juin, 69, p. 423 - 434.
13. **HEULEU J.N., JUSSERAND J.** - *Bilan articulaire du genou.* - Encyclopédie médico-chirurgicale, 1 - 26008 E<sup>20</sup>

14. **KAPANDJI I.A.** - Physiologie Articulaire du Membre Inférieur - 5<sup>ème</sup> édition, Paris : Maloine, 1991, 250 p.
15. **MANSAT C., IZARD J.D., RJEUBERNET.** - *Intérêt de la rééducation précoce dans la chirurgie du genou.* - Kinésither. Scient., 1983 mars, 211.
16. **NEIGER H., GENOT C.** - *Goniométrie articulaire, recherche des amplitudes articulaires et transcription des résultats.* - Ann. Kinésither., 1983, 10, 6, p. 215 - 219.
17. **NIELSEN P.T., RECHNAGEL K., NIELSEN S.E.** - *No effect of continuous passive motion after arthroplasty of knee.* - Acta. Orthop. Scand., 1988, 59 (5), p. 580 - 581.
18. **PENDEVILLE E.** - *Intérêt de la mobilisation passive continue après chirurgie prothétique du genou.* - Ann. Kinésither., 1992, 19, 4, p. 215 - 218.
19. **PIERRON G., LE ROUX P., DESMARAIS J.J.** - *Exemples de piégeages articulaires et musculaires du genou.* - Ann. Kinésither., 1992, 19, 4, p. 219 - 223.
20. **PIERRON G., LEROY A., PENINO G., DUFOUR M., GENOT C.** - Kinésithérapie du membre inférieur, tome 2, 1984, Paris, Flammarion, p. 62 - 63.
21. **RAINAUT J.J., LOTTEAU J.** - *Télémetrie à la marche : goniométrie du genou.* - Rev. Chir. Orthop., 1974, 60, p. 97 - 107.
22. **RITTER M.A., GANDOLF V.S., HOLSTON K.S.** - *Continuous Passive Motion versus physical therapy in total knee arthroplasty.* - Clin. Orthop. Related Research, 1989 july, 244, p. 239.
23. **ROTHSTEIN J.M. MILLER** - *Goniometric rehablity in a clinical setting elbow and knee measurement.* - Phys. Ther., 1983, 63, 10, p. 1611 - 1615.
24. **SALTER R.B., SIMMONDS D.F., MALCOLM B., RUMBLE E.S.** - *The biological effect of continuous passive motion on the healing of full thickness defects in articular cartilage.* - J. Bone Joint Surg., 1980 dec., 62 A, 8, p. 1238.
25. **VIEL E., DANOWSKI G., BLANC Y., CHANUSSOT J.C.** - *Bilan articulaire goniométrique et clinique : généralités.* - E.M.C., 1. 26008 A<sup>10</sup>, 1990, 3<sup>ème</sup> édition.
26. **VINCE K.G., KELLY M.A., BECK J., INSALL J.** - *Continuous passive motion after total knee arthroplasty.* - The Journal of Arthroplasty, 1987 dec., 2, 4, p. 281 - 284.
27. **WASILEWSKI S.A., WOOD L.C., TORGERSON W.R., HEALY W.L.** - *Value of continuous passive motion in total knee arthroplasty.* - Orthopedics, 1990 march, 13, 3, p. 291.

# ANNEXES

ANNEXE I

FICHE INDIVIDUELLE

NOM:

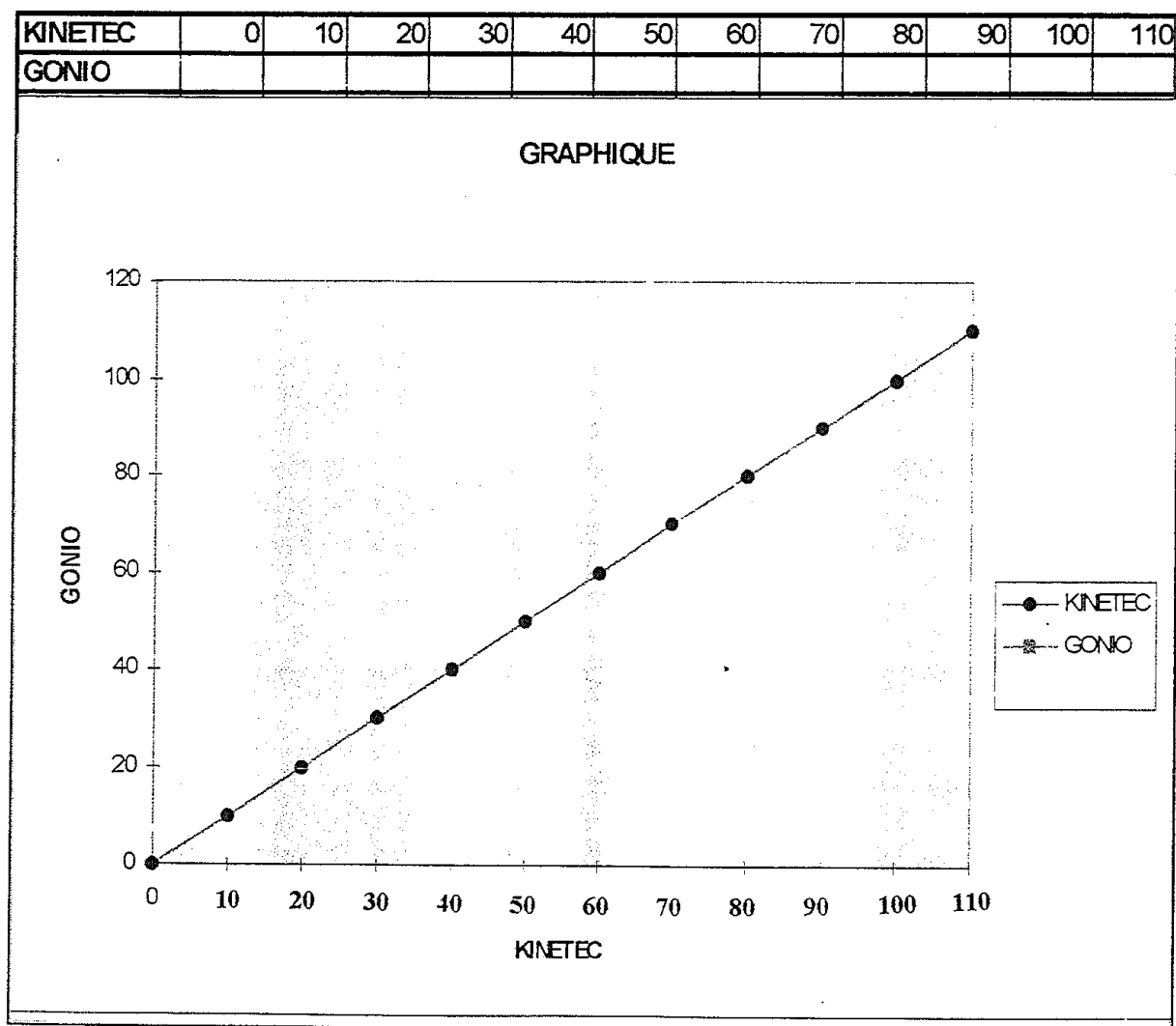
ÂGE:

PATHOLOGIE:

J+

POIDS:

TAILLE:





ANNEXE II

SUJETS SAINS

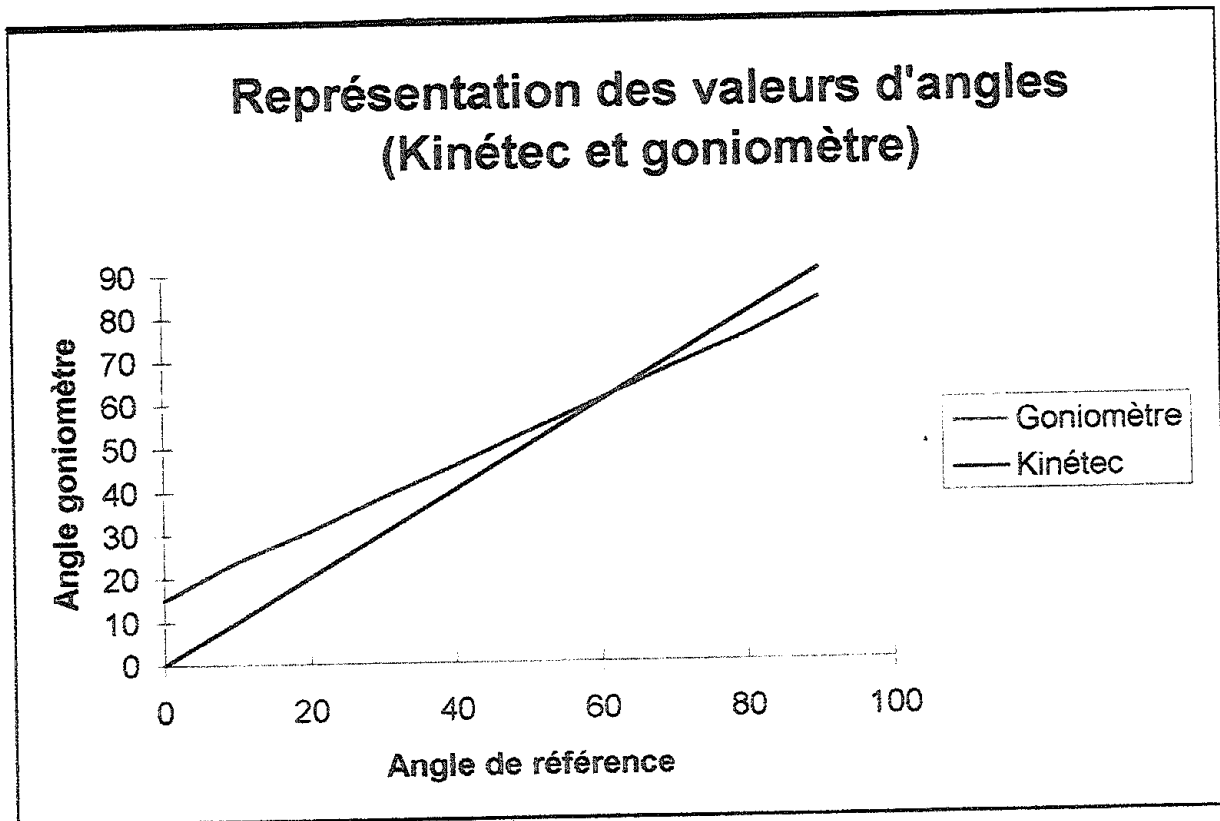
KINETEC	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°
S 1	20	30	35	40	46	55	60	66	75	80	85	92
S 2	10	20	25	36	43	50	60	67	77	86	93	100
S 3	15	26	30	36	43	51	59	67	70	79	87	95
S 4	15	25	30	37	45	53	60	67	75	83	90	98
S 5	15	22	33	40	47	57	65	75	83	90	97	103
S 6	10	20	27	35	43	51	60	68	73	82	90	96
S 7	10	20	27	35	43	52	60	69	77	87	92	99
S 8	9	15	25	32	38	45	53	62	70	80	89	100
S 9	15	23	30	34	42	50	56	62	72	80	90	94
S 10	16	25	34	43	51	63	70	78	85	91	98	105
S 11	10	20	30	38	46	54	62	70	79	87	96	104
S 12	5	15	24	32	40	48	56	65	70	80	90	100
S 13	7	15	23	31	40	46	54	63	74	84	91	98
S 14	22	31	37	45	50	57	62	70	79	86	95	100
S 15	17	25	30	39	44	52	60	68	77	86	95	99
<b>MOY</b>	13,067	22,133	29,333	36,867	44,067	52,267	59,8	67,8	75,733	84,067	91,867	98,867
<b>ECA. TYPE</b>	4,8028	5,0124	4,1861	4,0332	3,575	4,5898	4,2292	4,3948	4,5429	3,8631	3,7391	3,6029

ANNEXE III

SUJETS PROTHÉSÉS

KINETEC	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°
M 1	6	22	25	39	42	53	60	68	75	86
M 2	25	31	38	48	54	60	66	70	72	80
M 3	20	30	33	40	47	56	60	68	76	85
M 4	10	20	28	35	44	50	57	65	70	80
M 5	10	20	26	34	43	50	58	65	70	80
M 6	10	20	28	33	45	50	57	62	72	79
M 7	17	23	30	37	45	54	63	70	75	83
M 8	23	27	30	37	45	53	61	67	75	82
M 9	20	25	33	41	49	55	61	69	76	85
M 10	15	23	32	41	48	56	62	70	78	86
M 11	15	25	32	39	45	52	60	66	75	82
M 12	12	21	28	37	43	50	59	67	74	82
M 13	10	17	26	34	40	46	55	62	69	77
M 14	11	19	27	35	43	51	60	67	75	83
M 15	18	25	32	40	46	53	60	68	74	82
M 16	15	23	32	40	47	54	62	70	75	85
M 17	30	36	43	50	55	60	66	73	80	88
M 18	25	33	37	45	53	56	61	69	77	83
M 19	20	27	35	40	48	55	63	70	78	86
M 20	18	33	35	43	46	57	61	67	70	81
<b>MOY</b>	16,5	25	31,5	39,4	46,4	53,55	60,6	67,65	74,3	82,75
<b>ECA. TYPE</b>	6,2702	5,2815	4,5826	4,5468	3,9523	3,5165	2,7415	2,7391	2,993	2,8074

## ANNEXE IV



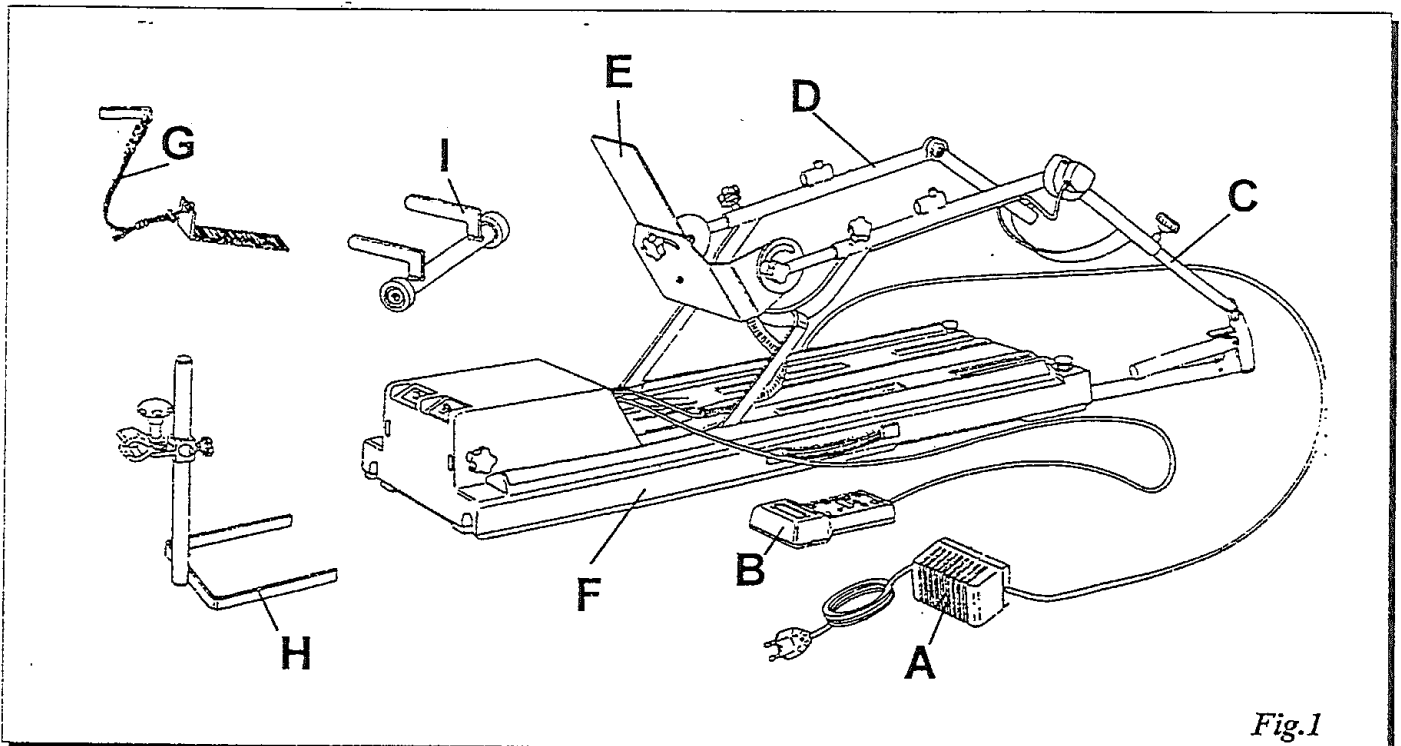
## ANNEXE V

### **I - PRESENTATION DU KINETEC 4091**

#### **Définition**

Le KINETEC 4091 est un appareil de mobilisation articulaire passive du genou, de la hanche et de la tibio-tarsiène, en flexion-extension.

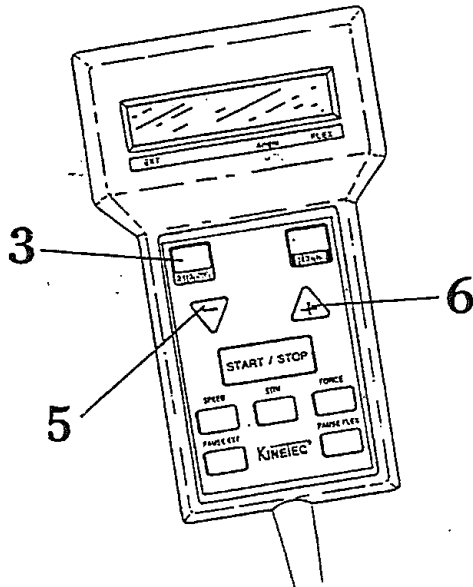
#### **Description**




Le KINETEC 4091 est composé des éléments suivants :


- A - Le transformateur.
- B - Le boîtier de commande (clavier + afficheur).
- C - Le berceau crural, réglable en longueur.
- D - Le berceau jambier, réglable en longueur.
- E - La planchette.
- F - Le corps de la machine.  
Il comprend notamment
  - l'électronique de commande,
  - la motorisation
  - le chariot et les éléments de guidage..
- G - Sangles d'attache au lit (OPTION)
- H - Butoir de pied de lit (OPTION)
- I - Butoir à roulettes (OPTION)

## Réglage de la limite d'EXTENSION





Vérifier si le commutateur (14) se trouve bien sur la position .

La modification de la limite d'EXTENSION peut se faire en marche ou à l'arrêt.

- Appuyer sur la touche 

l'afficheur indique 

15 EXT	35	120
--------	----	-----

- Appuyer sur la touche  ou 

jusqu'à l'affichage de la limite d'EXTENSION souhaitée. \*

- MINI :  $-3^{\circ}$

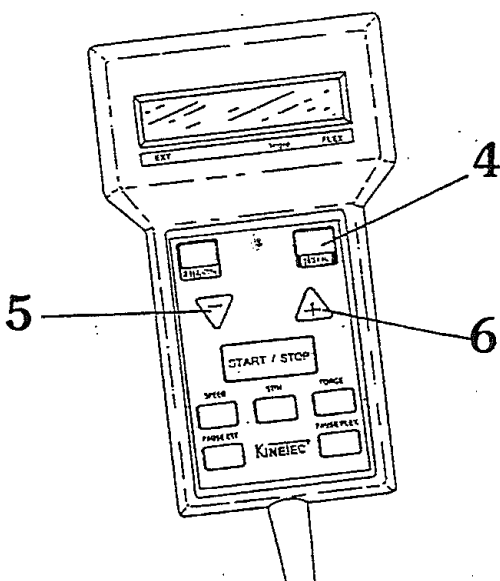
- MAXI :  $99^{\circ}$


Réglage par  $1^{\circ}$ .

### REMARQUE


Après 3 secondes, le KINETEC 4091 BIP et l'afficheur clignote 1 fois pour confirmer que l'une des valeurs d'utilisation a été modifiée.

## Réglage de la limite de FLEXION





Vérifier si le commutateur (14) se trouve bien sur la position .

La modification de la limite de FLEXION peut se faire en marche ou à l'arrêt.

- Appuyer sur la touche 

l'afficheur indique 

10 FLEX	32	120
---------	----	-----

- Appuyer sur la touche  ou 

jusqu'à l'affichage de la limite de FLEXION souhaitée. \*

- MINI :  $2^{\circ}$

- MAXI :  $128^{\circ}$

Réglage par  $1^{\circ}$ .

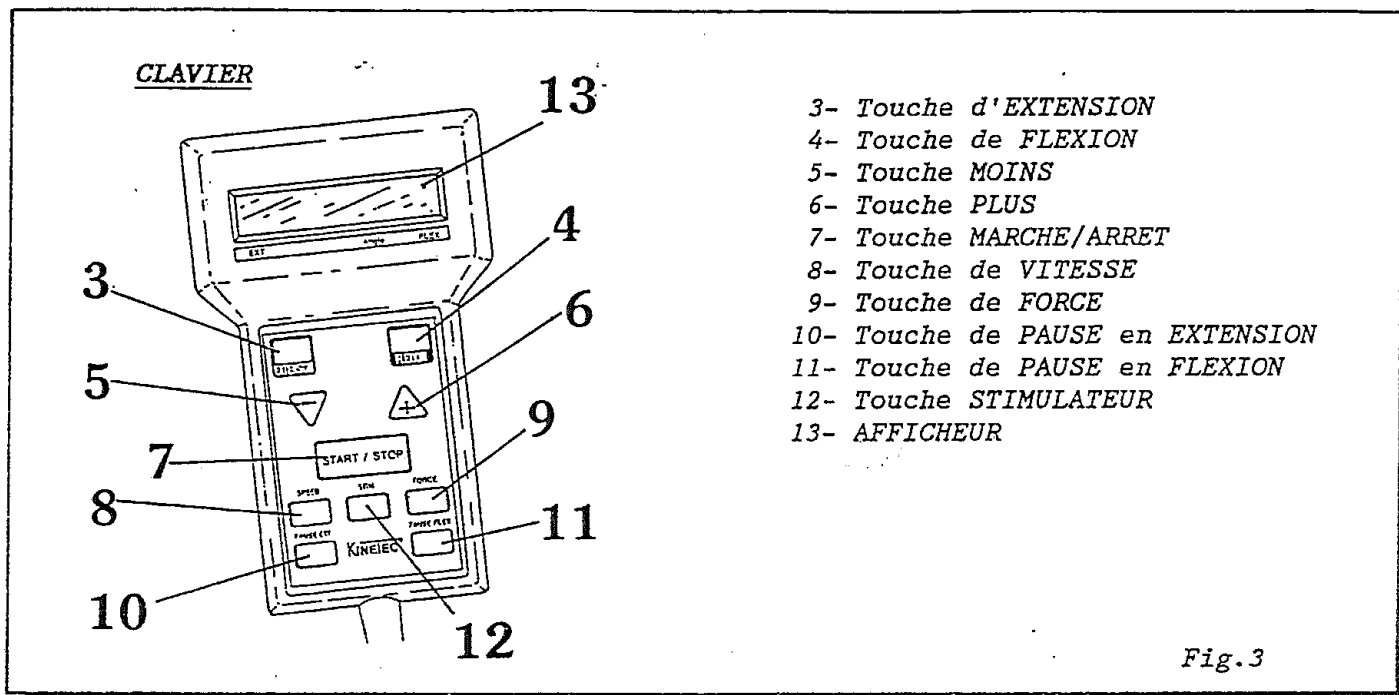
### REMARQUE

Après 3 secondes, le KINETEC 4091 BIP et l'afficheur clignote 1 fois pour confirmer que l'une des valeurs d'utilisation a été modifiée.

\* L'indication "5° LIMIT" apparait pour signaler que la limite de FLEXION est toujours au moins 5° plus grande que la limite d'EXTENSION.

### III UTILISATION DU BOITIER DE COMMANDE

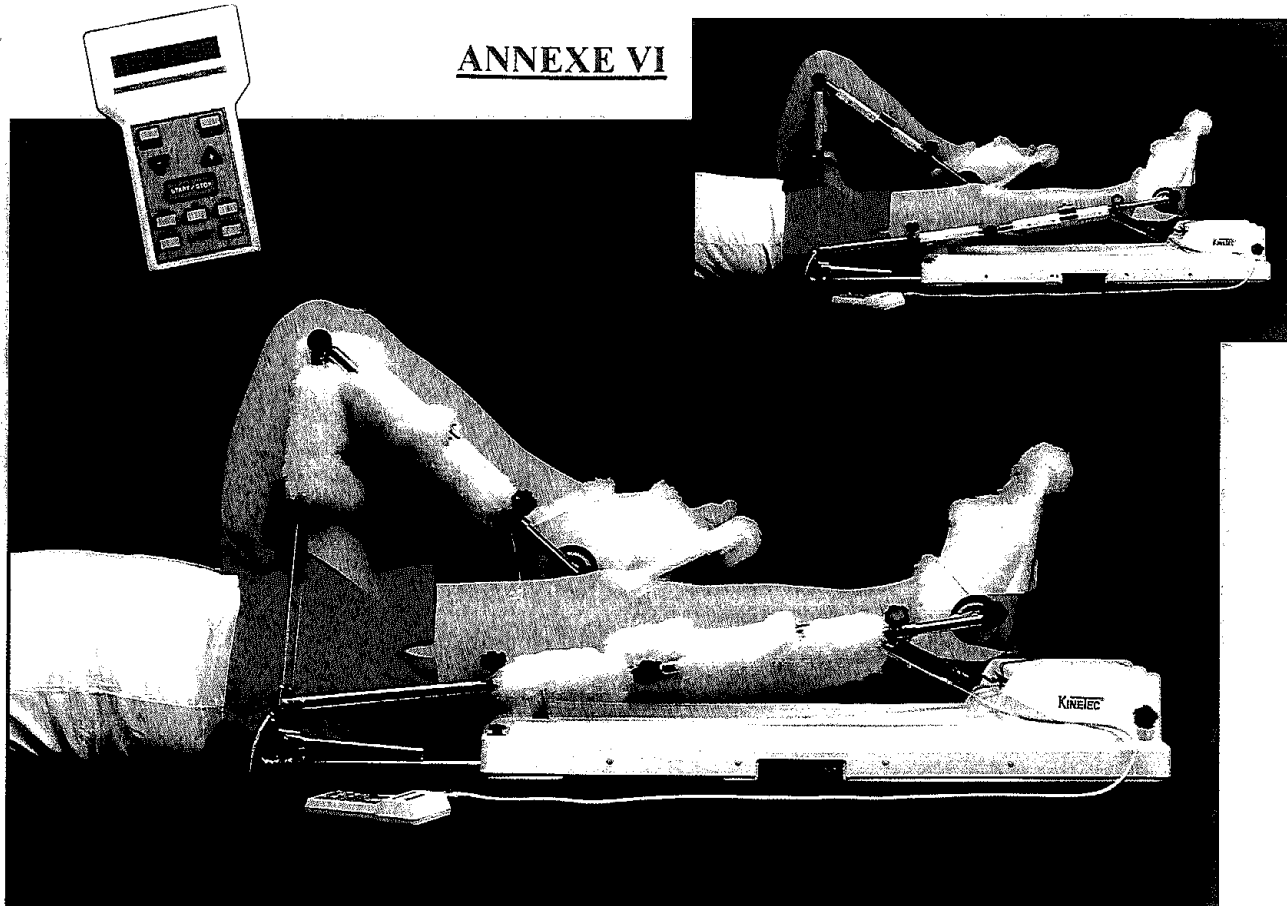
#### Description



#### CARACTERISTIQUES TECHNIQUES

- Dimensions (transport) :- Longueur : 875mm
  - Largeur : 330mm
  - Hauteur : 290mm
- Poids : 13,5Kg
- Alimentation : 230V 50/60Hz - 16,5W
- Limites angulaires genou : -3° à +128°
- Vitesse : de 20°/minute à 140°/minute
- Tailles patient : 112cm à 206cm
- Matière châssis : Aluminium
- Matière capots : ABS UL94

## ANNEXE VI



### PARTICULARITÉS

#### ANATOMIQUE :

Alignement parfait des axes d'articulation de la machine (hanche, genou, tibio-tarsienne) avec ceux du membre inférieur à traiter chez des patients de 1,45 à 1,95 m. Il en résulte une parfaite correspondance entre les amplitudes du genou du patient et les amplitudes programmées. La région périnéale est dégagée et offre un plus grand CONFORT au patient.

Une plus grande HYGIÈNE est assurée par des supports (cuisse et mollet) en matière plastique pouvant être facilement nettoyés et désinfectés. (stérilisation gaz ou autoclave).

#### COMMANDE ÉLECTRONIQUE :

Elle permet le réglage, l'affichage et le contrôle permanent des amplitudes, vitesses, pauses, et sensibilité à la douleur.

#### STIMULATION :

Possibilité d'adapter et de piloter un stimulateur électrique pour un travail en excito-moteur ou en antalgique.

#### INDICATIONS :

L'utilisation du KINELEC 4091 est indiquée pour mobiliser tous les genoux qui suite à un traumatisme ou à une intervention chirurgicale sont susceptibles de développer des contractures nécessitant un traitement très précoce :

- après fractures fémorales et tibiales ostéosynthésées.
- après libération de l'appareil extenseur du genou.
- après arthroplasties fémoro-tibiales et patellaires.
- après fractures patellaires.
- après ostéotomies.
- après ligamentoplasties.
- après arthrotomies de toutes sortes ainsi que les opérations effectuées par voie arthroscopique.
- ménisectomie.
- patellectomie.

- synovectomie.
- après arthrolyses et chirurgies palliatives (lésions cartilagineuses, ablation d'ostéomes...).

#### AVANTAGES CLINIQUES :

- mobilisation précoce.
- récupération rapide des amplitudes.
- diminution de la douleur post opératoire.
- réduction de la médication antalgique.
- prévention des adhérences péri et intra-articulaires.

#### SÉCURITÉ DU PATIENT :

- tension d'alimentation 12 V.
- le patient peut, à tout moment, stopper l'appareil et le faire repartir en sens inverse.
- le mouvement s'inverse en cas d'effort excessif.
- l'appareil est fabriqué suivant la norme IEC 601.1

#### AMPLITUDES

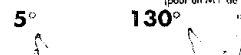
GENOU : HYPER-EXTENSION 3° FLEXION 128°



HANCHE : EXTENSION 5° FLEXION 80° (pour un M1 de 102 cm)



CHEVILLE :



#### DISTANCE DU GRAND TROCHANTER À LA MALLEOLE EXTERNE : Maxi : 102 cm - Mini : 58 cm

VITESSES : pour un cycle de 3° d'hyper-extension à 128° de flexion la plus rapide = 1'40"/min. ; 1'07" la plus lente = 20"/min. ; 6'55"

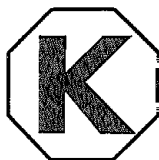
POIDS : 14 kg

#### RÉFÉRENCES DE COMMANDES :

Appareil complet	4091
Habillage de rechange	4650000191
Coque plastique crural	4670011681
Coque plastique jambière	4635004192
Support de pied plastique	4670011574

#### OPTIONS :

Sangle de cuisse	4650000571
Butoir à roulettes	4670012423
Butoir de pied de lit	4670012431
Sangle d'attache au lit	4670011300
Chariot range attelle	4655001053



KINELEC® COGEMO S.A.

Z.I. de TOURNES-CURON - B.P. 19 - F-08090 TOURNES - Tél. 24.52.91.21 - Télécopie 24.52.90.34