

G. Bergmann, R. Kölbl, A. Rohlmann

Orthop. Universitätsklinik und Poliklinik der Freien Universität Berlin, Biomechaniklabor/Deutschland

PROBLEMSTELLUNG

Die meisten Endoprothesen werden wegen der erstrebten initialen Festigkeit mit Polymethylmetacrylat (PMMA) im Knochen fixiert. Die Berechnung der Spannungen in Knochen und PMMA bei Belastung ist nur sinnvoll, wenn Kennwerte über die Festigkeit der Verbundzone (VZ) PMMA-Spongiosa (Sp) vorliegen. Erste Untersuchungen für statischen Schub und Zug [1, 2] und dynam. Schub/3/ liegen vor. Jetzt wurde die dynam. Zugfestigkeit der VZ untersucht. Wir nehmen an, daß die ermittelte "Zugdauerfestigkeit" ϵ_{ZD} ein Maß für die Beanspruchbarkeit der VZ während der ersten zwei Implantationsmonate ist. Das entspricht einer "Nutzlastspielzahl" $N_N = 10^5$. Es kann aber sinnvollerweise kein der technischen Definition (Haltbarkeit unendlich) entsprechendes ϵ_{ZD} angegeben werden. Das vom Knochenumbau bewirkte Absinken der Festigkeit bis zur "Stabilisationsphase" [4] kann nur im Tierversuch ermittelt werden.

METHODE

Es wurden Prüfkörperpaare wie in [1, 2, 3] aus Femurköpfen (Sektionsmaterial) hergestellt (Form Bild 1). Die 2+4 Sp-Zylinder je Kopf wurden in der Höhe geteilt, die gemeinsamen Schnittflächen ergaben die VZ (10mmØ) der Paare. In einer Führungshülse erfolgte bei einem Druck von 0,06N/mm² das Aushärten des PMMA. Die Eindringtiefen von ca. 2mm sind praxisnahe Werte. Die verwendete Prüfvorrichtung war kraftgesteuert (Bild 1). Die stat. Vorspannung wurde durch Federn eingestellt, der dynam. Anteil wurde durch eine umlaufende Masse m mit dem Schwerpunktabstand r erzeugt. Als Prüffrequenz wurden aus Zeitgründen 1000/min gewählt. Wegen der breiten Streuung von Kennwerten biologischen Materials wurden die Prüfkörper (PK) nicht wie üblich bei freigewählten konst. Beanspruchungen geprüft, sondern relative Belastungs-

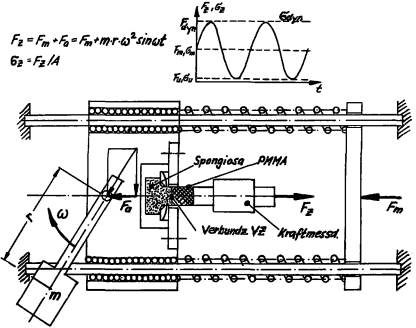


Bild 1 Prinzipbild der Prüfvorrichtung

niveaus (Max. dynam. Spannung/stat. Bruchsp. = $\epsilon_{dyn}/\epsilon_{ZB}$) verwendet. So konnten die Unterschiede der Bruchlastspielzahlen (N_B) herabgesetzt werden. Die Differenzen von ϵ_{ZB} der PK-Paare betragen bei 10 Vorversuchen (3±28)%, bei einem Mittelwert von 18%.

ERGEBNISSE

STATISCHE VERSUCHE

Von 66 PK-Paaren wurden jeweils ein PK stat. geprüft, mit einer Kraftanstiegsgeschw. von ca. 2N/s. Es ergaben sich Bruchspannungen von $\epsilon_{ZB} = (1,49 \pm 6,76) \text{ N/mm}^2$ (1) mit einem Mittelwert von $\epsilon_{ZB} = 3,72 \text{ N/mm}^2$ (2) und einer Standardabweichung von 1,45N/mm². In einem "90%-Bereich $\epsilon_{stat} = (1,7 \pm 5,9) \text{ N/mm}^2$ (3) lagen 90% aller Bruchspannungen.

DYNAMISCHE VERSUCHE

Es wurde bis zu einer Grenzlastspielzahl $N_G = 4 \times 10^6$ geprüft, in einem Fall bis $N = 10^7$. N_G entspricht einer Prothesentragzeit von 80 Monaten und liegt damit weit außerhalb der Reparatursphase [4]. Alle bis N_G nicht gebrochenen PK sind in Bild 2 mit \rightarrow gekennzeichnet. Die verwendeten Beanspruchungs-